

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ.....	i
REMERCIEMENTS	iii
TABLE DES MATIÈRES.....	iv
TABLE DES TABLEAUX.....	vi
TABLE DES FIGURES	vii
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 ÉTAT DE L'ART.....	4
1.1 LA DÉTECTION DES DANGERS.....	5
1.2 L'AVERTISSEMENT DES RISQUES.....	9
1.3 LA PROBLÉMATIQUE AUTOUR DE LA DÉTECTION ET DE L'AVERTISSEMENT.....	12
1.4 CONCLUSION.....	14
CHAPITRE 2 ANALYSE DES RISQUES DUS À LA DÉMARCHE.....	15
2.1 LES FACTEURS DE RISQUE DE CHUTE.....	16
2.1.1 TYPE DE SOL.....	17
2.1.2 ANGLE DU SOL.....	18
2.1.3 TEMPÉRATURE EXTÉRIEURE.....	18
2.1.4 TAUX D'HUMIDITÉ EXTÉRIEUR.....	19
2.1.5 NIVEAU DE FATIGUE ET D'ÉPUISEMENT.....	20
2.1.6 DÉMARCHE DE LA PERSONNE.....	20
2.1.7 MÉDICATION.....	21
2.1.8 PEUR DE TOMBER.....	21
2.1.9 ÉQUILIBRE GÉNÉRAL.....	22
2.2 ANALYSE DU RISQUE DÛ À LA DÉMARCHE.....	22
2.2.1 LES PHASES DE LA MARCHE.....	23
2.2.2 MODÈLE STATISTIQUE (STAT).....	24
2.2.3 MODÈLE AVEC RÉSEAU DE NEURONES (DONNÉES EN TEMPS-RÉEL).....	27
2.2.4 MODÈLE AVEC RÉSEAU DE NEURONES (DONNÉES D'UN PAS).....	29
2.3 EXPÉRIMENTATIONS ET RÉSULTATS.....	30
2.3.1 DÉTECTION ET CLASSIFICATION DES ANOMALIES DE LA DÉMARCHE.....	30
2.3.2 ÉVALUATION DES PERFORMANCES.....	34
2.4 DISCUSSION DES RÉSULTATS.....	37
2.4.1 CONCEPTION DES ALGORITHMES.....	37
2.4.2 MÉTHODOLOGIES EXPÉRIMENTALES.....	38
2.5 CONCLUSION.....	40
CHAPITRE 3 ÉTUDE SUR LA PERCEPTION TACTILE SOUS LES PIEDS.....	42
3.1 CONTEXTE DE L'ÉTUDE PERCEPTUELLE.....	43
3.2 LES MESSAGES TACTILES.....	44
3.2.1 TACTONS.....	45
3.2.2 ICÔNES HAPTIQUES.....	48
3.3 ÉVALUATION DE LA PERCEPTION TACTILE SOUS LES PIEDS.....	50
3.3.1 CONFIGURATION DE L'EXPÉRIMENTATION.....	51
3.3.2 MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE.....	56

3.3.3	RÉSULTATS ET ANALYSES	57
3.4	VALIDATION DES TACTONS	61
3.4.1	CONFIGURATION DE L'EXPÉRIMENTATION	62
3.4.2	MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE	62
3.4.3	RÉSULTATS ET ANALYSES	64
3.5	DISCUSSION SUR LA CARTE PERCEPTUELLE ET LES TESTS DE VALIDATION ..	65
3.6	CONCLUSION	67
CHAPITRE 4 PROGRAMME D'ENTRAÎNEMENT DES STIMULI TACTILES		69
4.1	LE JEU SÉRIEUX	70
4.1.2	ÉLÉMENTS PRINCIPAUX DU JEU	72
4.1.3	JOUER LE JEU	75
4.2	RÉSULTATS PRÉLIMINAIRES	76
4.3	CRITIQUE DU JEU SÉRIEUX PROPOSÉ	78
4.4	CONCLUSION	79
CONCLUSION		82
BIBLIOGRAPHIE		87

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 - Sommaire de l'analyse de risque des algorithmes	32
Tableau 2 - Sommaire des résultats tirés des recherches de Ménélas et Otis	44
Tableau 3 - Famille d'équations et fréquences des tactons	55
Tableau 4 - Guide pour l'évaluation des paires de tactons	55
Tableau 5 - Sommaire des résultats	64
Tableau 6 - Pointage moyen des participants après six jours	77

TABLE DES FIGURES

Figure 1 - Semelle instrumentée.....	13
Figure 2 - Niveau de risque en fonction de la température	19
Figure 3 - Niveau de risque en fonction du taux d'humidité	20
Figure 4 - Phase de la démarche.....	24
Figure 5 - Étapes de traitement des signaux pour le modèle STAT	26
Figure 6 - Étapes de traitement des signaux pour les modèles avec réseau de neurones	27
Figure 7 - Risques calculés par les trois algorithmes	31
Figure 8 - Pression des capteurs et temps.....	33
Figure 9 - Niveau de risque calculé par les modèles ANN-RT et ANN-S.....	33
Figure 11 - Composition de tactons (Brewster et Brown, 2004).....	47
Figure 12 - Hiérarchies de tactons (Brewster et Brown, 2004).....	47
Figure 13 - superposition et concaténation de bloc haptique (Enriques et coll, 2006).....	49
Figure 14 - Chaussure munie d'actionneurs vibrotactiles	53
Figure 15 - Formes des tactons (Ménélas et Otis, 2012).....	54
Figure 16 - Diagramme d'éboulis	58
Figure 17 - Diagramme de Shepard.....	59
Figure 18 - Carte perceptuelle obtenue par l'analyse MDS	60
Figure 19 - Menu principal du jeu sérieux	72
Figure 20 - Zone de jeux.....	74
Figure 21 - Séquence de jeux	76
Figure 22 - Temps moyen pour l'identification des tactons	78

INTRODUCTION

Les problèmes de santé sont plus fréquents chez la population âgée. Parmi ceux-ci, les chutes en représentent une grande partie. En effet, une étude récente de l'agence de santé du Canada relate que près du tiers des personnes âgées de plus de 65 ans chutent au moins une fois par année, causant ainsi 60 % des blessures de ce groupe d'âge [1]. De plus, même sans blessures, ces chutes peuvent causer un impact psychologique, temporaire ou permanent, dû à la peur de tomber de nouveau [2, 3]. Ce constat souligne le besoin d'élaborer des moyens de prévention des chutes. Or, pour qu'un programme de prévention soit efficace, il doit cibler plusieurs facteurs de chutes [4] qui se divisent en deux catégories. Ces derniers dépendent soit de facteurs humains (fatigue, mauvaise démarche, faiblesse musculaire, peur de tomber, trouble d'orientation, etc.) ou de facteurs environnementaux [5] (condition climatique, états de la chaussée, type de sol, luminosité, etc.).

Présentement, il existe quelques programmes de prévention qui visent à réduire les chutes chez les personnes âgées. Par exemple, Tinetti et coll. [6] ont démontré l'efficacité d'un programme de prévention sur plusieurs facteurs chez certains patients sujets aux chutes. De même, d'après une étude effectuée par Gillespie et coll. [7] sur différents types d'intervention effectuées sur des échantillons allant de vingt à mille sujets, il semble que le renforcement musculaire, l'ajustement des médicaments et l'étude de risque sur le milieu de vie aient porté ses fruits quant à la réduction des chutes dans ce groupe d'âge.

Néanmoins, malgré les bons résultats 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. La problématique à laquelle nous nous intéressons est donc

celle de la prévention d'une chute lors de la marche d'une personne âgée. Pour cela, nous voulons, à tout moment de la marche, détecter 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 travaux présentés dans ce mémoire se divisent ainsi en trois volets: la détection, l'avertissement et l'apprentissage.

Le premier volet étudie la détection des risques de chute dus à la démarche. Sachant qu'une plus grande variabilité des paramètres de la démarche influence les chutes [8], trois algorithmes pour détecter les anomalies de la démarche sont présentés. Ces dernières se basent soit sur les statistiques des paramètres de la démarche ou sur des techniques d'intelligence artificielle. 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. L'ensemble de ces travaux est également présenté dans les travaux de Gagnon et coll. [9].

Le deuxième volet de ce mémoire s'intéresse à l'avertissement du niveau de risque par des stimuli tactiles sous les pieds, déchargeant ainsi les canaux visuels et auditifs. Plus particulièrement, les travaux sont orientés vers une étude de la perception tactile sous les pieds afin de sélectionner un ensemble de messages tactiles facilement différenciables. Pour ce faire, une carte perceptuelle de différents stimuli est créée, de laquelle sont extraits les messages tactiles les plus différenciables. Ces derniers sont ensuite testés afin d'évaluer le choix des stimuli sélectionnés.

Le troisième volet s'attaque à l'apprentissage des stimuli tactiles en proposant un programme d'entraînement dissimulé dans un jeu sérieux. Ce dernier a notamment été

conçu afin de répondre à la nécessité de bien reconnaître les risques liés à un message tactile avant toute utilisation dans un environnement non contrôlé. Ainsi, par un entraînement journalier, le joueur est amené à évaluer la signification des différents stimuli tactiles qui lui sont présentés. De plus, une évaluation préliminaire sur la faisabilité du jeu est effectuée. Ce jeu sérieux a également été présenté dans les travaux de Gagnon et coll. [10].

En somme, nous nous efforcerons d'analyser ces trois volets au travers des lignes de ce mémoire. Pour ce faire, ce document est séparé de la manière suivante. Le premier chapitre aborde de manière détaillée un état de l'art en ce qui a trait à la détection de risque et à l'avertissement par l'haptique. Le deuxième chapitre porte sur la détection des facteurs de risques et, plus particulièrement, sur l'analyse du risque dû à la démarche par la proposition de trois algorithmes. Le troisième chapitre étudie la perception de messages tactiles sous les pieds avec l'aide d'une carte perceptuelle de différents stimuli vibratoires. Finalement, le quatrième chapitre expose un programme d'apprentissage des messages tactiles par l'aide d'un jeu sérieux.

CHAPITRE 1

ÉTAT DE L'ART

L'utilisation grandissante des appareils mobiles amène une grande diversité de technologies innovatrices. Le domaine de la santé n'y fait pas exception, comme le démontrent, par exemple, le système de surveillance de glycémie *iBGStar* ou les différents produits de *iHealth*. Il y a ainsi de plus en plus de produits tirant avantage de la capacité de calcul et de la mobilité du téléphone intelligent et c'est dans ce créneau que s'adresse l'approche originale de ce mémoire.

Ainsi pour fournir une assistance en temps réel aux personnes à risque de chuter, la problématique est abordée selon deux approches différentes. Dans un premier temps, il est nécessaire de détecter les dangers pouvant provoquer les chutes. Cependant, cette détection n'est pas suffisante pour effectuer un contrôle approprié des chutes. C'est pourquoi, dans un deuxième temps, afin de prévenir la chute en soi, la personne doit également être avertie rapidement du risque détecté.

Ainsi, ce chapitre présente les travaux importants se rapportant à ces domaines d'études. Plus particulièrement, il traite tout d'abord des différentes techniques permettant la détection des risques. Par la suite, il énonce les dernières avancées concernant l'avertissement par stimuli tactiles. Pour finir, il présente le prototype sur lequel se basent les travaux présentés dans ce mémoire ainsi que différentes définitions qui seront utilisées.

1.1 LA DÉTECTION DES DANGERS

L'évaluation des risques de chute peut s'effectuer par différents formulaires ou tests en clinique [11]. Par exemple, l'échelle d'équilibre de Berg est utilisée pour quantifier l'équilibre de la personne dans différentes activités quotidiennes [12]. Des tests plus complets, comme la course à obstacles de Rogers (*Rogers modular obstacle course*) [13], permettent d'évaluer différentes difficultés pour qualifier la performance des patients. Cependant, ces techniques ne sont pas viables pour une utilisation en temps réel puisqu'elles nécessitent un certain temps pour le traitement des informations et qu'elles requièrent l'aide permanente d'un professionnel de la santé. Toutefois, les dernières avancées technologiques peuvent alors venir en aide afin d'effectuer une détection rapide des dangers.

Sachant que le risque de chutes est beaucoup plus élevé lors de la marche que lorsqu'une personne est assise, il est raisonnable de penser que le risque varie en fonction des activités de l'individu. Ainsi, la détection d'activité fournit des informations intéressantes à ce propos. Par ailleurs, la technologie mobile offre plusieurs possibilités dans ce domaine [14]. Par exemple, Peng et coll. [15] présentent un algorithme fonctionnant sur un appareil mobile qui permet d'extraire certaines caractéristiques utiles à la détection d'activités. Dans le même ordre d'idée, Fuentes et coll. [16] présentent une méthode pour effectuer la reconnaissance de mouvements à l'aide des accéléromètres inclus dans un téléphone intelligent. De plus, certains chercheurs utilisent différents appareils personnalisés tels que le système de capteurs portables proposé par Mannini et Sabatini [17], où les données fournies par un accéléromètre permettent à la fois la détection d'activités et l'estimation de la vitesse de course. Les chaussures intelligentes

apparaissent également comme un bon outil pour déterminer la posture et les activités d'un utilisateur [18, 19]. Toutefois, même si tous ces systèmes fournissent des informations pertinentes pour les professionnels de la santé, l'activité elle-même en tant que facteur ne donne pas assez de détails sur le risque de chute.

À l'opposé, certaines recherches se sont intéressées à la détection de chutes, principalement afin de fournir une surveillance à domicile. Parmi celles-ci, l'étude de Lee et Carlisle [20] montre que la détection de chute peut être faite à l'aide d'un téléphone intelligent attaché à la taille. Utilisant la même idée, Fang et coll. [21] ont développé un système de détection de chute sur une plateforme *Android*. Leurs résultats indiquent une reconnaissance de chute supérieure à 70 % lors de différentes activités de bases telles que s'asseoir, se lever ou marcher. Pour sa part, l'étude d'Albert et coll. [22] a évalué la capacité de cinq algorithmes pour classifier les types de chute, obtenant un taux de succès de classification de près de 99 % pour deux d'entre eux. Cependant, malgré ces résultats encourageants et bien qu'ils s'agissent d'outils prometteurs permettant d'avertir des personnes ressources en cas de chute et ainsi de fournir assistance aux personnes âgées, la détection d'une chute s'effectue trop tard et l'utilisateur peut déjà avoir subi de graves blessures.

Dès lors, pour être efficace, un système de prévention doit détecter précisément le risque avant qu'une chute arrive. Or, le risque de chute est lié à plusieurs facteurs, tels que la médication [23], la peur de tomber [3], différentes variables environnementales [7] telles que la condition du sol ou la luminosité ainsi qu'à la qualité des systèmes biologiques. Il semble néanmoins que la démarche (ou l'équilibre de la démarche) soit

l'un des facteurs de chutes les plus importants [24]. C'est pourquoi plusieurs recherches s'intéressent à l'analyse de la démarche et de l'équilibre. D'ailleurs, celles-ci soulignent plusieurs caractéristiques pouvant discriminer les personnes âgées enclines aux chutes. En effet, après avoir passé en revue plusieurs recherches, Hamacher et coll. [8] arrivent à la conclusion que les variations temporelles de la démarche semblent être les paramètres les plus décisifs pour faire la différence entre les personnes en santé et celles à risque de chute. Toutefois, la mesure du centre de pression et de la stabilité latérale lors de la marche peuvent également être deux bons indices pour détecter les personnes à risque [25].

C'est ainsi que de multiples dispositifs ont été développés pour aider la démarche et l'équilibre [26-28] et qu'un bon nombre de recherches les utilisent pour faire l'analyse de la démarche. C'est le cas pour le système proposé par Caby et coll. [29] qui utilise un réseau d'accéléromètres afin d'extraire certaines caractéristiques de la marche, desquelles les personnes à risque de chute sont détectées. D'autres tirent profit de gyroscopes pour déterminer la dissymétrie de la démarche [30]. De même, Alahakone et coll. [31] ont proposé un système d'amélioration de l'équilibre comprenant des capteurs pour la détection de l'angle du tronc et des actionneurs vibratoires pour la correction de la posture. Néanmoins, ces systèmes restent très invasifs. Ainsi, pour alléger l'utilisateur, plusieurs dispositifs s'installent autour du pied [32, 33], où l'utilisation de la technologie sans fil apporte une gamme de chaussures et de semelles intelligentes portables et non encombrantes pour l'analyse de la démarche.

Parmi celles-ci, la chaussure avec capteurs intégrés présentée par Kong et coll. [34] utilisent la logique floue, une technique d'intelligence artificielle, afin de détecter des phases de la démarche. Par ce procédé, ils arrivent à déceler les anomalies relatives aux mauvaises séquences de marche et aux pressions inadéquates sous les pieds. Dans le même ordre d'idée, la semelle instrumentée sans fil conçue par Bamberg et coll. [35] est munie de multiples capteurs afin de surveiller une quinzaine de paramètres reliés à la démarche. Ce dispositif permet notamment de détecter la différence entre la démarche d'un individu en santé et celle d'un parkinsonien et se présente comme un bon outil pour venir en aide au professionnel de la santé. Les données d'accéléromètres sont également utilisées par Yu et coll. [36] pour détecter une démarche anormale, qu'ils corrigent ensuite par la stimulation vibratoire du fuseau neuromusculaire de la cheville, plus spécifiquement sur l'articulation entre le muscle tibial antérieur et le muscle triceps sural. Néanmoins, malgré les différents dispositifs apportés par ces chercheurs, il n'y a pas de détection du risque de chute effectuée.

Dans cette optique, Nodashi et coll. [37] parviennent à définir un indice de risque avec l'aide d'une chaussure instrumentée. Celui-ci se base sur différentes tendances statistiques calculées à partir de quelques paramètres de la démarche. Cependant, bien que le tout semble performant, le but premier du système proposé reste néanmoins de fournir un outil de contrôle pour les professionnelles de la santé.

En somme, la plupart des dispositifs poursuivent trois buts : la détection des anomalies, la correction de la posture et l'aide aux professionnelles de la santé. Or, bien que plusieurs systèmes démontrent leur utilité quant à la prévention des chutes, il semble

y avoir un manque quant à l'assistance en temps réel des personnes sujettes aux chutes fréquentes.

1.2 L'AVERTISSEMENT DES RISQUES

Il a été question précédemment des différentes méthodes utilisées pour la détection des dangers de chuter. Mais, pour donner une assistance immédiate sans l'aide de professionnels, l'avertissement du danger est primordial. Pour ce faire, les sensations tactiles fournissent un bon médium de communication. Elles sont d'ailleurs utilisées depuis plusieurs années afin de fournir des informations, notamment dans les jeux vidéo où les différents dispositifs de jeu vibrent pour attirer l'attention des joueurs sur certains événements. Les vibrations tactiles sont également employées par les téléphones cellulaires qui utilisent le mode vibration pour avertir l'utilisateur d'un appel entrant, entre autres choses. Ainsi par ces stimuli tactiles, un message binaire est envoyé à l'utilisateur (vrai ou faux). Cependant, la capacité perceptuelle de la peau de l'être humain permet une communication plus riche par différentes configurations vibrotactiles; une réalité que la compagnie *Immersion* exploite à l'aide de leur logiciel *Android HD Integrator*. Quoi qu'il en soit, que l'on parle d'icônes tactiles, de retours tactiles, de messages tactiles ou de stimuli vibrotactiles, l'objectif reste le même : la communication d'informations concises par le sens du toucher.

En fait, ce média peut être employé pour la substitution sensorielle, pour l'orientation spatiale ou pour attirer l'attention sur certains événements [38]. La transmission de messages tactiles peut d'ailleurs être utilisée dans plusieurs domaines,

dont les plus pertinents inclus notamment la perception de l'espace et la navigation, les soins de santé et les applications mobiles [39].

En premier lieu, les messages tactiles s'avèrent utiles pour la perception de l'espace. Que ce soit pour les non-voyants, pour la réalité augmentée ou pour le monde virtuel, les indices vibrotactiles peuvent être employés pour l'identification et la sélection de différents objets dans un univers spatial chargé. L'étude de Ménélas et coll. [40] explore d'ailleurs la sélection d'objets à l'aide de stimuli tactilo-kinesthésiques afin de décharger le canal visuel. Leur conclusion souligne qu'une condition multimodale (audio et haptique) est envisageable pour améliorer la sélection d'objets sans l'utilisation de la vue. Dans un autre ordre d'idée, McDaniel et coll. [41] propose d'utiliser des rythmes tactiles pour l'évaluation de la distance entre différents individus non voyants. L'haptique est également utilisé pour venir en aide à la navigation, comme la chaussure instrumentée proposée dans l'étude de Velazquez et coll. [42]. De même, une ceinture vibrante pour communiquer différentes informations de navigation lors de la conduite automobile est présentée par Boll et coll. [43]. Les messages tactiles semblent alors être performants pour la communication de différentes données spatiales.

En deuxième lieu, la perception haptique peut également venir en aide à différents problèmes de santé. Entre autres, différentes études s'intéressent à l'utilisation de messages tactiles pour l'entraînement à la marche [44, 45] et pour l'amélioration de l'équilibre chez les parkinsoniens [46]. Wu et coll. [47], quant à eux, proposent un veston muni de capacité haptique pour venir en aide aux patients avec des problèmes d'équilibre. De même, Zheng et Morrell [48] démontrent plutôt que l'utilisation de stimuli tactile peut

améliorer la posture assise ainsi qu'aider à l'entraînement et à la réadaptation des fonctions motrices. La perception haptique apporte donc son aide pour l'amélioration et l'entraînement de l'équilibre. Il est alors approprié de penser l'utiliser pour d'autres applications reliées à la santé, comme l'avertissement de risque.

La venue des technologies mobiles a ouvert un nouvel usage pour la recherche dans le domaine tactile. La capacité de calcul ainsi que les dispositifs de vibrations inclus dans différents appareils représentent un média de communication puissant. Par exemple, dans leur étude, Brewster et Constantin [49] ajoutent une sensation tactile au clavier numérique d'un appareil mobile. Avec ce dispositif, les participants parviennent à identifier les événements tactiles présentés avec un taux de succès global supérieur à 98 %. Cependant, le type de vibration est limité à la capacité de l'appareil et à sa position (généralement dans la poche ou en main). Or, les téléphones intelligents et les tablettes portables amènent encore plus de possibilités à l'haptique mobile par leur capacité de communication sans fil avec différents dispositifs à proximité. C'est pourquoi plusieurs optent pour la conception de leur propre instrument vibrotactile pouvant communiquer avec un appareil mobile. Pour ce faire, différents actionneurs peuvent être utilisés, par exemple les moteurs vibrants, les actionneurs linéaires et les actionneurs piézoélectriques. Plus spécifiquement, l'actionneur électromagnétique introduit par Yao et Hayward [50], l'*Haptuator*, a été développé pour l'envoi de vibrations tactiles précises. Ce dernier est d'ailleurs utilisé dans les travaux présentés dans ce mémoire pour la communication de messages tactiles sous les pieds.

Finalement, il existe d'autres dispositifs pour la stimulation haptique sous les pieds, comme certains planchers tactiles servant à l'avertissement de collision imminente lors de la conduite automobile [51] ou à la représentation virtuelle de différentes sensations tactiles [52, 53]. Néanmoins, la faible mobilité de ces systèmes les rend difficiles à utiliser pour l'assistance aux personnes ayant des problèmes d'équilibre.

1.3 LA PROBLÉMATIQUE AUTOUR DE LA DÉTECTION ET DE L'AVERTISSEMENT

Il a été discuté, d'une part, de la détection des dangers liés aux risques de chute et, de l'autre part, des différentes possibilités du toucher pour la communication d'information. Connaissant les différentes avancées dans ces domaines, l'association de dispositifs de détection et d'avertissement tactile pourrait former un système complet pour l'assistance des personnes à risque de chute. C'est d'ailleurs ce que deux chercheurs de l'UQAC, les professeurs Ménélas et Otis, ont proposé avec leur chaussure instrumentée introduite initialement dans leur publication [54]. Ce système vise plus particulièrement le recensement et la détection de l'ensemble des facteurs pouvant causer une chute et l'avertissement de l'utilisateur par des messages tactiles significatifs.

Ainsi, le dispositif, sous forme de chaussures ou de semelles, est muni de différents capteurs et actionneurs destinés respectivement à la détection et à la communication de messages tactiles. La Figure 1 montre d'ailleurs un schéma du prototype où il est présenté la position de différents capteurs tels que les capteurs de force FSR (*Force-Sensing Resistor*), un capteur de flexion (*Bending Variable Resistor*), un accéléromètre trois axes et un gyroscope. Il est également envisagé l'ajout d'autres capteurs tels qu'un thermomètre et un hygromètre pour aider la détection de l'ensemble

des risques. Il y a également différents actionneurs comme des moteurs vibratoires et des dispositifs piézoélectriques inclus dans la semelle. De plus, pour permettre la mobilité du système, le traitement des capteurs se fait par un téléphone intelligent qui reçoit les données via un dispositif *Bluetooth*.

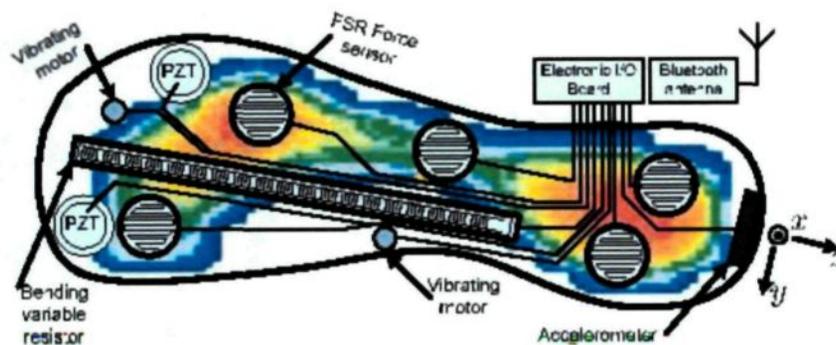


Figure 1 - Semelle instrumentée
(tirée de Otis et Ménélas [54])

L'utilisation de ce dispositif a déjà fait ses preuves pour certaines situations. Par exemple, Otis et Ménélas [54] ont démontré qu'une chaussure munie d'accéléromètres au talon permet de détecter la nature de différents sols. De même, une semelle du même type est utilisée pour automatiser un test d'équilibre [55]. Néanmoins, il reste beaucoup de validations à compléter et d'études scientifiques à mener avant des essais cliniques avec des personnes en perte d'autonomie. Notamment, peu d'études ont évalué la sensation tactile sous les pieds pour la transmission de messages, bien qu'il existe quelques recherches qui démontrent que certaines formes de stimuli peuvent être discriminées lorsque présentées sous les pieds [56] et que différents messages vibrotactiles présentés sous les pieds peuvent être appris et reconnus en peu de temps [57].

C'est dans ce contexte que les travaux présentés dans ce mémoire ont évolué. Plus particulièrement, ils tentent de définir quelques bases théoriques et pratiques nécessaires pour l'utilisation du prototype présenté à la Figure 1 tant pour la détection que pour l'avertissement des risques de chutes.

1.4 CONCLUSION

Les notions discutées dans ce chapitre servent d'assises pour les travaux présentés dans ce mémoire. En utilisant à la fois les capacités d'une chaussure instrumentée pour détecter les dangers et l'habileté du touché haptique pour la communication des risques, il est visé d'obtenir un système efficient qui permettra de limiter les chutes occasionnées par les personnes âgées. La semelle proposée par Otis et Ménelas fournit d'ailleurs un ensemble de composantes matérielles pour la conception d'un tel système. Ainsi, nous avons entre les mains un ensemble d'outils pour nous attaquer à la prévention des chutes lors de la marche, qui vise comme objectif l'assistance aux personnes âgées.

Comme premières étapes pour aborder cette problématique, le système doit être en mesure de détecter le niveau de risque de chute lors de la marche. C'est l'objet du prochain chapitre, où il est proposé et testé trois algorithmes pour la détection du risque de chute dû aux variations des paramètres liés à la démarche.

CHAPITRE 2

ANALYSE DES RISQUES DUS À LA DÉMARCHE

Les chutes affectent considérablement la mobilité de la population âgée. Les conséquences observées sont des traumatismes physiques et, dans plusieurs cas, des impacts psychologiques dus notamment à la peur de retomber. En conséquence, même sans blessure, une chute peut entraîner une perte de confiance et une réduction de la mobilité. En dépit des développements actuels dans les programmes de prévention de chutes, aux meilleures de notre connaissance, il nous semble qu'aucun d'entre eux ne fournisse d'assistance en temps réel pour le suivi journalier des activités des personnes à risque de chuter. C'est ce qui a motivé la conception, la fabrication et l'évaluation d'une chaussure intelligente qui peut détecter les situations comportant un risque de chute.

Il existe plusieurs facteurs affectant ce risque. Parmi ceux-ci, la démarche est l'un des plus importants. En effet, les anomalies de la démarche peuvent représenter une réduction des fonctions motrices et ainsi considérablement augmenter le risque de chute. Dans cette optique, ce chapitre s'intéresse à la détection et à l'évaluation du risque de chute dû à la démarche. Plus particulièrement, trois différents algorithmes utilisant les capacités de la semelle présentée à la section 1.3 y sont détaillés. La plupart des travaux dans cette section ont été présentés à la conférence *internationale 2013 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics* [9].

Dans les sections suivantes, vous trouverez dans un premier temps un aperçu des différents facteurs pouvant influencer le risque de chute. Il y sera ensuite exposé trois

modèles différents permettant l'analyse du risque due à la démarche. Ces modèles se basent sur les statistiques des paramètres de la démarche ainsi que sur des techniques d'intelligence artificielle. Par la suite, les trois modèles seront comparés et évalués à l'aide de deux expérimentations.

2.1 LES FACTEURS DE RISQUE DE CHUTE

La notion de risque est un concept difficile à quantifier. Pour ce faire, le niveau de risque est généralement composé de différents facteurs. Par exemple, *Transport Canada* définit l'indice de risque pour le transport aérien comme étant la multiplication de trois facteurs: la probabilité de l'incident, la gravité de l'accident et l'exposition au danger [58]. Chacun de ces trois facteurs est évalué entre zéro et quatre de façon qualitative selon une charte prédéfinie. L'indice de risque obtenu peut ensuite être utilisé pour une prise de décision sécuritaire. Une méthode semblable est également utilisée par l'industrie agroalimentaire comme cité par Anthony [59].

Ce chapitre s'inspire de cette dernière définition pour obtenir un indice de risque de chute. En effet, pour l'obtenir, différents facteurs sont analysés et regroupés. L'équation (1) indique d'ailleurs comment le risque R est obtenu à partir de la multiplication de plusieurs autres facteurs. Pour éviter un risque nul, la valeur numérique de chacun de ceux-ci doit être strictement supérieure à zéro.

$$R = (R_S R_\theta R_T R_o R_H R_t R_G)(R_M R_F R_B). \quad (1)$$

Les facteurs de risques de chute sont séparés en deux groupes. Il existe dans un premier temps des facteurs variables en temps réel tels que le type de sol (R_S), l'angle du

sol (R_θ), la température extérieure (R_{T_o}), le taux d'humidité extérieur (R_H), le niveau de fatigue ou d'épuisement (R_t) et la démarche de la personne (R_G). Ces derniers pourraient ainsi être détectés en temps réel par un système tel que la chaussure présentée à la Figure 1. Le deuxième groupe comprend des facteurs plus statiques pouvant être quantifiés par des formulaires ou par différents tests cliniques, notamment le risque dû à la médication (R_M), à la peur de tomber (R_F) et à l'équilibre général de la personne (R_B).

L'indice obtenu par la dernière équation pourra servir à avertir l'utilisateur des différents dangers de chute. De plus, afin de contrôler différents problèmes menant à la chute chez un utilisateur donné, chaque facteur pourra être traité indépendamment.

Puisque ce mémoire se limite aux capacités de la semelle proposée, c'est l'analyse du risque de chute dû à la démarche qui sera spécifiquement étudiée. Il est toutefois important de définir les autres facteurs influençant le risque de chute. Les neuf facteurs de l'équation (1) sont donc davantage détaillés dans les sections suivantes.

2.1.1 TYPE DE SOL

Le risque de chute peut être grandement affecté par le type de sol sur lequel un individu marche. Par exemple, la marche sur un sol tel que du sable ou de la neige amène un risque bien différent que celle sur un sol bétonné. De ce fait, les caractéristiques physiques du sol influencent directement le risque de chute. Pour détecter ces caractéristiques avec la chaussure, une étude de cas a déjà été présentée dans l'étude de Otis et Ménélas [54]. Dans cette dernière, les données d'un accéléromètre introduit dans la semelle de la chaussure sont enregistrées lors de la marche. À l'aide de la transformée de Fourier, le signal de l'accélération de chacune des frappes du talon est analysé. Ainsi,

par l'accélération induite de l'impact avec le sol, les caractéristiques de ce dernier sont obtenues et un risque de chute dû au type de sol en est extrait.

2.1.2 ANGLE DU SOL

La marche sur une surface plane est normalement sécuritaire. Or, emprunter des escaliers ou s'engager sur une pente comporte plus de risque. L'angle du sol est donc un des facteurs pouvant causer une chute. L'utilisation d'une courbe exponentielle semble le mieux appropriée pour définir l'indice de risque dû à une pente. En effet, le risque s'accroît considérablement pour une augmentation relativement faible de l'angle du sol. De plus, le risque lors d'une marche sur une pente est grandement influencé par le coefficient de friction qui est lié, entre autres, à la température et aux taux d'humidité extérieurs.

Rapport-gratuit.com 
LE NUMERO 1 MONDIAL DU MÉMOIRES

2.1.3 TEMPÉRATURE EXTÉRIEURE

Gao et coll. [60] souligne que le verglas est la cause d'un grand nombre de chutes, dues à la fine couche d'eau se retrouvant à sa surface. Ainsi, le risque de chute est plus élevé lorsque la température avoisine zéro degré Celsius et il en découle la pertinence d'ajouter un thermomètre dans la semelle extérieure de la chaussure. Pour définir l'indice de risque dû à la température, une courbe gaussienne telle que présentée à la Figure 2 peut être utilisée. Celle-ci reflète bien qu'à une température très basse, l'eau est complètement gelée et le film d'eau à la surface du sol se fait plus rare, ce qui abaisse le risque de chute. De plus, à une température élevée la glace fond et le risque de chute due au sol gelé diminue considérablement.

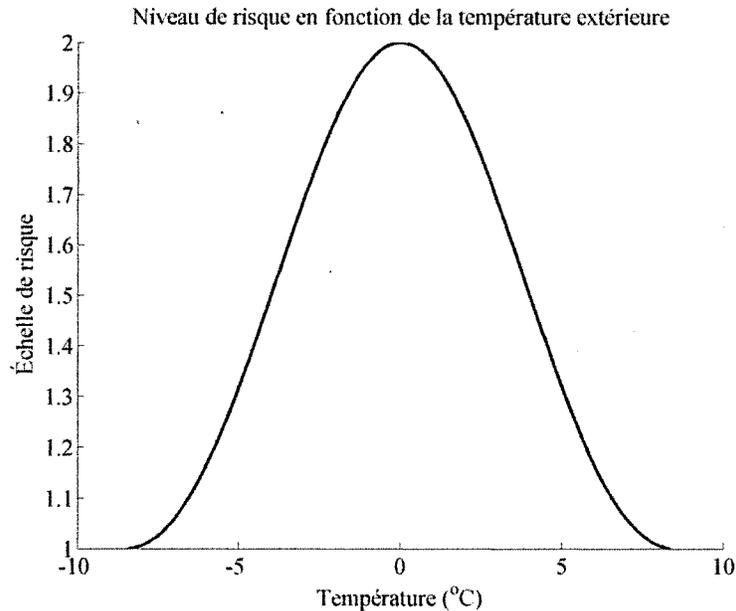


Figure 2 - Niveau de risque en fonction de la température

2.1.4 TAUX D'HUMIDITÉ EXTÉRIEUR

Dans un même ordre d'idée, bien que l'humidité extérieure ne représente pas à lui seul un facteur de risque à proprement dit, un taux d'humidité élevé peut être un signe de la présence d'un film d'eau sur le sol. Or, certains peuvent être glissants lorsque mouillés, comme stipulé dans la section précédente, et apportent ainsi un risque de chute plus élevé. Pour faire la corrélation entre l'indice de risque et le taux d'humidité, il est proposé d'utiliser une courbe sigmoïde comme démontré à la Figure 3. Ainsi, à un taux d'humidité sous les 70 %, le risque est faible. Lorsque le taux d'humidité s'approche de 100 %, le risque de chute atteint l'indice maximum. En résumé, à un taux d'humidité de 80 %, la présence d'un film d'eau devient de plus en plus probable, augmentant ainsi le risque linéairement.

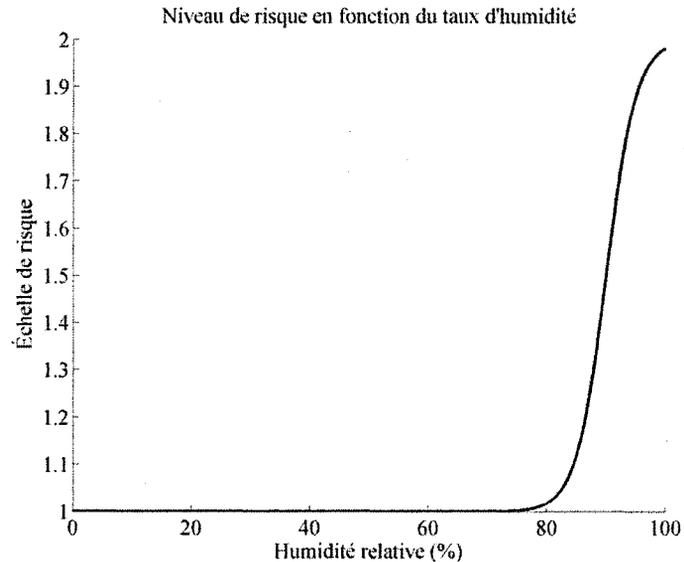


Figure 3 - Niveau de risque en fonction du taux d'humidité

2.1.5 NIVEAU DE FATIGUE ET D'ÉPUISEMENT

Marcher sur une longue période de temps peut causer la fatigue musculaire ou une perte d'attention, ce qui augmente le risque de chuter. Le calcul du niveau de fatigue peut alors se faire en mesurant la variabilité du battement cardiaque ainsi qu'avec certaines caractéristiques biomécaniques [61]. Il serait donc également pertinent de mesurer le rythme cardiaque et le temps de marche afin de définir un indice de risque lié à la fatigue et à l'épuisement.

2.1.6 DÉMARCHE DE LA PERSONNE

La locomotion de la personne est l'un des facteurs de risque de chute des plus importants. Plus précisément, c'est la variation des paramètres de la marche qui semble faire la différence entre les chuteurs et les non-chuteurs. En effet, Hamacher et coll. [8] a conclu que la variation des mesures temporelles de la marche a un principal impact sur le risque de chute. C'est cet aspect qui sera principalement étudié dans ce chapitre. La

section 2.2 approfondira ainsi comment la semelle présentée à la Figure 1 est utilisée pour effectuer l'analyse du risque dû à la démarche.

2.1.7 MÉDICATION

La médication peut également avoir un effet significatif sur le maintien de l'équilibre. Les effets secondaires de chaque médicament peuvent être évalués afin de les associer à un risque de chute donné. Les médicaments augmentant le risque de chute peuvent être séparés en deux classes, soit les benzodiazépines et les antidépresseurs [62]. Ces médicaments pourraient également inclure les antiépileptiques, les antipsychotiques, les médicaments antiparkinsoniens, les opioïdes, spasmolytiques urologiques et les médicaments pour les maladies cardiovasculaires [23]. D'ailleurs, une forte corrélation a été établie entre les médicaments et le risque de chute dans les dernières décennies. En raison d'interaction possible, il est à noter qu'une attention particulière doit être portée sur la combinaison de médicaments. Ce facteur de risque n'est pas calculable en temps réel. Il devrait ainsi être surveillé et mis à jour par un professionnel de la santé.

2.1.8 PEUR DE TOMBER

Comme mentionnée précédemment, chez les personnes âgées, la peur causée par une chute antérieure peut laisser un impact psychologique important. En modifiant la confiance d'un individu ainsi que sa réaction au danger perçu, le risque de chuter s'en trouve influencé. Dans cette optique, ce facteur doit également faire partie des facteurs de risques de chute. Son évaluation, bien que difficile, peut se faire à l'aide d'un formulaire ou par l'utilisation d'un jeu sérieux.

2.1.9 ÉQUILIBRE GÉNÉRAL

Le maintien de l'équilibre dans les différentes activités quotidiennes d'une personne influence directement le risque de chute. Pour l'évaluer, il existe différents outils tels que le *Berg Balance Scale* ou le *Tinetti Assessment Tool*. Ces outils sont généralement utilisés par des professionnels pour évaluer la capacité des patients à maintenir leur équilibre. De façon plus autonome, un jeu sérieux pour effectuer le *Berg Balance Test* est présenté dans les travaux de Brassard et coll. [55]. L'indice obtenu par ces tests peut être utilisé dans le calcul d'un indice de risque dû à l'équilibre de la personne.

2.2 ANALYSE DU RISQUE DÛ À LA DÉMARCHE

Pour analyser le risque de chute dû à la démarche, les capacités d'une version simplifiée du dispositif présenté à la Figure 1 sont utilisées. Ainsi, les différents paramètres évalués sont issus de quatre capteurs de force FSR et d'un capteur de flexion. Cette section propose trois modèles d'analyse de la démarche: (1) le modèle statistique (STAT), (2) le modèle avec réseau de neurones sur les données en temps réel (ANN-RT) et (3) le modèle avec réseau de neurones sur les données d'un pas (ANN-S).

De plus, comme la démarche est spécifique à chaque personne, ces trois modèles nécessitent une première étape d'entraînement, et ce, avant leur utilisation. Le processus d'entraînement, qui est en effet essentiel pour prendre en compte des différences physiques et morphologiques de chaque marcheur, devrait être supervisé par une personne habilitée en la matière.

Le premier modèle est basé sur différentes statistiques extraites des paramètres de la démarche. Les deux autres méthodes, quant à elles, utilisent des techniques d'intelligence artificielle. Les deuxième et troisième modèles se différencient par les caractéristiques temporelles traitées. Le modèle ANN-RT traite les données courantes reçues par la chaussure - à un taux de 100 Hz -, tandis que le modèle ANN-S utilise différentes données calculées à partir d'un pas complet (entre la frappe du talon et la propulsion des orteils). Dans les sections suivantes, quelques définitions utilisées pour diviser la démarche seront détaillées dans ce chapitre. Par la suite, les trois modèles sont explicités davantage.

2.2.1 LES PHASES DE LA MARCHE

La marche de l'être humain peut être divisée en deux phases principales: la phase d'appui, où le pied est en contact avec le sol, et la phase d'oscillation, où le pied quitte le sol et se balance vers l'avant. Compte tenu de l'emplacement de différents capteurs sous la semelle de la chaussure, l'analyse de la démarche se fait principalement lors de la première phase. Pour faciliter l'explication des algorithmes proposés dans cette section, la phase d'appui est divisée en trois périodes: la frappe du talon sur le sol (1), le pied à plat (2) et la propulsion par les orteils (3). Ces trois périodes sont d'ailleurs présentées à la Figure 4. Dans les sections qui suivent, ces définitions sont principalement utilisées pour la mesure temporelle des pas. Ainsi, le temps passé depuis la dernière frappe du talon est appelé le temps du pas courant tandis que le temps passé lorsque le pied est à plat sera appelé le temps de pied à plat.

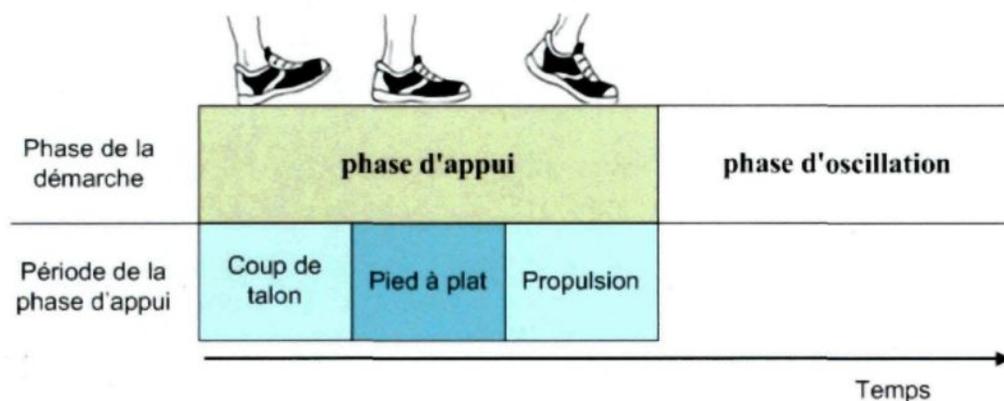


Figure 4 - Phase de la démarche

2.2.2 MODÈLE STATISTIQUE (STAT)

Les modèles statistiques présentent une première approche vers les techniques d'intelligence artificielle. D'autres études sur l'analyse de la démarche utilisent d'ailleurs de tels modèles. Notamment, pour caractériser la variabilité de la démarche chez les parkinsoniens, Wu et Krishnan [63] proposent l'utilisation d'un modèle statistique. Également, à l'aide d'une chaussure instrumentée, Noshadi et coll. [37] calculent en temps réel un indice de variabilité de la démarche en utilisant les tendances statistiques de quelques pas.

Dans le modèle statistique proposé dans ce mémoire, l'analyse de la démarche est effectuée en comparant différents paramètres de la marche avec leur valeur moyenne respective. Les paramètres surveillés sont obtenus de données transmises par la chaussure et sont séparés par pas. Ainsi, à chaque moment à partir d'une frappe du talon, les données brutes sont traitées afin d'obtenir de chaque capteur le temps d'activation, la pression au temps courant et la pression maximum. De plus, les temps pris pour la phase d'appuis et la phase d'oscillation sont également enregistrés.

La phase d'entraînement prend donc un ensemble de données issues de la démarche moyenne de l'utilisateur. Ainsi, un nouvel utilisateur doit faire quelques pas avant que le modèle puisse convenablement évaluer sa démarche. Chacun des paramètres enregistrés lors de la séquence d'entraînement est basé sur le début du pas. Par exemple, si dix pas sont effectués, alors il y aura dix données de pression des capteurs à chaque temps (cent données par seconde). Ces données devraient être obtenues d'une marche supervisée afin de s'assurer que l'entraînement s'effectue sur des données convenables et non sur une démarche inadéquate.

La valeur moyenne des paramètres et leurs écarts types respectifs sont calculés à l'aide des équations (2) et (3):

$$\widehat{D}_{jt} = \frac{1}{|S|} \sum^S D_{jt} \quad (2)$$

$$\sigma_{jt} = \frac{1}{|S|} \sqrt{\sum^S (\widehat{D}_{jt} - D_{jt})} \quad (3)$$

où D_{jt} est la donnée du paramètre j au temps t depuis le début de la dernière frappe du talon, \widehat{D}_{jt} la moyenne et σ_{jt} l'écart type. La somme est faite sur l'ensemble des échantillons de pas S . Il est important de noter qu'à un temps donné depuis le début du pas, il y a $|S|$ donnés.

Les trois étapes qui composent l'analyse de la démarche selon le modèle STAT sont résumées à la Figure 5. Dans un premier temps, pour extraire le risque de chute d'une donnée courante D_{jt} , l'algorithme calcule, pour chaque paramètre j au temps t sélectionné, le ratio R_{jt} indiquant combien d'écarts types la donnée s'éloigne de la

moyenne \bar{D}_{jt} comme démontré par l'équation (4). Par la suite, chaque ratio R_{jt} est alors multiplié par un poids W_j conformément à l'équation (5). Le résultat calculé par cette équation donne un indicateur G_t de l'anormalité de la démarche à un temps t depuis la dernière frappe du talon. L'indicateur global G est obtenu par la somme de tous les indicateurs temporels du pas comme démontré par l'équation (6). Finalement, la troisième étape consiste à discrétiser l'indice de risque en appliquant différents seuils à l'indicateur global.

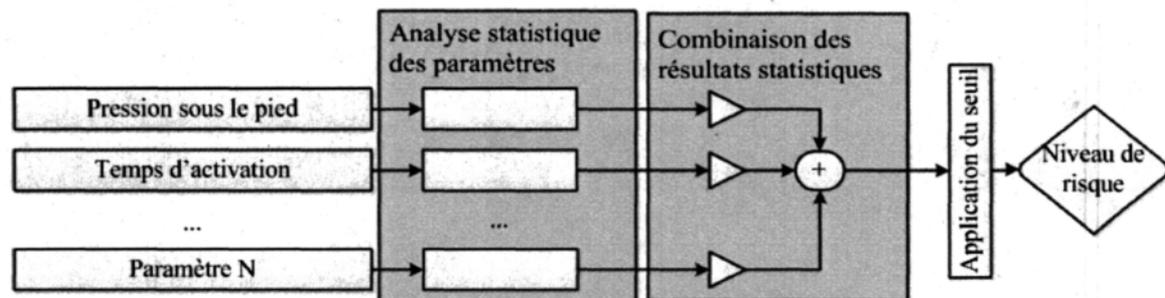


Figure 5 - Étapes de traitement des signaux pour le modèle STAT

$$R_{jt} = \frac{D_{jt} - \bar{D}_{jt}}{\sigma_{jt}} \quad (4)$$

$$G_t = \sum_j (W_j \times R_{jt}) \quad (5)$$

$$G = \sum_t G_t \quad (6)$$

Au final, si la donnée courante est proche de la moyenne calculée, l'indicateur global aura une basse valeur, ce qui entrainera un indice de risque faible. D'un autre côté, si la donnée s'éloigne de la moyenne, l'indicateur s'accroîtra, ce qui augmentera la valeur de l'indice de risque, donnant ainsi un indicateur en temps réel de la déviation de la démarche de référence.

2.2.3 MODÈLE AVEC RÉSEAU DE NEURONES (DONNÉES EN TEMPS-RÉEL)

Comme son nom l'indique, le modèle avec réseau de neurones ANN-RT analyse la démarche avec les données d'entrées courantes. De telles méthodes sont utilisées pour différencier la démarche entre un sujet normal et un patient atteint de la maladie de parkinson [64]. Dans un même ordre d'idée, l'utilisation de réseaux de neurones artificielles permet l'identification de démarches anormales chez les parkinsoniens [65]. Pour analyser la démarche, le modèle ANN-RT traite immédiatement les données transmises par la chaussure. Par contre, avant d'être analysées par le réseau de neurones, les données brutes doivent être prétraitées. Ainsi, le fonctionnement du modèle ANN-RT nécessite trois étapes de calcul: l'extraction des caractéristiques, le traitement par le réseau de neurones et la discrétisation de l'indice de risque, tel que montré dans la Figure 6.

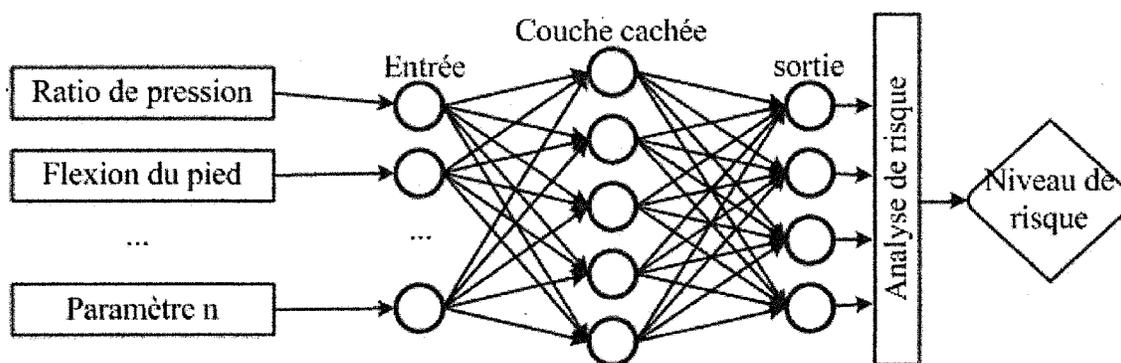


Figure 6 - Étapes de traitement des signaux pour les modèles avec réseau de neurones

Les paramètres utilisés tirent avantage de la flexion de la semelle, du ratio de pression exercé sur le talon (R_h), du ratio de pression exercé sur les orteils (R_t), et du ratio de temps où le pied est à plat par rapport au temps total depuis la dernière frappe du talon (R_{ms}). Bien que les données brutes du capteur de flexion puissent être directement utilisées comme entrée, les trois autres ratios doivent être calculés. Pour ce faire, les

équations (7) et (8) sont utilisées afin d'extraire les deux ratios de pression à partir des capteurs (P). Pour calculer R_{ms} , le temps du pied à plat T_{ms} est divisé par le temps total du pas T_{step} tel que montré par l'équation (9):

$$R_h = \frac{P_{hi}}{P_{hi} + P_{he}} \quad (7)$$

$$R_t = \frac{P_{ti}}{P_{ti} + P_{te}} \quad (8)$$

$$R_{ms} = \frac{T_{ms}}{T_{step}} \quad (9)$$



où les indices représentent la position des capteurs: talon h , orteils t , intérieur i , extérieur e .

Après quelques tests, les caractéristiques du réseau de neurones artificiel ont été fixées à quatre entrées, à quatre sorties et à une couche cachée de huit neurones. Ainsi, les caractéristiques extraites des données sont utilisées comme entrée, alors que les quatre sorties reflètent le risque relié à la démarche de l'utilisateur. Pour discrétiser l'indice de risque, les valeurs des quatre neurones de sorties sont pondérées et additionnées ensemble par l'équation (10) :

$$Risk = \sum_k (O_k \times \omega_k) \quad (10)$$

où O_k est la valeur de sortie du neurone k et ω_k est son poids correspondant. Tout comme le modèle statistique, un seuil est ensuite appliqué pour obtenir l'indice de risque.

Bien que l'analyse de la démarche soit plutôt directe, l'utilisation de réseau de neurones nécessite une étape d'entraînement avant d'être fonctionnelle. Plus particulièrement, le modèle ANN-RT est entraîné utilisant l'algorithme de

rétropropagation du gradient (*Backpropagation*) et nécessite de bonnes données d'entraînement. Ces données doivent notamment contenir des échantillons de pas représentant tous les quatre niveaux de risque à obtenir. Pour acquérir ces données, plusieurs pas sont enregistrés et analysés par le modèle STAT. Par la suite, les données d'entraînement sont construites par une sélection de quelques-unes des données de chaque pas évaluées. Comme une démarche instable est nécessaire pour obtenir un ensemble de données d'entraînement convenable, celles-ci devraient être acquises sous la supervision d'une personne habileté en la matière.

2.2.4 MODÈLE AVEC RÉSEAU DE NEURONES (DONNÉES D'UN PAS)

Le modèle ANN-S est semblable au modèle ANN-RT. La Figure 6 donne un aperçu des trois étapes de traitement: l'extraction des caractéristiques, le traitement du réseau de neurones et la discrétisation de l'indice de risque. La principale différence entre le modèle ANN-RT et le modèle ANN-S réside dans la sélection des caractéristiques. Dans le premier, celles-ci ne dépendent pas d'un pas complet. À l'opposé, les caractéristiques du modèle ANN-S sont extraites lorsqu'un pas est terminé, soit à la fin de la période de propulsion. Elles comprennent la flexion maximum de la semelle, le ratio de temps en période de pied plat tel que calculé par l'équation (9), la pression moyenne durant la période de pied plat P_{ms} et le ratio temporel de la phase d'appuis versus la phase d'oscillation $R_{StanceToSwing}$. Ces deux dernières caractéristiques sont calculées à l'aide des formules (11) et (12):

$$P_{ms} = \frac{1}{T_{ms}} \sum P_{jt} \quad (11)$$

$$R_{StanceToSwing} = \frac{T_{stance}}{T_{swing} + T_{stance}} \quad (12)$$

où P_{jt} est la pression obtenue des capteurs j au temps t et T_{ms} est le temps de la période de pied à plat. T_{stance} et T_{swing} représentent respectivement le temps total de la phase d'appuie et de la phase d'oscillation du pas qui est en cours.

Tout comme le modèle ANN-RT, le réseau de neurones artificiel du modèle ANN-S est composé de quatre neurones d'entrée, quatre neurones de sortie, et d'une couche cachée de huit neurones. De même, l'ensemble des données d'entraînement est obtenu à l'aide du modèle STAT analysant plusieurs données de pas. Il est d'ailleurs proposé d'utiliser les mêmes données d'entraînement pour les deux modèles avec réseau de neurones (ANN-RT et ANN-S).

2.3 EXPÉRIMENTATIONS ET RÉSULTATS

Afin de valider la pertinence des trois algorithmes proposés dans ce chapitre, deux expérimentations ont été conduites. La première évalue la capacité des algorithmes à détecter et classifier une démarche anormale. La seconde compare la performance des algorithmes pour analyser la démarche lorsque celle-ci est influencée par des perturbations visuelles.

2.3.1 DÉTECTION ET CLASSIFICATION DES ANOMALIES DE LA DÉMARCHE

L'objectif de cette première expérimentation est d'évaluer la capacité des trois modèles à différencier et quantifier les anomalies de la démarche. En fait, il s'agit d'une étape préparatoire pour l'évaluation de la performance des algorithmes. Pour ce faire, une séquence de marche est traitée par les trois algorithmes. Les résultats sont ensuite analysés graphiquement. Il est attendu que les trois algorithmes fournissent sensiblement les mêmes résultats.

Les données sont obtenues d'un sujet n'ayant aucun trouble de la marche connue, marchant à vitesse moyenne. Les paramètres de la démarche ont été extraits d'environ quatre-vingt-dix enjambées. Il a été demandé au participant de marcher le long d'un corridor tout en variant sa démarche entre une démarche normale, une démarche en boitant, une démarche vacillante et une démarche avec les orteils en premier. En fait, la plupart des variations demandées incluaient un changement majeur dans la démarche de l'utilisateur. Environ le tiers des enjambées était considéré comme anormal comparé à la démarche normale du participant. La Figure 7 présente un résumé de l'indice de risque calculé par les algorithmes par rapport à chacun des pas enregistrés. Chaque indice est représenté par un niveau de zéro (risque faible) à trois (risque très élevé). Ainsi, la courbe verte représente le modèle statistique alors que la courbe rouge et la courbe bleue démontrent respectivement la sortie des modèles ANN-RT et ANN-S.

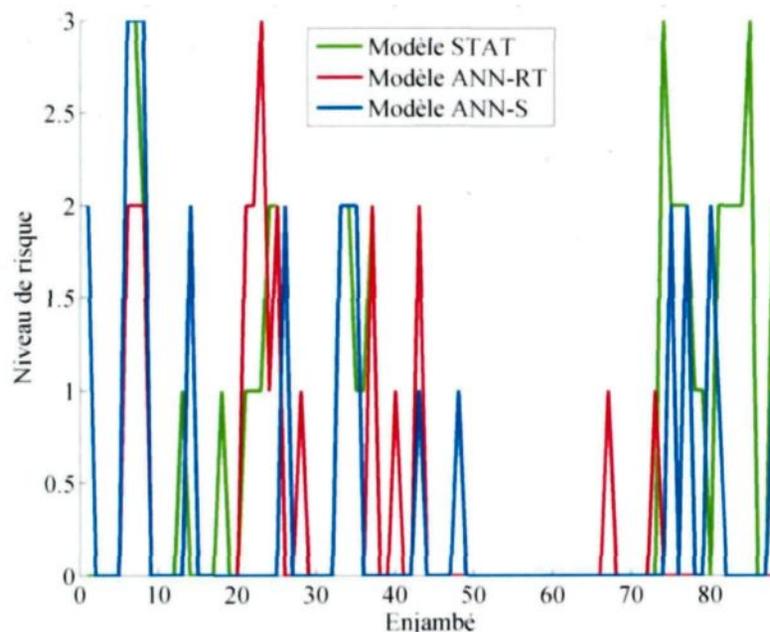


Figure 7 - Risques calculés par les trois algorithmes

Comme première observation, on note une correspondance entre les évaluations du modèle ANN-S et du modèle statistique. D'un autre côté, le modèle ANN-RT semble

diverger des deux autres. Par contre, en regardant le résumé présenté au Tableau 1, une concordance dans le nombre de niveaux de risque évalué est remarquée.

Tableau 1 - Sommaire de l'analyse de risque des algorithmes

Niveau de risque	STAT	ANN-RT	ANN-S
0	60	68	73
1	10	6	4
2	15	14	9
3	4	1	3

Pour illustrer l'analyse visuelle effectuée sur les données, quatre représentations d'une séquence de huit pas par rapport au temps sont présentées aux Figure 8 et Figure 9. La première figure montre les indices de pression obtenue directement des capteurs (en haut) et l'analyse du modèle statistique avant la discrétisation de l'indice de risque (en bas), tel qu'obtenu par l'équation (6). La seconde figure montre l'évaluation de l'indice de risque, par rapport au temps, du modèle ANN-RT (en haut) et du modèle ANN-S (en bas). En regardant les courbes de pression, il est apparent que les quatrième, cinquième et sixième pas soient différents des autres. De même, le modèle statistique démontre une différence significative dans l'analyse de la démarche pour ces pas. Les modèles à base de réseau de neurones détectent également des anomalies pour certains pas. Le modèle ANN-RT montre un indice de risque moyen pour la plupart des enjambées, mais détecte une augmentation marquée pour les pas quatre, cinq et six. Le modèle ANN-S, quant à lui, ne détecte seulement que deux des trois pas anormaux, tandis que les autres pas sont évalués comme étant d'indice faible.

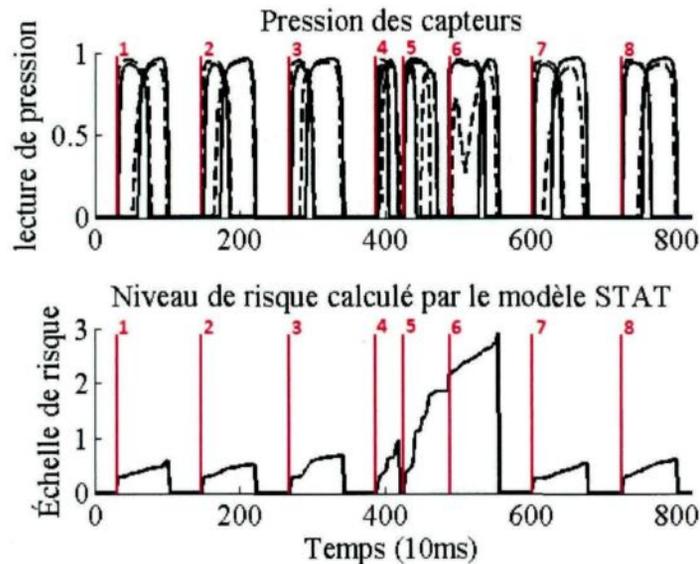


Figure 8 - Pression des capteurs et temps

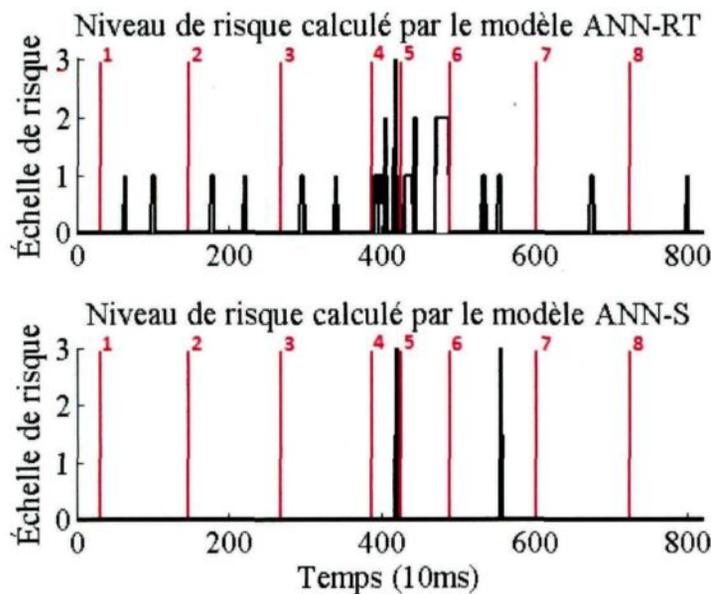


Figure 9 - Niveau de risque calculé par les modèles ANN-RT et ANN-S

En regardant ces résultats, il est constaté que les trois modèles sont parvenus à détecter les anomalies de la démarche. En comparant les modèles ANN-RT et ANN-S avec le modèle statistique, un taux de similitude respectivement de 76.6 % et de 75.28 % est calculé. Ces hauts taux de similitude, obtenue en comparant chacun des pas un à un, indiquent que les trois modèles ont une performance semblable. En effet, ils arrivent à détecter environ les mêmes niveaux de risque. Par contre, en évaluant la Figure 9

davantage, il semble que le modèle ANN-RT est moins précis. Particulièrement, il tend à évaluer un risque plus élevé que les deux autres algorithmes. Tout de même, la détection et la classification du niveau de risque se font bien pour les importantes variations de la démarche.

Bien entendu, dans une situation réelle, les variations des paramètres de la démarche seront beaucoup moins importantes. Il est donc nécessaire de tester la performance des algorithmes lors de variations de la démarche issues de situations naturelles. Or, le recours à des personnes ayant des problèmes de la démarche n'est pas possible à ce stade de la recherche. Dans cette optique, différentes perturbations visuelles sont utilisées pour induire une démarche anormale chez les participants. La seconde expérimentation vise ainsi à valider cette hypothèse.

2.3.2 ÉVALUATION DES PERFORMANCES

Pour estimer la performance des algorithmes, les modèles doivent être évalués dans une situation plus réaliste. Or, à ce stade du projet, l'essai sur les personnes âgées n'est pas possible puisque le prototype de chaussure et les algorithmes l'utilisés sont encore en développement. Ainsi, afin d'influencer la démarche, l'acuité visuelle des participants a été modifiée lors de cette expérimentation. En fait, le risque de chutes augmente avec une faible perception des profondeurs et des contrastes [66]. De plus, plusieurs études ont démontré la relation entre le changement de la démarche (ou de la stabilité de la posture) et la perturbation visuelle chez des groupes de sujets jeunes comme chez les plus âgées. Les expérimentations ont été faites utilisant des participants ne présentant aucun problème de démarches avec une vision normale. La perturbation

visuelle était principalement obtenue par des lentilles grossissantes [67], par un flou de réfraction binoculaire [68] et une simulation de cataracte [69].

Connaissant ces études, cette expérimentation utilise donc trois paires de lunettes modifiées afin de simuler différents problèmes de la marche. Une augmentation de la perturbation visuelle augmentera respectivement la variabilité des paramètres de la démarche ou l'anormalité de la démarche. Ainsi, quatre conditions visuelles ont été explorées: aucune perturbation visuelle (C_0), une vision légèrement obscurcie (C_1), une vision obscurcie (C_2) et une vision hautement obscurcie (C_3). Ainsi, il est attendu que les trois modèles différentient des indices de risque suivant les perturbations visuelles induites.

Quatre participants ont pris part à cette expérimentation (référencés comme P_1 , P_2 , P_3 , et P_4). Tous les participants étaient des étudiants gradués ou du personnel de l'université âgé entre 23 et 36 ans. Aucun des participants n'a relaté un problème particulier de la démarche. Il a été demandé aux participants de marcher en ligne droite le long d'un corridor à quatre reprises; chaque fois avec une condition visuelle différente. Durant le test, à l'aide d'écouteur, un signal sonore a été utilisé afin de masquer l'influence du bruit des pas sur la démarche.

Pour chaque participant, l'analyse des données s'est faite de la manière suivante. En premier lieu, toutes les données ont été analysées par les trois algorithmes. Cependant, aucune discrétisation des risques n'a été faite; la sortie des modèles à cette étape n'est qu'une valeur relative. Ensuite, pour chaque risque, les résultats ont été regroupés, triés, et séparés également en quatre sous-groupes, chacun d'eux représentant un niveau de

risque, duquel les seuils ont été extraits. Une fois fait, les seuils ont été appliqués à chacune des sorties des algorithmes, ainsi donnant, pour chaque condition visuelle, l'indice de risque de chaque pas. Pour chaque perturbation visuelle, l'indice de risque moyen a alors été calculé par rapport à chaque modèle et à chaque participant.

Les résultats moyens sont présentés à la Figure 10. Pour l'analyse de la démarche par le modèle STAT, les participants P_1 et P_2 montrent une augmentation des risques suivant l'augmentation de la perturbation visuelle, alors que le participant P_3 a une légère baisse de l'indice de risque moyen pour la condition C_2 . Bien que le quatrième participant ne montre pas une augmentation monotone du niveau de risque, il y a quand même une différence marquée entre aucune perturbation visuelle et les trois autres conditions de perturbation. Les résultats obtenus du modèle ANN-RT augmentent strictement pour les participants P_1 , P_3 et P_4 . L'évaluation des pas du participant P_2 détecte tout de même une nette variation entre la condition C_0 et les trois autres conditions. Pour finir, les résultats donnés par le modèle ANN-S montrent une correspondance entre l'augmentation de l'indice de risque et celle de la perturbation visuelle pour tous les participants.

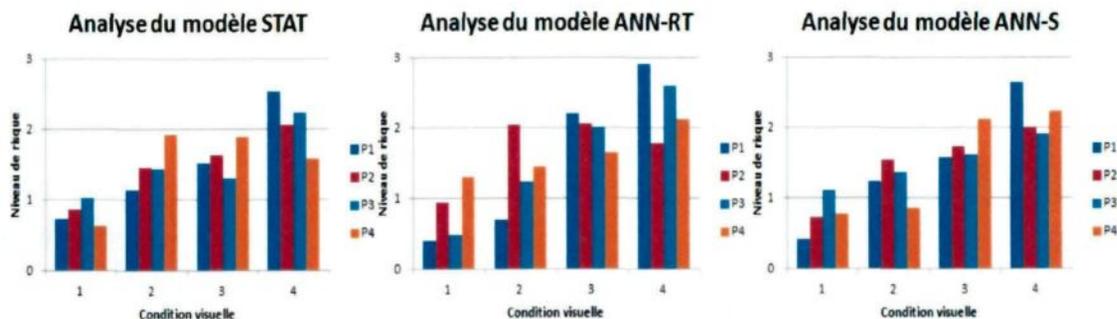


Figure 10 - Résultats moyens du test sur les conditions visuelles

2.4 DISCUSSION DES RÉSULTATS

Les résultats obtenus lors de la première expérimentation démontrent une bonne capacité des algorithmes testés à détecter d'importante anomalie de la démarche. De même, la deuxième expérimentation expose que, dans la plupart des cas, les trois modèles parviennent à détecter partiellement une augmentation du niveau de risque suivant l'augmentation de la perturbation visuelle.

Par contre, rappelons que même si la Figure 10 démontre en moyenne une augmentation du risque suivant la dégradation de la condition visuelle, ce n'est pas toujours le cas lorsque l'on regarde chaque participant individuellement. Ainsi, il est pertinent de se questionner sur la validité des résultats obtenus par ces tests. Pour ce faire, nous discuterons dans cette section de deux causes ayant possiblement influencé les résultats : la conception des algorithmes et les méthodologies expérimentales.

2.4.1 CONCEPTION DES ALGORITHMES

La conception des algorithmes influence grandement la manière dont l'analyse de la démarche s'effectue. C'est d'ailleurs ce qui a été évalué par les différents tests présentés dans ce chapitre. Par contre, les paramètres traités pour l'analyse de la marche, comme le ratio de pression sous le pied ou le temps entre deux pas, n'ont pas fait l'objet d'une étude particulière. Ainsi, même si les résultats obtenus sont généralement encourageants, il n'est pas surprenant de voir une certaine variation des résultats entre les algorithmes. Cet effet est particulièrement visible dans le premier test où les trois algorithmes détectent un niveau de risque différent pour les mêmes enjambées. Dans le même ordre d'idées, la sélection des paramètres peut avoir influencé les résultats mitigés de la deuxième

expérimentation où l'on voit une grande différence dans la détection des risques en fonction du participant et de l'algorithme.

Or, d'autres paramètres auraient-ils donné de meilleurs résultats? Possiblement, mais devant la multitude de caractéristiques de la démarche et l'ensemble des capteurs mis à disposition, il est difficile de sélectionner les paramètres les plus prédictifs. De plus, sachant que la démarche est influencée par les caractéristiques physiques et morphologiques de chaque personne, il est possible que les meilleurs paramètres diffèrent en fonction de l'utilisateur. Ainsi, une étude beaucoup plus vaste serait nécessaire pour cibler l'ensemble des paramètres les plus discriminants pour la détection des anomalies de la démarche. Dans l'objectif d'effectuer une première validation des algorithmes, ces travaux ne nécessitaient pas, pour le moment, une sélection plus exhaustive des paramètres de la démarche. Néanmoins, les résultats obtenus par ces deux expérimentations soulignent la pertinence d'améliorer le choix des paramètres pris en compte pour l'analyse de la démarche. D'ailleurs, l'accélérométrie est largement utilisée pour ce type d'analyse et pourrait améliorer la sensibilité des trois algorithmes.

2.4.2 MÉTHODOLOGIES EXPÉRIMENTALES

Les résultats positifs obtenus lors des deux expérimentations ont contribué à démontrer la fiabilité des trois méthodes proposées. En effet, la première expérience a démontré la capacité des algorithmes à détecter de grandes variations de la démarche tandis que la deuxième a permis de lier la détection du niveau de risque de chute à la diminution de l'acuité visuelle. L'étude des résultats souligne néanmoins quelques déficiences dues au design expérimental.

La première expérimentation a démontré une bonne performance des algorithmes lorsque de grandes variations des paramètres de la démarche étaient induites. Cependant, une seule personne a pris part à ce test et il aurait été préférable de confirmer ces résultats sur un plus grand nombre de participants. Néanmoins, comme l'évaluation s'est basée sur de grands changements dans la démarche du sujet, il est raisonnable de penser que des résultats semblables seraient obtenus par d'autres participants. Il est également important de rappeler que l'objectif de la première validation des algorithmes à tout de même été satisfait par ce test.

Le design expérimental du deuxième test est plus complexe que le premier. Conséquemment, il est dénoté plusieurs facteurs ayant pu affecter la validité des résultats. Premièrement, le test s'est déroulé dans un endroit public. Malgré les efforts faits pour contrôler l'environnement, différents facteurs ont pu influencer la performance des participants, tels que des passants dans le corridor de test. Deuxièmement, l'application des perturbations visuelles s'est effectuée par l'intermédiaire de lunettes à vision modifiée. Même si une différence était perceptible entre les trois conditions visuelles, aucune validation n'a été effectuée quant à la linéarité de la diminution de l'acuité visuelle. Il n'est donc pas surprenant de constater une correspondance non linéaire entre l'augmentation du risque et la diminution de l'acuité visuelle. Pour finir, il a été remarqué que même avec une grande diminution de la vision, quelques participants parvenaient à marcher en ligne droite sans problèmes. Ce constat laisse planer l'hypothèse qu'en présence d'un stimulus non conventionnel, certains individus s'adaptent, peut-être inconsciemment, afin de conserver une démarche la plus naturelle possible.

Cependant, à notre avis, les résultats de la deuxième expérimentation tendent à valider la performance des algorithmes à détecter de faibles variations dans les paramètres de la démarche. Néanmoins, il aurait été pertinent de confirmer cette observation par une analyse ANOVA. Or, pour ce faire, l'expérimentation nécessiterait un plus grand nombre de participants. La démarche utilisée permet tout de même de démontrer l'utilité des trois méthodes pour détecter et classifier le niveau de risque de chute dû à la démarche.



2.5 CONCLUSION

Dans ce chapitre, il a été présenté trois modèles pour analyser le niveau de risque de chute lié aux anomalies de la démarche. Ces derniers ont été étudiés et comparés à l'aide de deux expérimentations. La première a permis de vérifier la capacité des algorithmes proposés à détecter et classifier le niveau de risque de chute lorsque de grandes variations de la démarche étaient induites. À l'aide de perturbations visuelles pour induire les variations dans la démarche, la deuxième expérimentation a permis la comparaison des modèles dans une situation plus près d'une situation réelle de trouble de la démarche.

Malgré plusieurs variables non contrôlées, les résultats obtenus démontrent la capacité des modèles à prédire un niveau de risque de chute en fonction des anomalies de la démarche. Notamment, le modèle ANN-S et le modèle statistique donnent de bons résultats montrant l'efficacité des méthodes proposées. Ainsi, sachant le niveau de risque de chute lié à sa démarche, un avertissement immédiat peut être envoyé à l'utilisateur. Pour cela, si en considérant un environnement réaliste, hautement stimulé de manière

visuelle et sonore, l'utilisation de l'haptique s'avère un bon média de communication. Le prochain chapitre discutera notamment de la communication de messages par des stimuli vibrotactiles sous les pieds.

CHAPITRE 3

ÉTUDE SUR LA PERCEPTION TACTILE SOUS LES PIEDS

Dans le chapitre précédent, il a été question de l'étude des différents facteurs de risque de chute pouvant être détectés par une chaussure intelligente. Cependant, un deuxième aspect est primordial afin de fournir une assistance en temps réel aux personnes sensibles aux chutes : avertir l'utilisateur d'un danger potentiel.

Pour ce faire, il est proposé d'avertir l'utilisateur via un retour tactile émis par la chaussure proposée plus tôt, le tout ayant comme objectif de décharger l'ouïe et la vision, des sens largement sollicités dans la vie courante. Par l'utilisation de messages tactiles, l'indice de risque calculé peut alors être transmis à l'utilisateur via la chaussure instrumentée.

Ainsi, ce chapitre présente une étude sur la perception de messages vibrotactiles sous les pieds. Avant de décrire les démarches entreprises pour étudier cette question, le contexte de cette étude est d'abord exposé. Il s'en suit une discussion sur les types de messages tactiles. Par la suite, les deux expérimentations effectuées pour cette étude sont présentées. La première a pour objectif de définir un ensemble de six messages tactiles pouvant être distingués par un utilisateur tandis que la seconde teste la perception de ces messages tactiles afin de valider la sélection effectuée lors de la première expérimentation. Pour finir, une discussion à propos de la carte perceptuelle et des résultats obtenus est présentée.

3.1 CONTEXTE DE L'ÉTUDE PERCEPTUELLE

Plusieurs études ont évalué la perception de messages à l'aide de stimuli vibrotactiles. Parmi celles-ci, Ternes et coll. [70] ont démontré qu'il y a une différence entre la perception de stimuli présentés sur la main ou sur le dos. De même, certaines recherches portent sur l'analyse de la perception d'informations tactiles exposées à la main, au poignet ou au dos [71].

Malgré tout, peu d'études se sont concentrées sur la perception de ces stimuli lorsqu'ils sont présentés sous les pieds. Parmi celles-ci, Ménélas et Otis ont évalué l'apprentissage suite à la présentation de messages vibrotactiles sous les pieds [57]. Dans leur test préliminaire, les dix participants avaient à choisir, parmi six stimuli tactiles, les quatre qui seraient associés à quatre niveaux de risque différents. Après avoir associé chaque vibration sélectionnée à un risque particulier, dix de ces messages tactiles étaient ensuite présentés de manière aléatoire et les participants avaient à évaluer le niveau de risque associé à chacun des stimuli. Les messages vibrotactiles étaient présentés au pied avec l'aide d'une plateforme vibrante.

Les résultats présentés lors de cette dernière étude montrent une reconnaissance moyenne de 5.9/10 avec un écart type de 1.9. Les résultats plus détaillés sont présentés dans le Tableau 2, tiré des travaux de Ménélas et Otis [57]. Cette observation souligne que, sans entraînement particulier, les participants sont capables d'associer un message tactile à un niveau de risque avec un taux de reconnaissance supérieur à 50 %. Malgré tout, cette observation suggère que la perception de messages vibrotactiles sous les pieds pourrait être améliorée par un meilleur choix de stimuli tactile.

Tableau 2 - Sommaire des résultats tirés des recherches de Ménélas et Otis [57]

Participants	Tactons éliminés		Résultats	Temps (min)
1	1	6	6	4.3
2	1	6	6	24.6
3	1	6	5	12.8
4	2	5	9	5.4
5	4	6	4	25.1
6	1	2	7	8.2
7	2	5	7	7.5
8	5	6	3	8.7
9	2	5	8	8.9
10	1	4	5	28.1

Dans cette optique, ce chapitre présente une étude perceptuelle d'un ensemble de dix-huit messages tactiles dans l'objectif de définir un sous-ensemble de six messages différents les uns des autres. Pour ce faire, une chaussure simplifiée munie d'actionneurs vibrotactiles (les haptuators présentés par Yao et Hayward [50]) a été conçue. Ainsi, les expérimentations effectuées permettent également de vérifier la validité de tels actionneurs pour la communication de messages vibrotactiles. Avant d'expliquer davantage l'étude perceptuelle effectuée, la prochaine section détaille les différents types de messages vibrotactiles.

3.2 LES MESSAGES TACTILES

Tout comme les icônes visuelles, les messages tactiles sont utilisés pour fournir une information concise et rapide. Du côté auditif, il existe sensiblement la même chose : les messages auditifs. En plus d'être utilisé pour l'interaction personne-machine, ces

derniers sont importants puisqu'ils forment en quelque sorte les assises pour l'élaboration de messages tactiles.

Garzonis et coll. [72] ont étudié deux types de messages auditifs. Les stimuli du premier type, les *earcons*, sont décrits par Brewster et coll. [73] comme des tonalités musicales abstraites structurées pour former des messages auditifs. Les stimuli du deuxième type sont les icônes auditives. Elles sont décrites par Gaver [74] comme étant des sons naturels reproduisant différents événements. Contrairement aux stimuli abstraits représentés par les *earcons*, la conception d'icônes auditives peut être liée à la nature de l'évènement, comme, par exemple, un bruit de papier froissé pour représenter la suppression d'un document informatique.

Au cours de la dernière décennie, plusieurs recherches ont étudié plus profondément la communication d'informations par des vibrations tactiles. Tout comme les messages par stimuli auditifs, deux types de messages vibrotactiles sont principalement distingués. D'un côté, à l'instar des *earcons*, les tactons sont des vibrations tactiles abstraites [75]. De l'autre côté, il existe le même parallèle entre les icônes auditives et les icônes haptique, ces derniers étant conçus pour reproduire une sensation inspirée du contact avec des stimuli naturels [76]. Les prochaines sections détaillent davantage les recherches effectuées sur les tactons et les icônes haptiques.

3.2.1 TACTONS

Le concept de tacton a été introduit par Brewster et coll. [75] pour combler l'absence d'icône tactile par rapport à leur équivalent visuel ou auditif (*earcons*). Ils sont décrits comme des messages abstraits structurés pour la communication d'informations

complexes d'une manière non visuelle. En d'autres mots, une analogie pourrait représenter cette idée : les tactons sont au braille ce que les icônes visuelles sont au texte. Tout comme l'icône visuelle tente de communiquer une information de manière concise, le tacton est utilisé pour communiquer une information précise rapidement.

Les paramètres de base pour la conception d'un tacton comportent la fréquence, l'amplitude, la forme d'onde, la durée, le rythme et la position du stimulus. Brewster et coll. [75] propose également de créer des tactons plus complexes par trois techniques basées sur la conception d'*earcons*. Dans la première, la composition de tacton, le stimulus tactile est conçu par la variation de différents paramètres. Plus particulièrement, il est attribué à chaque configuration temporelle une information donnée, comme schématisé à la Figure 11. Dans la deuxième technique, la hiérarchie de tacton, on fait correspondre différentes informations par l'ajout ou la variation successive de paramètres. Par exemple, à la Figure 12, il est présenté tout d'abord une erreur par un rythme particulier auquel il est ajouté une série de tonalité pour déterminer le type d'erreur, puis une variation de la vitesse pour la préciser davantage. La troisième technique, la transformation de tactons, associe certains paramètres à une signification particulière. Par exemple, pour représenter un rendez-vous, la fréquence peut être utilisée pour indiquer la date, l'amplitude pour indiquer l'heure et la position du stimulus pour indiquer l'endroit.

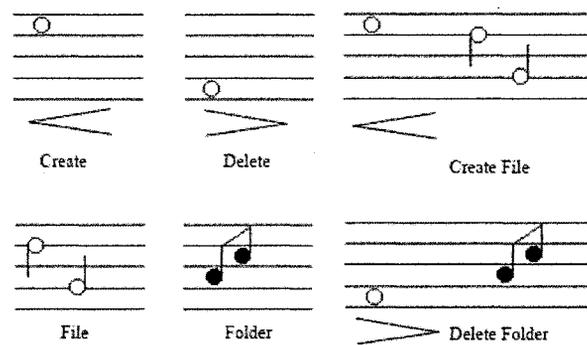


Figure 11 - Composition de tactons
(Brewster et Brown, 2004)

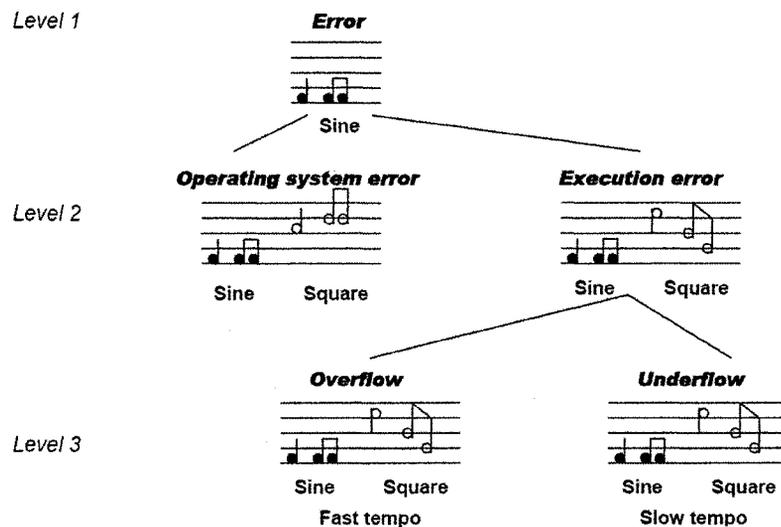


Figure 12 - Hiérarchies de tactons
(Brewster et Brown, 2004)

Dans une étude subséquente, Hoggan et Brewster [77] ont évalué l'importance de la forme d'onde (sinusoïdale, en dents de scie et carrée), de la fréquence (6, 70 et 250 Hertz) et de la modulation de l'amplitude (sans modulation, avec modulation par une sinusoïde de 30 Hertz et avec modulation par une sinusoïde de 50 Hertz) sur la reconnaissance des tactons. Ils arrivent à la conclusion que la forme d'onde est le paramètre dominant pour la conception de tactons alors que les variations d'amplitude obtiennent un taux de reconnaissance plus faible. Il semble néanmoins que les tactons

offrent, par le rythme et la sensation de rugosité, un taux d'identification global de 71 % [78].

3.2.2 ICÔNES HAPTIQUES

Contrairement aux tactons, les icônes haptiques - où hapticons - sont des impulsions pour la communication de messages par le toucher qui peuvent être représentées par des textures ou des mécanismes réels. Bien que MacLean et Enriques [76] se base également sur les *earcons* [73] pour la conception d'icônes haptiques, l'avenue intuitive proposée par Gaver et les icônes auditives [74] est également visée. C'est d'ailleurs cet aspect qui différencie principalement les tactons et les hapticons.

Il est important de se rappeler que l'un des objectifs de ce mémoire est d'étudier la perception tactile dans le but d'avertir un utilisateur du niveau de risque auquel il fait face lors de ses activités quotidiennes. Dans cette optique, il est nécessaire que la sensation perçue reflète bien le niveau de danger voulu. Sachant que les icônes haptiques sont basées sur la reproduction tactile de phénomènes naturels, il semble plus pertinent d'utiliser les tactons afin d'éviter la confusion possible avec les vibrations issues du contact avec le sol.

Néanmoins, les recherches sur les icônes haptiques ont donné plusieurs pistes de solutions quant à l'emploi de stimuli tactiles pour la communication. Notamment, leur conception a été évaluée avec l'aide de l'analyse par échelonnement multidimensionnelle (MDS). À l'aide d'un outil pour la conception d'hapticons, Maclean et Enriques [76, 79] évaluent la pertinence de trois paramètres, soit la fréquence, la forme d'onde et l'amplitude. Ils arrivent à la conclusion que la fréquence domine principalement la

différentiation des stimuli tactiles étudiés. Différentes avenues sont également étudiées pour la conception de ces stimuli. Notamment, Enriques et coll. [80] proposent de construire des mots haptiques par la superposition et la concaténation de bloc haptique (voir la Figure 13). Ils démontrent au terme de leur expérimentation que neuf stimuli peuvent être appris en 45 minutes d'expérimentation. Ternes et MacLean [70] ont également évalué la conception de 84 icônes haptiques basée sur le rythme en combinaison avec la fréquence et l'amplitude. Ils soulignent que la longueur des notes et leur inégalité étaient les principaux facteurs de distinction.

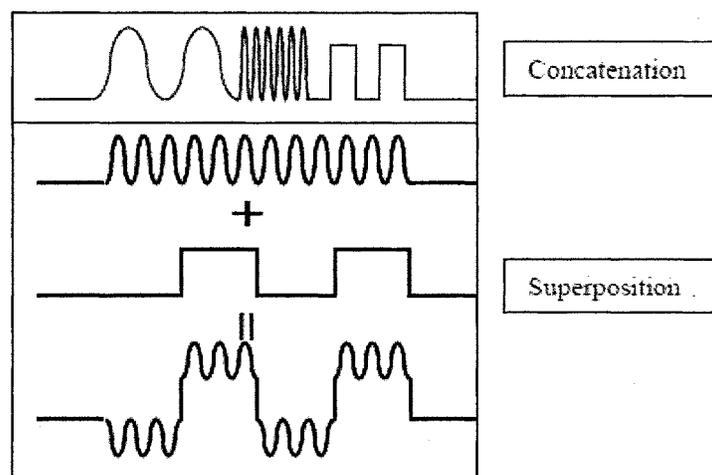


Figure 13 - superposition et concaténation de bloc haptique
(Enriques et coll, 2006)

La démarche utilisée par Maclean dans plusieurs de ses articles utilise l'analyse par échelonnement multidimensionnel pour définir les relations perceptuelles entre plusieurs sensations tactiles [76, 80, 81]. Les résultats obtenus dans ces recherches indiquent que ce type d'analyse peut être une démarche pertinente à utiliser pour comparer et faire la sélection de tactons différents. C'est d'ailleurs sur ce principe qu'est effectuée l'évaluation de la perception tactile sous les pieds décrite à la section suivante.

3.3 ÉVALUATION DE LA PERCEPTION TACTILE SOUS LES PIEDS

La première expérimentation proposée a pour but de concevoir un ensemble de six tactons afin de soumettre cet ensemble à un test similaire à celui présenté au début de ce chapitre (voir l'étude de Ménélas et Otis [57]). Pour ce faire, il est proposé d'utiliser l'analyse par échelonnement multidimensionnel. Pour cette technique, une comparaison par paire des stimuli tactiles est d'abord nécessaire. Par la suite, avec l'aide des résultats obtenus, chacun des stimuli projetés sur une carte perceptuelle. Nous faisons ainsi l'hypothèse que les stimuli les plus différenciables seront positionnés le plus loin les uns des autres.

L'échelonnement multidimensionnel, ou *Multidimensional Scaling* (MDS), aide à l'analyse de similarité ou de non-similarité dans les données. Pour les déterminer, en considérant un ensemble d'objets n , l'algorithme MSD analyse une matrice $n \times n$ où chacune de ses entrées (i, j) représente un classement de similarité ou de non-similarité entre les paires d'objets $O_i \wedge O_j$. Ainsi, à la sortie de l'algorithme, il est obtenu une position relative de chaque objet sur un nombre de dimensions (ou paramètres) sélectionnées. Il est à noter que pour des données métriques, le nombre de dimensions est souvent connu. Par exemple, en connaissant la distance entre différentes villes, l'analyse MDS permet une cartographie précise des villes dans un espace en deux dimensions. Par contre, dans le cas où les données sont non métriques, tel que dans celles étudiées dans cette évaluation perceptuelle, un critère de stress est calculé pour définir le bon nombre de dimensions à utiliser. De plus, afin d'aider à cette décision, des diagrammes comme le diagramme d'éboulement (*Scree plot*) et le diagramme de Shepard (*Shepard diagram*) sont utilisés. Le premier graphique trace le critère de stress en fonction du nombre de

dimensions. Dans ce cas, le nombre de dimensions préconisé est marqué par un coude (voir la Figure 16). Le deuxième diagramme, quant à lui, démontre, pour une dimension donnée, la correspondance entre la distance et la disparité par rapport à la non-similarité des objets. Une introduction plus détaillée de l'analyse par échelonnement multidimensionnelle est présentée dans le document technique de Wickelmaier [82].

Le modèle MDS a été utilisé à plusieurs reprises pour l'analyse de la perception haptique. Par exemple, Maclean et coll. [76] ont utilisé une analyse MDS groupée (*clustered MDS*) pour déterminer le poids de certains paramètres pour la conception des icônes haptiques. Une technique semblable a été réutilisée dans l'étude de Chan et coll. [81] pour évaluer la précision de l'identification des icônes haptiques sélectionnées. Plus récemment, l'analyse MDS a aidé à la caractérisation et à la quantification de l'effet de différents procédés d'exploration haptique sur un espace de similarité perceptuelle [83].

Considérant les résultats prometteurs de ces différents articles, il semble que l'analyse MDS est un outil pertinent à utiliser pour définir un ensemble de tactons facile à distinguer les uns des autres. Dans les travaux présentés dans ce chapitre, ce type d'analyse est utilisé afin d'évaluer la carte perceptuelle de différents tactons. Ainsi, dans les prochaines sections, la configuration de l'expérimentation et la démarche expérimentale seront tout d'abord présentées suivi de la présentation et l'analyse des résultats obtenus.

3.3.1 CONFIGURATION DE L'EXPÉRIMENTATION

Dans cette expérimentation, l'analyse MDS est utilisée afin d'extraire, à partir de l'espace perceptuel, les tactons les plus faciles à différencier les uns des autres. Pour ce

faire, la matrice de non-similarité, comprenant l'évaluation de plusieurs participants, est obtenue à l'aide de la comparaison par paire de tactons. Les tactons les plus différents sont obtenus en se basant sur l'hypothèse que plus la distance calculée entre deux tactons est grande, plus la différence de perception entre eux est élevée. Les calculs nécessaires pour l'analyse MDS sont effectués à l'aide de la fonction *MATLAB MDscale*.

Quatorze participants, dont onze hommes et trois femmes, ont pris part à cette expérimentation, ces derniers étant âgés de vingt-deux à trente-deux ans. Onze d'entre eux étaient des étudiants de l'Université du Québec à Chicoutimi de premier cycle et de deuxième cycle. Quatre des participants étaient familiers avec la modalité haptique.

Pour effectuer l'expérimentation, une chaussure a été munie de deux *haptuators* insérés dans la semelle, comme présentée à la Figure 14, de manière à ce que la plante du pied du participant soit directement en contact avec les actionneurs vibrotactiles. La carte de son d'un appareil *Android* a été utilisée afin de générer les différents messages vibrotactiles, ces derniers étant amplifiés pour faire fonctionner adéquatement le dispositif. De plus, les participants ont porté des écouteurs jouant un son constant et non dérangeant dans le but d'éliminer les distractions de l'environnement et le son généré par les vibrations de la chaussure. À noter que cette expérimentation s'est effectuée en position assise.



Figure 14 - Chaussure munie d'actionneurs vibrotactiles

Basées sur les précédentes études portant sur les tactons [52, 77], différentes fréquences et formes d'onde ont été exploitées afin de créer un ensemble initial de tactons. Quelques premières observations ont orienté la conception des messages tactiles utilisés pour ce test. Notamment, les formes d'onde en dents de scie de même que les ondes carrées ont été écartées en raison d'une faible perception des sensations et à une grande similitude avec les ondes sinusoïdales. Par contre, la convolution des ondes sinusoïdales et des ondes carrées ont donné des stimuli vibrotactiles jugés intéressants. Ainsi, cinq familles de forme d'onde ont été créées, avec, pour chacune d'elles, six configurations de fréquence particulières (de trente à cent-vingt hertz), donnant un ensemble de trente tactons. Ces familles peuvent être décrites de la manière suivante :

- La première famille est composée d'ondes sinusoïdales pures. (Tacton W1, Figure 15)
- La deuxième famille de forme d'onde est composée de sinusoïdes de basses fréquences modulées par une sinusoïde de plus haute fréquence. (Tacton W3, Figure 15)

- La troisième famille d'onde est similaire à la deuxième famille, mais avec des fréquences d'onde plus rapprochée, donnant généralement une sensation de rugosité. (Tacton W2, Figure 15)
- La quatrième famille d'onde est composée de sinusoïdes modulées par une onde carrée.
- La cinquième famille d'onde est composée de sinusoïdes modulées par une fonction quadratique, donnant ainsi une augmentation ou une diminution des sensations tactiles.

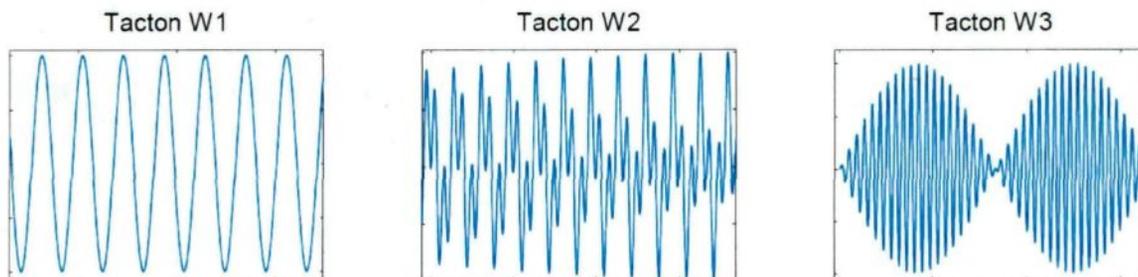


Figure 15 - Formes des tactons
(Ménélas et Otis, 2012)

De ce premier ensemble de tactons, une comparaison par paire préliminaire a été faite en notant, pour chacune des paires, si les tactons sont perçus comme identiques ou différents. Cette étape a permis de réduire le nombre de tactons à dix-huit. Le Tableau 3 démontre plus précisément chacune des équations d'onde reliées aux familles, en plus d'énoncer les différentes configurations de fréquence retenues.

Tableau 3 - Famille d'équations et fréquences des tactons

Famille d'équation	Fréquences du tacton (fa, fb)
$F_1 = \sin(2\pi f_a t)$	1:(70,-), 2:(90,-)
$F_2 = \sin(2\pi f_a t) \sin(2\pi f_b t)$	3:(3,61), 4:(3,121), 5:(6,61) 6:(6,121), 7:(12,61)
$F_3 = \sin(2\pi f_a t) \sin(2\pi f_a t)$	8:(31,51), 9:(31,71) 10:(51,71), 11:(25,71)
$F_4 = \sin(2\pi f_a t) \text{ carré}(50\%, f_b)$	12:(2,61), 13:(2,121), 14:(10,61) 15:(30,61), 16:(31,121)
$F_{5+} = t^2 \sin(2\pi f_a t)$	17:(60,-)
$F_{5-} = (-t^2 + 0,5) \sin(2\pi f_a t)$	18:(60,-)

Plus spécifiquement, l'expérimentation consiste à effectuer la comparaison de chaque paire formée par les dix-huit tactons présélectionnés, donnant 153 comparaisons au total ($\frac{n \cdot (n-1)}{2}$). L'objectif est d'obtenir une matrice de non-similarité, qui sera par la suite analysée par échelonnement multidimensionnel. Pour comparer deux stimuli vibrotactiles, le participant doit classer leur non-similarité sur une échelle d'un à cinq, où « un » représente « Identiques » et « cinq » « Fortement différents ». Cet écart permet un compromis entre une facilité de comparaison et un nombre d'échelons satisfaisant. Aucun critère particulier n'a été donné, cependant, un guide a été fourni pour aider la comparaison. Ce dernier est présenté au Tableau 4.

Tableau 4 - Guide pour l'évaluation des paires de tactons

Valeur	Définition	Guide
1	Identiques	Aucune différence entre les vibrations
2	Similaires	Les vibrations sont tout juste différentes
3	Légèrement différents	Les vibrations ont des similitudes
4	Différents	Les vibrations sont différenciables
5	Fortement différents	Les vibrations sont nettement différenciables

3.3.2 MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE

La procédure d'expérimentation complète se fait en deux étapes : la familiarisation, pour permettre aux participants de bien comprendre le concept de tactons, et la comparaison, l'évaluation des paires de tactons.

Dans la première étape, le participant est libre de se familiariser avec les tactons. Pour ce faire, les dix-huit tactons sont présentés séquentiellement et aléatoirement au candidat. De plus, pour aider l'évaluation, quelques exemples de classement de non-similarité sont présentés. Il s'agit ici d'un guide supplémentaire pour enlever toute ambiguïté possible dans l'esprit du participant. Cette étape aide également à préparer l'étape suivante.

Après une familiarisation d'environ cinq minutes, le participant est invité à passer à l'étape de comparaison. Pendant cette étape, les 153 paires sont présentées aléatoirement tel que chaque tacton est joué durant une seconde entrecoupée d'une pause de même durée. Pour chaque paire, l'évaluation de la non-similarité doit être effectuée avant la présentation des deux stimuli suivants. En cas de distraction ou d'incertitude, il est permis au participant de répéter la paire en cours d'évaluation, et ce, jusqu'à deux reprises. De plus, une pause de quelques secondes est proposée toutes les cinq minutes durant la période de test afin de pallier au phénomène d'adaptation qui peut être occasionnée par une longue exposition aux stimuli tactiles.

Les données collectées lors de ce test incluent, notamment, la matrice de non-similarité, le temps pour effectuer le test ainsi que le nombre de répétitions demandé pour

chaque paire de tactons. La section suivante présente et analyse les différents résultats obtenus lors de cette évaluation perceptuelle.

3.3.3 RÉSULTATS ET ANALYSES

L'analyse des résultats s'effectue principalement sur la matrice de non-similarité afin d'obtenir une carte perceptuelle des tactons évalués. Néanmoins, certaines conclusions peuvent être tirées à partir de l'étude du temps d'achèvement du test, du nombre de répétitions ainsi que de la discussion avec les participants après le test.

Ainsi, le temps moyen pour effectuer le test est de 16,64 minutes avec un écart type de 5,89. Le temps le plus court et le plus long sont respectivement de 9,64 minutes et de 33,36 minutes. Le nombre de répétitions demandé est en moyenne de 1,42 répétition par paires. De plus, il est remarqué un lien entre le nombre de répétitions demandé et le temps pris pour effectuer le test. De ce fait, le participant ayant pris le plus de temps pour effectuer le test a demandé le maximum de répétition pour chaque paire à évaluer. Finalement, une discussion avec les participants après l'expérimentation a fait ressortir que les personnes ayant un temps plus lent ont généralement eu plus de difficultés à évaluer la différence entre certains tactons. Ainsi, il semblerait que pour quelques participants, il est plus difficile de différencier les sensations tactiles qui ont été présentées sous le pied.

Les données récoltées lors de cette évaluation sont utilisées pour tracer une carte perceptuelle moyenne des dix-huit tactons étudiés. L'analyse MDS s'est effectuée sur la matrice moyenne des quatorze matrices de non-similarité. C'est-à-dire que la matrice est obtenue en prenant les résultats moyens de chaque participant pour chacune des paires

comparées. Pour définir le nombre de dimensions idéal à utiliser dans cette analyse, l'étude du critère de stress a été faite à l'aide d'un diagramme d'éboulis. Ce dernier, présenté à la Figure 16, démontre un coude marqué à la deuxième dimension avec le stress en dessous de 0,15. Ainsi, selon le guide proposé par Wickelmaier [82], une analyse en deux dimensions semble être un bon compromis compte tenu des données de la matrice utilisée. Pour valider ce choix, le diagramme de Shepard, présenté à la Figure 17, démontre une bonne correspondance entre les disparités et les distances.

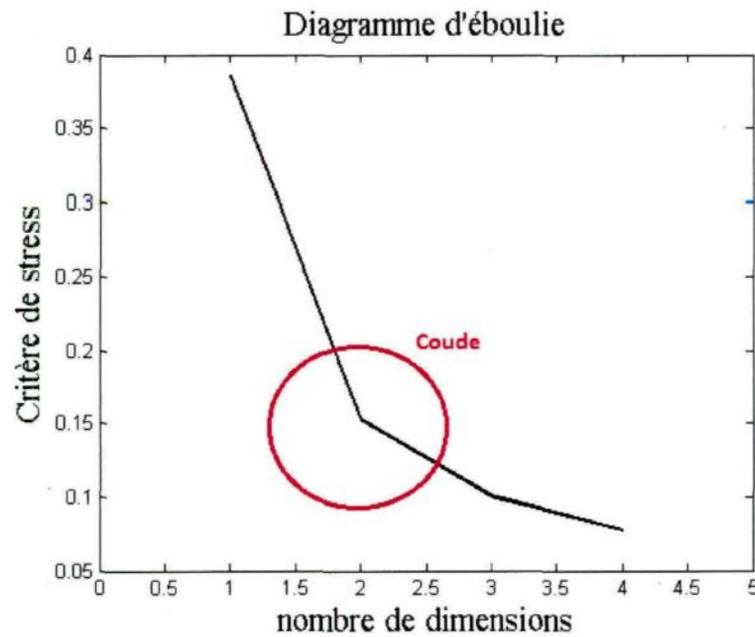


Figure 16 - Diagramme d'éboulis

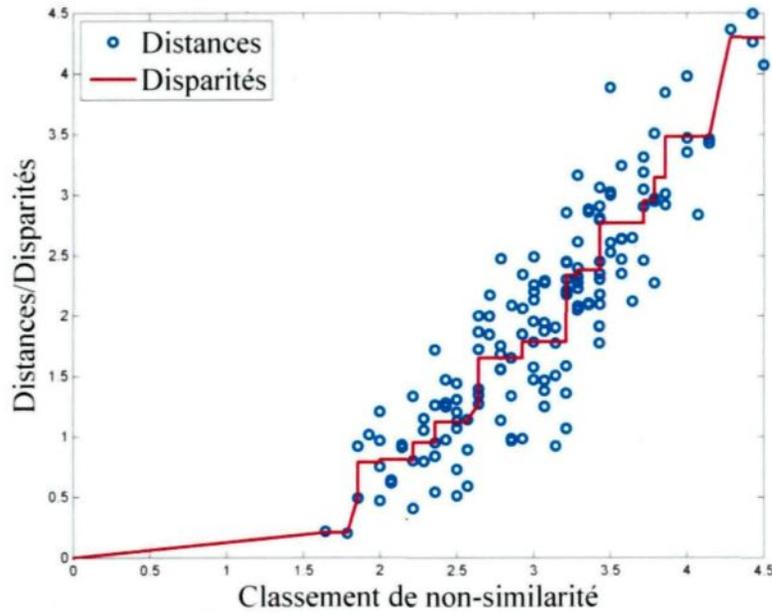


Figure 17 - Diagramme de Shepard

La carte perceptuelle obtenue par l'analyse MDS est illustrée à la Figure 18. Dans cette dernière, chaque point représente l'un des dix-huit tactons tels que numérotés dans le Tableau 3.

En premier, il est constaté que les tactons 2, 5, 7 et 18 se distinguent des autres par leur position éloignée. Il apparaît donc que ces vibrations se sont démarquées comme étant différentes pour la plupart des participants. En deuxième, une proximité entre quelques couples de tactons est également remarquable, telle que les couples 9 et 10, ainsi que 8 et 17. On peut en conclure que la perception doit être semblable pour ces tactons. En troisième lieu, il est intéressant de remarquer la position des tactons 2 et 18, respectivement membre de la première et de la cinquième famille, qui se retrouvent beaucoup plus à l'écart du reste du groupe de tactons. En effet, la perception de ces deux familles est très différente, car la première famille a une vibration continue alors que la cinquième a un stimulus variant progressivement. À l'opposée, les trois autres familles sont perçues comme étant des sensations plus rugueuses, d'où leur relative proximité. Il

semble donc que la carte perceptuelle rend compte adéquatement des différences de perception entre les différents tactons.

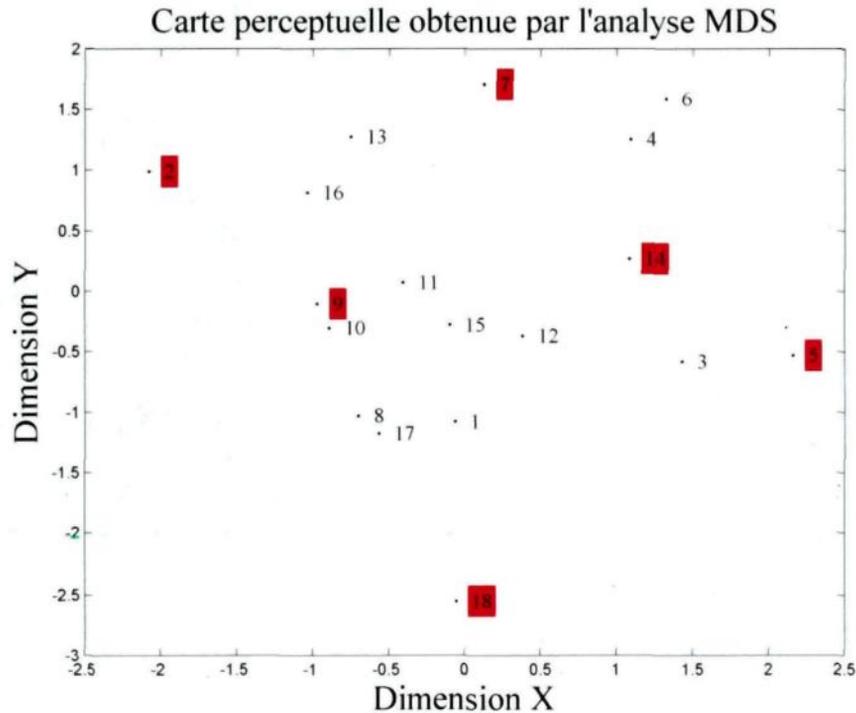


Figure 18 - Carte perceptuelle obtenue par l'analyse MDS

Néanmoins, il est difficile d'extraire de plus amples informations à partir d'une inspection visuelle. Ainsi, la sélection des six tactons perçus comme les plus différents s'est faite directement à partir de la distance de Manhattan entre chacun des tactons de la carte perceptuelle. Par cette analyse, l'ensemble des six tactons qui sont les plus éloignés les uns des autres est obtenu. Il s'agit de l'ensemble des tactons $\{ 2, 5, 7, 9, 14, 18 \}$, comme souligné en rouge dans la Figure 18.

En somme, les quatre tactons distinguables par l'analyse visuelle se démarquent également par l'analyse calculatoire précédente. Mais plus encore, au moins un représentant de chacune des familles de tactons est retrouvé parmi l'ensemble calculé. Il

est à noter que ces résultats sont également soulignés dans les travaux de Brewster et Brown. [75], qui mettent de l'avant la forme d'onde comme étant le paramètre dominant pour la conception de tactons. De même, tout comme proposé dans ce dernier article, la fréquence ne semble pas être un paramètre discriminant dans cette expérimentation.

Il reste maintenant à savoir si les tactons extraits de cette analyse par échelonnement multidimensionnelle sont facilement différenciables les uns des autres. Cette question est d'ailleurs explorée dans la section suivante, où il est proposé une expérimentation pour valider le choix de ces six tactons.

3.4 VALIDATION DES TACTONS

L'expérimentation précédente a permis de créer une carte perceptuelle et d'en extraire un ensemble de six tactons pouvant être facilement différenciables. Même si les résultats obtenus lors semblent prometteurs, une validation plus robuste est nécessaire. L'expérimentation proposée dans cette section vise dans un premier temps à démontrer que les tactons trouvés peuvent être utilisés afin de communiquer un risque. Dans un deuxième temps, elle permettra de valider l'utilisation d'une carte perceptuelle pour trouver un ensemble de stimuli facilement différentiable.

Cette expérimentation se base sur la démarche présentée à la section 3.1 qui résume les travaux de Ménélas et Otis [57]. Dans les sections qui suivent, la configuration de l'expérimentation et le plan expérimental de l'expérience seront exposés suivis de la présentation et de l'analyse des résultats.

3.4.1 CONFIGURATION DE L'EXPÉRIMENTATION

Onze personnes ont participé à cette expérimentation. Parmi celles-ci, on compte neuf hommes et deux femmes, tous étudiants. La plupart des participants avaient une faible connaissance de l'haptique. Les résultats étudiés comprennent le taux de succès des participants pour les deux évaluations ainsi que le temps total pris par chacun pour effectuer l'expérimentation.

De même, tout comme dans l'évaluation précédente, le matériel utilisé pour la conduite de cette expérience inclus un appareil *Android*, la chaussure munie de deux *haptuators* comme démontré par la Figure 14 et des écouteurs pour masquer le son de l'environnement et des vibrations. L'expérimentation s'est effectuée en position assise.

3.4.2 MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE

Cette expérimentation a pour principal objectif de valider l'apprentissage de tactons sans entraînement particulier. Elle a également comme objectif secondaire d'évaluer l'impact de distractions auditives mineures sur la reconnaissance de stimuli tactile. Pour atteindre ces deux buts, le test est divisé en quatre étapes: la sélection des tactons, l'association des tactons, l'évaluation des tactons sans stimuli auditifs et l'évaluation des tactons avec stimuli auditifs. Les deux premières étapes sont effectuées au départ de l'expérimentation alors que les phases d'évaluation s'alternent de participant à participant, afin de limiter le biais d'apprentissage. De plus, aucune limite de temps n'est imposée pour effectuer l'expérimentation. Les paragraphes suivants décrivent plus en détail chacune de ces étapes.

Durant la première phase, celle de sélection, le participant est invité à choisir quatre tactons parmi les six obtenus par l'expérimentation précédente. Pour se faire, il doit se fier à son instinct, avec comme seule directive les tactons sélectionnés devront être identifiés lors de la phase de test. Cette démarche expérimentale se base sur les résultats de Garzonis et coll. [72] qui constatent une corrélation positive forte entre les préférences et l'identification fructueuse de notification auditive. Ainsi, laisser le participant choisir lui-même les tactons à utiliser ultérieurement devrait augmenter le taux de succès du test.

Après la sélection des quatre tactons, ces derniers sont reliés à un niveau de risque dans l'étape d'association. Ainsi, toujours dans l'optique de communiquer un message d'avertissement, le participant doit associer un niveau de risque unique, d'un à quatre, à chaque tacton, sachant qu'à la phase suivante il devra être en mesure de reconnaître le risque qu'il a lié à la vibration présentée.

Aux deux étapes d'évaluation, dix tactons sont présentés successivement sous le pied. Pour chacun d'entre eux, une identification est demandée avant la présentation du stimulus suivant. L'objectif consiste à associer correctement le risque lié à ces tactons. Chacun des stimuli est ressenti durant une seconde et n'est présenté qu'à une seule reprise. Le test comporte donc également une composante mémorielle.

Pour l'évaluation avec distraction auditive, des signaux sonores sont joués dans les écouteurs du participant pendant l'évaluation. Ces dernières incluent notamment un beuglement, une sirène de police, une cloche et un bruit de verre cassé. Afin de les rendre imprévisibles, ces stimuli sont joués à des moments aléatoires.

3.4.3 RÉSULTATS ET ANALYSES

Considérant qu'un des participants ait admis avoir mal compris l'expérimentation à la fin du test, ses données seront retirées pour l'analyse. Le sommaire des résultats obtenus pour les dix participants restants est présenté au Tableau 5. Ce dernier détaille, pour chaque participant, les deux tactons éliminés, le taux de reconnaissance pour les évaluations sans distractions et avec distractions et le temps total pris pour effectuer l'expérimentation.

Tableau 5 - Sommaire des résultats

Participants	Tactons éliminés		Test		Temps (min)
			Sans distraction	Avec distraction	
1	7	14	8	9	5,13
2	2	14	6	6	3,04
3	2	9	8	8	4,55
4	7	9	8	5	2,64
5	5	9	6	4	3,16
6	5	7	7	2	2,85
7	5	7	4	6	3,20
8	7	14	7	8	3,05
9	5	9	2	4	3,73
10	7	14	7	6	2,63

Le temps moyen pris pour faire cette expérimentation est de 3,4 minutes avec un écart type de 0,83. Il est remarqué ainsi un faible écart entre le temps le plus court et le temps le plus long. De plus, sept des participants ont pris moins de 3.5 minutes pour achever l'expérimentation.

Le taux de reconnaissance moyen pour l'évaluation sans distraction auditive est de 6,3/10 avec un écart type de 1,95. En comparant avec le pointage du test avec distraction, qui obtient une moyenne de 5,8/10 avec un écart type de 2,15, aucune différence

significative n'est retrouvée. Il n'est donc pas possible de conclure, avec ces résultats, qu'une distraction auditive mineure a influencé l'identification des tactons. Néanmoins, la reconnaissance générale des stimuli tactiles s'est effectuée avec un taux supérieur à 50 %, suggérant ainsi que les tactons sélectionnés sont différenciables, même sans entraînement particulier et peu importe la condition de distraction auditive (avec ou sans).

L'étude des tactons éliminés fait ressortir quelques conclusions quant à la préférence des participants pour certains stimuli. En premier lieu, il est constaté qu'aucun participant n'a élimé le tacton numéro 18. De même, le tacton numéro 2 n'a été enlevé que par deux des participants. Il est d'ailleurs intéressant de constater que ce sont les mêmes tactons qui se sont principalement démarqués par l'analyse visuelle de la carte perceptuelle (Figure 18). Ainsi, il apparaît qu'une correspondance existe entre la facilité de différencier ces deux tactons et la sélection de ces derniers pour représenter un niveau de risque.

3.5 DISCUSSION SUR LA CARTE PERCEPTUELLE ET LES TESTS DE VALIDATION

Il reste maintenant à se demander si, par l'utilisation d'une carte perceptuelle, les résultats obtenus sont meilleurs que ceux présentés par Ménélas et Otis [57]. En fait, en comparant seulement les taux de reconnaissances, aucune différence significative n'est constatée entre les résultats. Par contre, le temps pris pour effectuer le test de validation proposé dans ce chapitre est beaucoup moins élevé. Ainsi, avec moins de temps pour l'apprentissage des tactons, les participants sont parvenus sensiblement au même taux de reconnaissance. Il est donc raisonnable de penser qu'avec un temps d'apprentissage plus long, le taux de succès serait amélioré. Des résultats plus clairs étaient tout de même

anticipés. Il est donc à propos de discuter, dans cette section, des causes de ce faible taux de succès.

En premier lieu, il y a quelques critiques quant à la réalisation du test de validation des tactons. Notamment, l'un des participants a dû être retiré de l'échantillonnage puisqu'il n'avait pas bien compris l'expérimentation. De même, certains participants ont stipulé n'avoir compris l'expérimentation qu'après les premières secondes de la phase de test. En conséquence, il semble que le faible taux de reconnaissance peut également être lié à une faille dans l'explication du test de validation. Ainsi, pour améliorer la procédure expérimentale, une phase d'exercice devrait être ajoutée afin que les participants comprennent bien les instructions lors de la phase de test.

En deuxième lieu, même si l'évaluation de la perception des dix-huit tactons s'est bien déroulée et que les résultats ont démontré une carte perceptuelle qui semble correspondre à la perception moyenne des participants, des questionnements surviennent quant à l'utilisation de la moyenne des données pour le tracé de la carte perceptuelle, sachant que la perception tactile varie pour chacun. Ainsi, il aurait été préférable d'effectuer une analyse MDS personnelle à chaque participant. De ce fait, chacun aurait eu son propre ensemble de tactons qu'il perçoit comme les plus différents, ce qui aurait peut-être augmenté le taux de reconnaissance lors du test de validation. Néanmoins, les contraintes de temps ne permettaient pas d'effectuer ces deux tests sur les mêmes participants, ce qui a justifié l'utilisation de la moyenne des données. Il serait pertinent de s'inspirer de ses résultats afin de refaire une procédure expérimentale qui comprend à la

fois la création de la carte perceptuelle et la validation des tactons les plus différents. Il semble notamment que l'utilisation de l'échelonnement multidimensionnelle par grappes (*clustered MDS*) permettrait d'alléger la procédure de comparaisons par paire.

Pour finir, il est important de rappeler que les travaux de ce chapitre utilisent un actionneur bien différent de celui utilisé dans le test présenté par Ménélas et Otis [57]. En effet, ces derniers utilisent une plaque vibrante pour l'envoi des stimuli tactiles alors que l'expérimentation présentée dans ce chapitre exploite deux haptuators. Ainsi, dû à la différence dans le dispositif vibratoire utilisé, il est difficile de faire une corrélation directe entre les deux tests. La similitude des résultats indique tout de même que la reconnaissance de tactons est au moins aussi performante lors de l'utilisation de plaque vibrante que lors de l'utilisation d'haptuators. Cependant, ces derniers actionneurs permettent une plus grande mobilité.

3.6 CONCLUSION

L'évaluation du retour tactile sous les pieds s'est accomplie à l'aide de deux expérimentations. Par la première, les tests menés ont permis notamment d'obtenir la matrice de non-similarité nécessaire pour construire, à l'aide d'une analyse par échelonnement multidimensionnel, une carte perceptuelle des dix-huit tactons initialement proposés. L'analyse calculatoire des résultats a d'ailleurs permis d'extraire un ensemble de six tactons différenciable lorsque présentée sous les pieds.

La deuxième expérimentation a servi à valider le choix de cet ensemble. De plus, elle a étudié l'impact d'une distraction auditive mineure sur la reconnaissance de tacton, où aucune différence significative n'a été constatée entre les conditions (avec distraction

et sans distraction). Néanmoins, le taux de reconnaissance supérieur à 50 % démontre un bon succès, compte tenu du faible temps d'apprentissage de moins de cinq minutes.

Ces dernières observations ainsi que les différents travaux sur lesquels se sont basées ces expérimentations laissent penser qu'avec un temps d'apprentissage adéquat, le taux de reconnaissance pourrait être grandement amélioré. De plus, ces tests évaluent seulement l'identification de quatre tactons. Or, combien de stimuli vibrotactiles présentés sous les pieds peut-on reconnaître avec un entraînement approprié? Le prochain chapitre propose de répondre à ces interrogations à l'aide d'un jeu sérieux.

CHAPITRE 4

PROGRAMME D'ENTRAÎNEMENT DES STIMULI TACTILES

Le précédent chapitre a servi à évaluer la pertinence d'un retour tactile présenté sous les pieds pour transmettre des messages. Cependant, puisque ces informations sont principalement des messages d'avertissement, il apparaît important que l'utilisateur connaisse bien la signification de chacun des stimuli tactiles. De plus, il doit être en mesure d'identifier rapidement la signification des tactons.

Dans cette optique, un programme d'entraînement journalier visant l'apprentissage de nombreux messages vibrotactiles a été conçu. Il prend la forme d'un jeu sérieux afin d'augmenter l'engagement de l'utilisateur et la constance de son entraînement quotidien. Deux objectifs sont principalement visés : l'apprentissage d'un grand nombre de messages tactiles et l'amélioration de la vitesse de reconnaissance des tactons. Ce jeu sérieux a d'ailleurs été présenté à la quatrième conférence internationale sur le développement de jeux sérieux et leurs applications (*Serious Games Development and Applications 2013*) [10].

Ce chapitre est séparé en trois sections. La première se consacre à la présentation du jeu sérieux développé. La seconde section porte, quant à elle, sur la présentation d'une expérimentation préliminaire du jeu sérieux auprès de quelques étudiants de l'UQAC. Pour finir, la troisième section présente une évaluation critique quant à l'utilisation du jeu.

4.1 LE JEU SÉRIEUX

Ce jeu vise principalement deux objectifs. En premier lieu, on s'intéresse à l'apprentissage d'un grand nombre de messages tactiles. Les recherches de Chan et coll. [81] suggèrent déjà que sept icônes tactiles peuvent être mémorisées et reconnues en moins de trois minutes, montrant néanmoins un impact négatif sur la reconnaissance lorsque les participants étaient soumis à des distractions auditives et visuelles. Des résultats semblables sont également obtenus par une étude subséquente alors que quatre icônes haptiques présentées sous contraintes distractives sont apprises avec précision en moins de trois minutes [84]. Néanmoins, à notre connaissance, aucune étude ne s'intéresse au nombre maximum de messages tactiles qui peuvent être appris lorsque ceux-ci sont présentés sous les pieds. Le jeu proposé pourrait permettre de définir cette limite. En deuxième lieu, ce jeu vise à améliorer la vitesse de reconnaissance des tactons. En effet, une identification rapide des tactons permettrait à l'utilisateur de prendre en compte le risque détecté le plus tôt possible. Idéalement, la reconnaissance devrait devenir automatique. La méthode proposée dans ce jeu pourrait permettre l'atteinte de cet idéal.

Pour atteindre ces objectifs, le jeu met en scène un personnage contrôlé par l'utilisateur qui doit se déplacer à pied dans le voisinage afin d'accomplir différentes actions journalières. Dans cet environnement virtuellement dangereux, un stimulus vibrotactile, au lieu de la vision, est utilisé afin d'informer l'utilisateur des différents risques de chute présents sur l'itinéraire à suivre. En d'autres mots, lorsque l'avatar se déplace, un message vibrotactile lié à un risque est présenté sous le pied du joueur qui doit par la suite identifier le niveau de danger associé à la vibration ressentie.

En résumé, le jeu consiste à mener l'avatar à différents endroits de son voisinage. C'est en évaluant les différents risques le long du trajet que le joueur améliore son pointage. Il peut ensuite le comparer avec celui des autres joueurs via le tableau de classement. Ce dernier y présente également d'autres informations telles que le taux de succès d'identification du joueur et le temps moyen d'identification des tactons.

Pour augmenter l'engagement du joueur, ce jeu a également recours à une mécanique de récompense sous forme de mots croisés obtenus en fonction de l'assiduité de l'utilisateur et de son pointage journalier. Par contre, il faut tout de même contrôler l'association émotive possible, qui peut être faite entre les tactons et le jeu. En effet, le jeu a pour but d'associer un signal tactile à un risque de chute en temps réel dans une situation non fictive. Il faut donc s'assurer que la vibration présentée corresponde bien à un niveau de risque dans l'esprit de l'utilisateur et non à une scène du jeu. C'est pourquoi le système de récompense est conçu autour de mots croisés, une activité sans émotion qui procure néanmoins une forme de plaisir à l'utilisateur.

Avant de décrire le jeu plus en profondeur, il est important d'énoncer les différents défis que rencontre le joueur. Ainsi, deux types de difficultés sont utilisés. Ils sont directement liés aux objectifs principaux du jeu.

La première difficulté concerne le nombre de niveaux de risque potentiel à identifier. En effet, différencier les vibrations tout comme se rappeler du risque qui leur est associé est en soit une difficulté. De ce fait, l'augmentation graduelle du nombre de vibrations à apprendre et à identifier ajoute du défi au jeu. Du même souffle, il est par la

suite possible d'extraire le nombre maximum de tactons pouvant être appris en surveillant le plus grand nombre de tactons assimilé par le joueur.

La deuxième difficulté concerne la fenêtre de temps alloué à l'identification du tacton présenté. En effet, l'identification échouera si l'utilisateur prend trop de temps pour analyser la vibration. En contrôlant la fenêtre de temps de manière journalière, l'objectif est de forcer le joueur à améliorer son temps de reconnaissance des risques.

Les grandes lignes du jeu étant exposées, les sections suivantes présentent plus en profondeur les différents aspects de ce jeu sérieux. Tout d'abord, les différentes composantes seront exposées et, par la suite, la séquence de jeu sera davantage détaillée.

4.1.2 ÉLÉMENTS PRINCIPAUX DU JEU

Pour jouer à ce jeu, l'utilisateur doit en premier lieu s'identifier pour atteindre le menu principal, où l'on peut voir notamment son score personnel et le tableau de classement. C'est alors que le joueur a accès aux trois zones principales du jeu tel qu'illustré à la Figure 19 : la zone d'activités (*Play*), la zone de récompense (*Reward*), et la zone des tactons (*Set Tactons*).



Figure 19 - Menu principal du jeu sérieux

La zone d'activités est la plus importante, car c'est l'endroit où l'entraînement des tactons s'effectue principalement. Dans cette zone, illustrée à la Figure 20, le joueur prend le contrôle de son avatar et est invité à visiter, chaque jour, les différentes destinations proposées. Pour ce faire, le joueur sélectionne la destination à l'écran et le personnage suit alors l'itinéraire choisi à la marche. C'est pendant le trajet jusqu'aux différentes destinations que le joueur est mis au défi. En effet, en marchant le long du chemin, des événements risqués, toujours liés à une chute potentielle, sont présentés au joueur via des messages vibrotactiles sous les pieds. Le joueur est alors invité à identifier rapidement le niveau de risque lié à la vibration rendue. Chaque jour, quatre destinations doivent être visitées. Vers chacune d'elles, quatre événements risqués sont présentés, pour un total de seize évaluations de messages tactiles par jour. Le pointage obtenu est dévoilé à la fin de la journée et enregistré pour un suivi de la courbe d'apprentissage. Son calcul s'effectue de la manière suivante : si le risque est rapidement et correctement évalué, le pointage augmente d'un point, sinon il n'augmente pas. Par contre, pour renforcer le processus d'apprentissage, le joueur doit néanmoins trouver la bonne solution pour compléter le scénario. Le message tactile est alors répété pour permettre à l'utilisateur de l'associer adéquatement avant de procéder à l'étape suivante. Finalement, si l'identification est correcte, mais trop lente, le joueur en sera notifié et le pointage n'augmente pas. La récompense obtenue à la fin de chaque trajet dépend donc directement du taux de succès des identifications.



Figure 20 - Zone de jeux

La deuxième zone, la zone de récompenses, est l'endroit où les récompenses obtenues lors des activités quotidiennes peuvent être utilisées. Pour le jeu proposé, le système de récompense est basé sur des mots croisés où les différents mots et définitions sont donnés en fonction de l'assiduité du joueur et du succès d'identification des tactons, c'est-à-dire du pointage. Ainsi, plus le pointage de la journée est élevé, plus il y a d'indices débloqués. Vu la quantité d'information essentielle à la réalisation de la grille de mots croisés, il est nécessaire de jouer quelques jours avant de pouvoir la compléter. De plus, comme motivation additionnelle, le casse-tête est lié à la première difficulté du jeu. En effet, le nombre de risques potentiels à identifier augmente lorsque la grille de mots croisés est complétée. Cela implique donc que le contrôle de cette difficulté du jeu est directement effectué par les récompenses données lors des activités quotidiennes.

Pour finir, la troisième zone, soit la zone de tactons, est utilisée pour augmenter le nombre de risques potentiel à identifier et pour effectuer un rappel de la signification de chacune des vibrations, si l'utilisateur le souhaite. Connaissant la corrélation entre les préférences et la réussite de l'identification [72], l'utilisateur est invité à sélectionner lui-

même l'association entre les stimuli vibrotactiles et le niveau de risque qu'ils signifient. Dans la zone de tactons, le joueur peut donc ressentir les risques déjà associés (par lui-même précédemment) ou assignés une vibration unique à un nouveau risque disponible. En fait, pour chaque niveau de risque non associé, le joueur doit choisir parmi les vibrations proposées, celle qui lui semble la meilleure pour représenter ce niveau risque. Les tactons pouvant être associés à chacun des risques s'inspirent de l'ensemble initial des dix-huit tactons présenté lors de l'expérimentation décrite à la section 3.3. Il est à noter que, comme le jeu a pour objectif l'apprentissage d'un grand nombre de tactons, la sélection des tactons ne tire pas profit de la carte perceptuelle obtenue.

4.1.3 JOUER LE JEU

En résumé, après s'être identifié au jeu, un nouveau joueur doit accéder à la zone de tactons afin d'y associer une vibration unique aux quatre niveaux de risque initiaux. Par la suite, il peut effectuer, sur une base quotidienne, les différentes activités de la zone d'activité. Une fois les activités du jour complétées, le joueur est récompensé. Il est ensuite libre d'accéder à la zone de récompense afin de remplir la grille de mots croisés proposée avec les nouveaux mots et les nouvelles définitions obtenus. Après quelques jours, le joueur aura alors assez d'information pour compléter la grille de mots croisés. Conséquemment, le nombre de risques à identifier sera augmenté. De nouveau, par la zone de tactons, le joueur aura donc à lier les deux nouveaux risques disponibles avant de pouvoir continuer ses activités quotidiennes. La Figure 21 démontre la séquence de jeu du joueur.

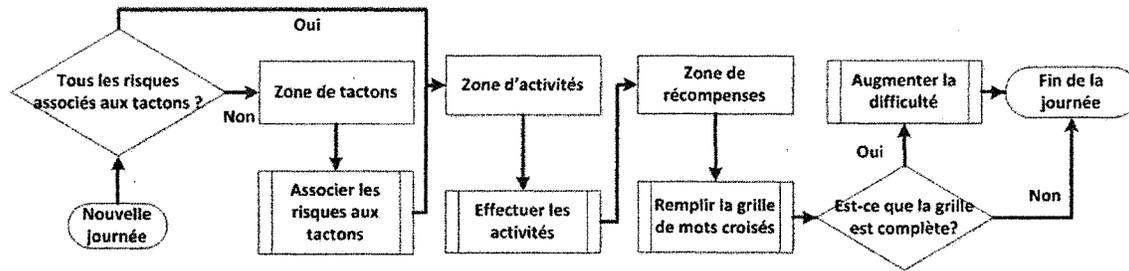


Figure 21 - Séquence de jeux

4.2 RÉSULTATS PRÉLIMINAIRES

Une expérimentation a été conduite avec un prototype du jeu proposé. Cette version du jeu est calibrée afin que, pour chaque niveau de difficulté, tous les mots et définitions soient donnés en trois jours de pointage parfait (16/16). Le temps initial de la fenêtre de temps pour l'identification est de 1.5 seconde. De plus, les messages vibrotactiles sont présentés sous les pieds pendant une seconde, après quoi le joueur est invité à identifier le niveau de risque le plus rapidement possible.

Quatre étudiants de l'UQAC âgés de 19 à 25 ans ont participé à cette expérience. Un de ces étudiants possédait déjà une bonne connaissance des stimuli vibrotactiles, les trois autres y étaient novices. Ils ont testé le jeu pendant une période de dix jours. De plus, à l'exception de la fin de semaine, les activités ont été complétées tous les jours, donnant ainsi huit évaluations journalières en dix jours de tests. Il est à noter que l'utilisation du programme d'entraînement doit normalement se faire sur une période beaucoup plus grande. Néanmoins, ces résultats préliminaires donnent quelques informations avant de tester ce jeu à plus grande échelle.

Pendant les jours durant lesquels le jeu a été testé, trois des quatre participants ont atteint le deuxième niveau de difficulté à l'intérieur de six jours d'évaluation, tandis que le participant restant l'a atteint à la huitième journée. En d'autres mots, la plupart des

participants sont parvenus à apprendre la signification des quatre premiers tactons à l'intérieure d'une période de six jours. Ainsi, à la septième journée, ils ont eu à associer deux nouveaux tactons, augmentant ainsi le niveau de quatre à six messages vibrotactiles différents. Afin de comparer les participants sur un même pied d'égalité, seuls les six premiers jours seront pris en compte lors de l'analyse des résultats. Les pointages moyens des quatre participants durant les six premiers jours de test sont ainsi présentés dans le Tableau 6. Il est remarqué dans ces résultats que le troisième participant à un pointage plus bas que les trois autres. Bien que le jeu ait été testé durant trop peu de temps pour obtenir des conclusions convaincantes sur l'apprentissage de tactons, ces résultats soulignent tout de même la différence de sensibilité et de perception de l'haptique entre ces individus.

Tableau 6 - Pointage moyen des participants après six jours

Participant	Pointage d'identification (sur 16)
1	11,33
2	11,66
3	8,50
4	12,83

Quant aux temps d'identification des tactons, celui-ci a diminué en moyenne pour tous les participants comme démontré par la Figure 22. Ainsi, la baisse observée peut être liée au bon apprentissage de la signification des tactons ou à une augmentation de la vitesse de reconnaissance. En fait, l'un des participants a même qualifié l'identification comme étant plus automatique après quelques jours de test. Une observation qui soutient l'hypothèse de départ.

Toutefois, la fenêtre de temps générée à 1.5 seconde n'a eu aucun impact sur le taux de succès des participants. En effet, le nombre d'erreurs dû au manque de temps a été presque nul et le temps moyen d'identification a été de moins de 0.7 seconde. Il apparaît donc que la fenêtre de temps initial était probablement trop grande et que son contrôle n'était pas assez serré.

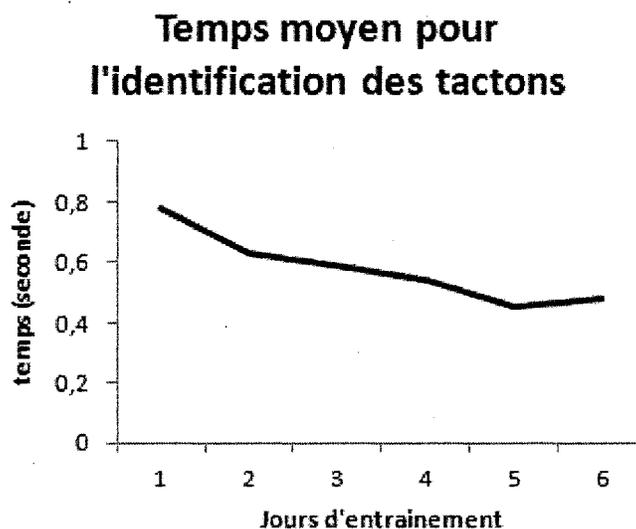


Figure 22 - Temps moyen pour l'identification des tactons

4.3 CRITIQUE DU JEU SÉRIEUX PROPOSÉ

La question qui reste maintenant à savoir est si l'utilisation de ce jeu sérieux aide vraiment l'apprentissage de stimuli vibrotactiles. Tout d'abord, on note une bonne assiduité des participants, qui ont effectué leurs activités de jeu tous les jours, à l'exception du samedi et du dimanche. Par contre, cette exception s'explique davantage par des contraintes physiques que par l'intérêt des participants. De plus, il est important de spécifier que les participants n'ont subi aucune contrainte ou rappelle quant à leur participation à cette expérimentation. Ainsi, il apparaît que d'autres motivations ont influencé leur constance. Parmi ces motivations, le défi apporté par le contact avec des

stimuli méconnus a été énoncé par tous les participants. Finalement, aucun participant n'a été incommodé par la participation à l'expérimentation.

De plus, quelques réactions intéressantes ont été rapportées lors de l'observation des joueurs durant le jeu, comme la présence de sons de désappointement lors de l'échec de l'évaluation ou lors de l'affichage d'un faible pointage de la journée. À l'inverse, des visages de contentement ont été aperçus lors de journée à pointage presque parfait. Dans le même sens, il y a eu présence de satisfaction lors de l'achèvement de la grille de mots croisés.

Selon les participants, la principale difficulté a été la différenciation de quelques tactons qui leur semblaient similaires. Sachant que les participants ont eux-mêmes associé le niveau de risque aux tactons, il apparaît que la procédure d'association a besoin d'être améliorée pour réduire la confusion possible entre deux stimuli tactiles. De ce fait, les mêmes recommandations proposées au troisième chapitre pourraient être réutilisées pour améliorer l'association des risques aux tactons. Plus précisément, il pourrait être intéressant d'utiliser une analyse MDS personnelle pour définir quel tacton serait idéal pour représenter un risque donné. Ainsi, une analyse multidimensionnelle groupée (*clustered* MDS) pourrait être utilisée, comme employée dans l'étude de Maclean et Enriquez [76] pour la conception d'icônes haptiques.

4.4 CONCLUSION

Avant l'utilisation de messages vibrotactiles facilitant la communication du niveau de risque de chutes, il est primordial de bien connaître la signification de chacun des

signaux tactiles ressentis. C'est dans ce but que le jeu sérieux présenté dans ce chapitre a été proposé. Ainsi, par ce programme d'entraînement, il est possible d'apprendre convenablement la signification de chacun des tactons avant leur utilisation dans un environnement non contrôlé.

Dans ce jeu, le joueur doit mener son avatar dans différentes activités quotidiennes. Sur le trajet effectué à pied, différents risques sont présentés via des signaux vibrotactiles sous les pieds, qui doivent être correctement identifiés par le joueur. Ainsi, par trois zones de jeu, l'utilisateur peut s'entraîner, profiter d'un moment de relaxation en complétant la grille de mots croisés incluse dans le jeu ou encore associé de nouveaux risques à un tacton unique.

Le test effectué avec une version préliminaire indique que l'utilisation de ce jeu sérieux pourrait aider à l'apprentissage de messages tactiles. Cependant, il fait ressortir quelques failles, notamment dans l'étape d'association des tactons. C'est alors que l'analyse par échelonnement multidimensionnelle utilisée pour l'évaluation de la perception tactile peut s'avérer utile afin de cibler les tactons idéaux pour représenter les niveaux de risque.

Bien que ce jeu sérieux ne paraisse pas très engageant pour de jeunes adultes, y jouer n'a pas semblé monotone pour autant. Il y aurait cependant quelques modifications à apporter pour lier davantage le joueur aux récompenses qu'il reçoit. Or, il reste important de garder une certaine distance entre le joueur et la détection du risque afin d'éviter une association entre l'activité ludique et la signification sérieuse du stimulus d'avertissement. L'utilisation de jeux basés sur des mots et des lettres semble bien

correspondre à ce besoin. Au final, le jeu proposé permet l'apprentissage d'un grand nombre de messages vibrotactiles tout en permettant l'amélioration de la vitesse de reconnaissance de ces derniers.

CONCLUSION

Les travaux présentés dans ce mémoire ont pour but de fournir différents outils pour l'assistance immédiate aux personnes sujettes à des chutes fréquentes. Les recherches effectuées dans le cadre de cette maîtrise se sont basées sur la chaussure (ou la semelle) intelligente proposée par deux professeurs de l'UQAC. De ce fait, les travaux exposés dans ce document ont tenté de répondre aux problèmes particuliers de la détection du risque de chute et de l'avertissement par médium tactile du niveau de risque avec l'aide d'un dispositif mobile et d'une chaussure intelligente. Cette problématique a été abordée sous trois volets : la détection, l'avertissement et l'apprentissage.

Le premier volet s'est intéressé à la détection des risques de chute où l'on y suggère brièvement comment ils peuvent être calculés par différents facteurs comme le type de sol, l'angle du sol, la température extérieure, le taux d'humidité extérieur, le niveau de fatigue et d'épuisement, la médication, la peur de tomber et l'équilibre général de la personne. Néanmoins, sachant que la démarche est l'un des facteurs de chutes les plus importants, le cœur des travaux concerne l'analyse du risque dû à la démarche. Pour ce faire, trois algorithmes ont été proposés. Le premier (le modèle STAT) utilise l'analyse statistique de différents paramètres de la démarche en comparant les données fournies en temps réel avec la moyenne des données préalablement obtenues d'une marche sans risque (marche supervisée). Les deuxième et troisième algorithmes utilisent un réseau de neurones afin de classifier le risque. Ces deux modèles se différencient par les paramètres analysés. Alors que l'un analyse les données à un taux de 100 Hertz (le modèle ANN-RT), l'autre analyse les paramètres calculés à partir d'une enjambée

complète (le modèle ANN-S). Les trois algorithmes ont montré leur efficacité au terme de deux expérimentations. Dans la première, où de grandes variations de la démarche étaient induites, les méthodes sont toutes parvenues à détecter un risque plus élevé pour les enjambés anormaux. De même, la seconde expérimentation a démontré qu'en moyenne les trois algorithmes détectent une augmentation des risques suivant la diminution de l'acuité visuelle. Bien qu'une meilleure sélection des paramètres de la démarche pourrait améliorer la performance de ces algorithmes, les résultats démontrent que les trois méthodes proposées parviennent à détecter les anomalies, même pour de faible variation de la démarche.

Le deuxième volet de ce mémoire s'est intéressé à la perception de messages tactiles sous les pieds. Pour ce faire, dix-huit tactons ont été comparés par paire afin d'obtenir une carte perceptuelle par l'échelonnement multidimensionnel. L'analyse a permis d'extraire les six stimuli tactiles les plus différenciables. Une expérimentation a ensuite été effectuée afin de valider le choix des tactons où un taux de reconnaissance supérieur à 50 % a été démontré. Bien que ces résultats ne présentent pas un taux significativement supérieur à celui proposé dans d'autres recherches, le temps pris pour l'apprentissage est néanmoins plus court d'une dizaine de minutes. Ce constat laisse penser qu'un temps d'apprentissage supérieur pourrait mener à un plus grand taux de reconnaissance. Ce dernier, bien que satisfaisant pour cette étude, pourrait être amélioré par une méthode expérimentale plus complète, incluant notamment une analyse par échelonnement multidimensionnel simplifiée et une procédure de validation plus robuste.

Le troisième volet a porté sur l'apprentissage des messages vibrotactiles. Pour ce faire, il est proposé un programme quotidien pour l'apprentissage des messages tactiles. Afin d'augmenter la constance et l'engagement de l'utilisateur, son entraînement est associé à un jeu sérieux. Les objectifs spécifiques de ce dernier sont notamment de permettre la mémorisation d'un grand nombre de tactons tout en améliorant la vitesse de reconnaissance de ces derniers. Bien que le jeu n'ait pas été testé sur une longue période, les essais préliminaires ont tout de même permis l'apprentissage de quelques tactons. Néanmoins, une version complète de ce jeu devrait être testée avant de conclure sur le nombre de messages qui peuvent être appris par un individu.

Du point de vue personnel, les travaux effectués dans le cadre de cette maîtrise ont permis d'acquérir différentes compétences à ce qui à trait, notamment, aux réseaux de neurones, à la programmation sur plateforme *Android* et l'analyse par échelonnement multidimensionnelle. Il s'ajoute également un ensemble de connaissances acquises par une revue de littérature sur des sujets se rapportant aux facteurs de risque de chute, à l'analyse de la démarche, et à l'utilisation de l'haptique pour la communication de messages.

En plus, les recherches effectuées, dont deux ont fait l'objet de publication dans des conférences, aideront également à l'avancement du prototype proposé par les professeurs Ménélas et Otis. On peut d'ailleurs énoncer quelques améliorations possibles qui, en juxtaposition avec les travaux présentés dans ce mémoire, rendront le prototype apte à une commercialisation.

Dans un premier temps, l'ajout de différents capteurs devrait permettre une analyse plus approfondie des différents facteurs de risque. En effet, bien qu'ils aient été brièvement expliqués dans ce mémoire, le matériel disponible ne permettait pas de bien évaluer la détection de tous les risques. Ainsi, les futures versions du prototype pourront analyser le risque dû à la température, à l'humidité, à l'angle du sol, etc. De même, la semelle telle qu'utilisée ne contenait pas d'accéléromètres. Or, ce type capteur permettrait une analyse de la démarche beaucoup plus précise.

Dans un deuxième temps, en plus des améliorations matérielles, un bon nombre de fonctionnalités logicielles pourraient être ajoutées. Par exemple, la détection des activités de l'utilisateur pourrait être effectuée afin de bien cibler le type de rétroaction nécessaire pour limiter les risques de traumatismes. De plus, avec un tel système, il serait possible d'avoir une conception beaucoup plus précise des messages tactiles afin que ces derniers transmettent non seulement un niveau de risque, mais la nature de ce dernier. Il reste néanmoins beaucoup d'inconnues quant aux limites de la perception tactiles sous les pieds.

Rappelons tout de même que le système complet devrait être en synergie avec le travail des professionnelles de la santé. En effet, la capacité d'une chaussure instrumentée portable et autonome telle que celle proposée permettrait un diagnostic beaucoup plus instrumenté des problèmes de santé inhérents aux personnes âgées.

Au final, il reste beaucoup d'étapes à franchir avant l'utilisation de la chaussure instrumentée pour la prévention d'une chute lors de la marche d'un utilisateur âgé. Néanmoins, les travaux présentés dans ce mémoire sont un premier pas vers cet objectif

ambitieux. Ainsi, dans un premier temps, l'analyse de risque dû à la démarche démontre la faisabilité de la détection du risque. Dans un deuxième temps, l'analyse par échelonnement multidimensionnelle a montré son efficacité pour la sélection de vibrations facilement différenciables et la méthode pourra être utilisée, peu importe le dispositif. Pour finir, la mise en œuvre du jeu sérieux proposé permettra d'explorer davantage les capacités de l'être humain quant à la reconnaissance de messages vibrotactiles. Le chemin est ainsi tracé pour de futures recherches à venir.

BIBLIOGRAPHIE

1. Scott, V., M. Pearce, and C. Pengelly, *Injury resulting from falls among Canadians age 65 and over*. Report on seniors falls in Canada, 2005: p. 1-16.
2. Ganz, D.A., et al., *Will my patient fall?* Journal of the American Medical Association, 2007. **297**(1): p. 77-86.
3. Greenberg, S.A., *Analysis of measurement tools of fear of falling for high-risk, community-dwelling older adults*. Clinical Nursing Research, 2012. **21**(1): p. 113-130.
4. Filiatrault, J., et al., *Implementing a community-based falls-prevention program: From drawing board to reality*. Canadian Journal on Aging, 2007. **26**(3): p. 213-225.
5. Wennberg, H., A. Stahl, and C. Hyden, *Older pedestrians' perceptions of the outdoor environment in a year-round perspective*. European Journal of Ageing, 2009. **6**(4): p. 277-290.
6. Tinetti, M.E., et al., *A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community*. The New England Journal of Medicine, 1994. **331**(13): p. 821-827.
7. Gillespie, L., et al., *Interventions for preventing falls in elderly people (Review)*. Cochrane Libr, 2007. **11**: p. 1-289.
8. Hamacher, D., et al., *Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: A systematic review*. J. of the Royal Society Int., 2011. **8**(65): p. 1682-1698.
9. Gagnon, D., B.-A.J. Menelas, and M.J.-D. Otis. *Qualitative Risk of Falling Assessment Based on Gait Abnormalities in IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*. 2013.
10. Gagnon, D., M.J.-D. Otis, and B.-A.J. Menelas. *A Serious Game for the Learning of Vibrotactile Feedbacks Presented under the Foot: How Many and How Fast?* in *Serious Games Development and Applications*. 2013. Springer Berlin Heidelberg.

11. Rogers, M.E., et al., *Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults*. Preventive medicine, 2003. **36**(3): p. 255-264.
12. Berg, K.O., et al., *Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument*. Canadian Journal of Public Health, 1992. **83**(SUPPL. 2): p. S7-S11.
13. Rogers, M.E., et al., *Effects of modular course training on mobility in older adults aged 79-90 years*. Disability & Rehabilitation, 2003. **25**(4-5): p. 213-217.
14. Yang, C.-C. and Y.-L. Hsu, *A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring*. Sensors, 2010. **10**(8): p. 7772-7788.
15. Peng, J.-X., et al., *An efficient feature selection method for mobile devices with application to activity recognition*. Neurocomputing, 2011. **74**(17): p. 3543-3552.
16. Fuentes, D., et al., *Online motion recognition using an accelerometer in a mobile device*. Expert Systems with Applications, 2012. **39**(3): p. 2461-2465.
17. Mannini, A. and A.M. Sabatini, *On-line classification of human activity and estimation of walk-run speed from acceleration data using support vector machines*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2011: p. 3302-3305.
18. Sazonov, E.S., et al., *Monitoring of posture allocations and activities by a shoe-based wearable sensor*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2011. **58**(4): p. 983-990.
19. Hodapp, C., et al., *Real-time Posture and Activity Recognition by SmartShoe*. International Conference on Environment Science and Engineering, 2012. **32**: p. 177-181.
20. Lee, R.Y.W. and A.J. Carlisle, *Detection of falls using accelerometers and mobile phone technology*. Age and Ageing, 2011. **40**(6): p. 690-696.
21. Fang, S.-H., Y.-C. Liang, and K.-M. Chiu, *Developing a mobile phone-based fall detection system on android platform*. Computing, Communications and Applications Conference, 2012: p. 143-146.

22. Albert, M.V., et al., *Fall classification by machine learning using mobile phones*. PLoS ONE, 2012. 7(5).
23. Huang, A.R., et al., *Medication-related falls in the elderly: Causative factors and preventive strategies*. Drugs and Aging, 2012. 29(5): p. 359-376.
24. L. Z., R., *Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention*. Age and Ageing, 2006. 35(Suppl. 2): p. ii37-ii41.
25. Melzer, I., N. Benjuya, and J. Kaplanski, *Postural stability in the elderly: A comparison between fallers and non-fallers*. Age and Ageing, 2004. 33(6): p. 602-607.
26. Shieh, J.-S., et al., *Fall-risk evaluation and balance stability enhancement system and method*. US Patent 2011/0251520 A1, 2011.
27. Lieberman, E., K.E. Forth, and W.H. Paloski, *Determining postural stability*. US Patent 8,011,229 B2, 2011.
28. Dar, A. and J. Bar-Or, *Sensor device for gait enhancement*. US Patent 7,632,239 B2, 2009.
29. Caby, B., et al., *Feature extraction and selection for objective gait analysis and fall risk assessment by accelerometry*. BioMedical Engineering OnLine, 2011. 10(1): p. 1.
30. Gouwanda, D. and S.M.N. Arosha Senanayake, *Identifying gait asymmetry using gyroscopes-A cross-correlation and Normalized Symmetry Index approach*. Journal of Biomechanics, 2011. 44(5): p. 972-978.
31. Alahakone, A.U. and S.M.N.A. Senanayake, *A combination of inertial sensors and vibrotactile feedback for balance improvements in therapeutic applications*. Innovative Technologies in Intelligent Systems and Industrial Applications, 2009: p. 5-10.
32. Robinson, D.K., et al., *Shoe with sensors, controller and active-response elements and method for use thereof*. US Patent 2011/8141277 B2, 2012.
33. Sobolewski, Z.S., *Intelligent Sport Shoe System*. US Patent 2011/0087445 A1, 2011.

34. Kong, K. and M. Tomizuka, *Estimation of abnormalities in a human gait using sensor-embedded shoes*. IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM, 2008: p. 1331-1336.
35. Bamberg, S.J.M., et al., *Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system*. IEEE Tr. on Information Technology in Biomedicine, 2008. **12**(4): p. 413-423.
36. Yu, M., et al., *Development of abnormal gait detection and vibratory stimulation system on lower limbs to improve gait stability*. Journal of Medical Systems, 2010. **34**(5): p. 787-797.
37. Noshadi, H., et al., *Hermes: Mobile balance and instability assessment system*. Conference on Bio-inspired Systems and Signal, BIOSIGNALS, 2010: p. 264-270.
38. Jones, L.A. and N.B. Sarter, *Tactile displays: Guidance for their design and application*. Human Factors, 2008. **50**(1): p. 90-111.
39. Raisamo, R., et al., *Haptic interaction becomes reality*. J. Ambient Intell. Smart Environ., 2009. **1**(1): p. 37-41.
40. Ménélas, B., et al., *Audio haptic feedbacks for an acquisition task in a multi-target context*. 3DUI, 2010: p. 51-54.
41. McDaniel, T.L., et al., *Using tactile rhythm to convey interpersonal distances to individuals who are blind*. Human Factors in Computing Systems, 2009: p. 4669-4674.
42. Velazquez, R., O. Bazan, and M. Magaa, *A shoe-integrated tactile display for directional navigation*. Proceedings of the IEEE/RSJ international conference on Intelligent robots and systems, 2009: p. 1235-1240.
43. Boll, S., A. Asif, and W. Heuten, *Feel Your Route: A Tactile Display for Car Navigation*. IEEE Pervasive Computing, 2011. **10**(3): p. 35-42.
44. Lurie, K.L., J. Manuel, and P.B. Shull. *Haptic gait retraining: Evaluating learning environments for haptic motion training*. in *Haptic Audio-Visual Environments and Games (HAVE), 2010 IEEE International Symposium on*. 2010.

45. Shull, P.B., et al., *Training multi-parameter gaits to reduce the knee adduction moment with data-driven models and haptic feedback*. Journal of Biomechanics, 2011. **44**(8): p. 1605-1609.
46. Rabin, E., et al., *Haptic feedback from manual contact improves balance control in people with Parkinson's disease*. Gait & posture, 2013. **38**(3): p. 373-379.
47. Wu, S.W., et al. *Torso-based tactile feedback system for patients with balance disorders*. in *Haptics Symposium, 2010 IEEE*. 2010.
48. Zheng, Y. and J.B. Morrell, *A vibrotactile feedback approach to posture guidance*. IEEE Haptics Symposium, 2010: p. 351-358.
49. Brewster, S. and A. Constantin, *Tactile feedback for ambient awareness in mobile interactions*. Proceedings of the 24th BCS Interaction Specialist Group Conference, 2010: p. 412-417.
50. Yao, H.-Y. and V. Hayward, *Design and Analysis of A Recoil-Type Vibrotactile Transducer*. Journal of the Acoustical Society of America, 2010. **128**(2): p. 619-627.
51. Mégard, C., M. Anastassova, and D. Repain, *Exploratory Investigation of Vibration Floor as Potential Collision Warning*. Human Modelling in Assisted Transportation, 2011: p. 275-281.
52. Visell, Y., A. Law, and J.R. Cooperstock, *Touch is everywhere: Floor surfaces as ambient haptic interfaces*. IEEE Transactions on Haptics, 2009. **2**(3): p. 148-159.
53. Visell, Y. and J.R. Cooperstock, *Design of a vibrotactile display via a rigid surface*. IEEE Haptics Symposium, 2010: p. 133-140.
54. Otis, M.J.-D. and B.-A.J. Menelas, *Toward an augmented shoe for preventing falls related to physical conditions of the soil*. IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2012: p. 3281 -3285.

55. Brassard, S., et al., *Towards an automatic version of the Berg balance scale test through a serious game*. Proceedings of the Second ACM Workshop on Mobile Systems, Applications, and Services for HealthCare, 2012: p. 5:1-5:6.
56. Magaa, M. and R. Velazquez, *On-shoe tactile display*. IEEE International Workshop on Haptic Audio Visual Environments and Games, 2008: p. 114-119.
57. Menelas, B.-A.J. and M.J.-D. Otis, *Design of a serious game for learning vibrotactile messages*. Haptic Audio Visual Environments and Games (HAVE), 2012 IEEE International Workshop on, 2012: p. 124-129.
58. Canada, T. *Risk Analysis - Transport Canada*. 2010 May; Available from: <http://www.tc.gc.ca/eng/civilaviation/standards/general-flttrain-sms-toolkit-dash7-analysis-2336.htm>.
59. Anthony, L., *Qualitative and Quantitative Risk Analysis*. Quantitative Health Risk Analysis Methods, 2006. **82**: p. 1-35.
60. Gao, C. and J. Abeysekera, *A systems perspective of slip and fall accidents on icy and snowy surfaces*. Ergonomics, 2004. **47**(5): p. 573-598.
61. Eskofier, B., et al. *Embedded Classification of the Perceived Fatigue State of Runners: Towards a Body Sensor Network for Assessing the Fatigue State during Running*. in *Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN), 2012 Ninth International Conference on*. 2012. IEEE.
62. Boyle, N., V. Naganathan, and R.G. Cumming, *Medication and Falls: Risk and Optimization*. Clinics in Geriatric Medicine, 2010. **26**(4): p. 583-605.
63. Wu, Y. and S. Krishnan, *Statistical analysis of gait rhythm in patients with parkinson's disease*. IEEE Tr. on Neural Systems and Rehabilitation Eng., 2010. **18**(2): p. 150-158.
64. Hazfiza Manap, H., et al., *Anomaly gait classification of Parkinson disease based on ANN*. IEEE Int. Conf. on System Eng. and Tech., ICSET, 2011: p. 5-9.

65. Manap, H.H., N. Md Tahir, and A.I.M. Yassin, *Statistical analysis of Parkinson disease gait classification using artificial neural network*. IEEE Int. Sym. on Signal Processing and Inf. Tech., 2011: p. 060-065.
66. Salonen, L. and S.-L. Kivela, *Eye diseases and impaired vision as possible risk factors for recurrent falls in the aged: A systematic review*. Current Gerontology and Geriatrics Research, 2012. **2012**.
67. Chapman, G.J., A.J. Scally, and D.B. Elliott, *Adaptive gait changes in older people due to lens magnification*. Ophthalmic and Physiological Optics, 2011. **31**(3): p. 311-317.
68. Anand, V., et al., *The effect of refractive blur on postural stability*. Ophthalmic and Physiological Optics, 2002. **22**(6): p. 528-534.
69. Anand, V., et al., *Postural Stability Changes in the Elderly with Cataract Simulation and Refractive Blur*. Investigative Ophthalmology and Visual Science, 2003. **44**(11): p. 4670-4675.
70. Ternes, D. and K. MacLean, *Designing Large Sets of Haptic Icons with Rhythm*. Haptics: Perception, Devices and Scenarios, 2008. **5024**: p. 199-208.
71. Spence, C., et al., *Solving the Correspondence Problem in Haptic/Multisensory Interface Design*. 2010.
72. Garzonis, S., et al., *Auditory Icon and Earcon Mobile Service Notifications: Intuitiveness, Learnability, Memorability and Preference*. CHI2009: Proceedings of the 27th Annual CHI Conference on Human Factors in Computing Systems, Vols 1-4, 2009: p. 1513-1522.
73. Brewster, S.A., P.C. Wright, and A. Edwards, *Evaluation of earcons for use in auditory human-computer interfaces*. Conference on Human Factors in Computing Systems, 1993: p. 222-227.
74. Gaver, W.W., *Auditory icons: using sound in computer interfaces*. Human-Computer Interaction, 1986. **2**(2): p. 167-177.

75. Brewster, S. and L.M. Brown, *Tactons: Structured Tactile Messages for Non-Visual Information Display*. Proceedings of the Fifth Conference on Australasian User Interface, 2004: p. 15-23.
76. Maclean, K. and M. Enriquez, *Perceptual design of haptic icons*. In Proceedings of Eurohaptics, 2003: p. 351-363.
77. Hoggan, E. and S. Brewster, *New parameters for tacton design*. Human factors in computing systems, 2007: p. 2417-2422.
78. Brown, L.M., S.A. Brewster, and H.C. Purchase. *A first investigation into the effectiveness of Tactons*. in *Eurohaptics Conference, 2005 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2005. World Haptics 2005. First Joint*. 2005.
79. Enriquez, M.J. and K.E. MacLean, *The hapticon editor: A tool in support of haptic communication research*. HAPTICS' 03, 2003: p. 356.
80. Enriquez, M., K. Maclean, and C. Chita, *Haptic Phonemes: Basic Building Blocks of Haptic Communication*. Proceedings of the International Conference on Multimodal Interfaces, 2006.
81. Chan, A., K. MacLean, and J. McGrenere, *Learning and Identifying Haptic Icons under Workload*. Proceedings of the First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2005: p. 432-439.
82. Wickelmaier, F., *An introduction to MDS*, 2003, from the Sound Quality Research Unit (SQRU).
83. Cooke, T., C. Wallraven, and H.H. Bülthoff, *Multidimensional scaling analysis of haptic exploratory procedures*. ACM Trans. Appl. Percept., 2010. 7(1): p. 7:1-7:17.
84. Chan, A., K. MacLean, and J. McGrenere, *Designing haptic icons to support collaborative turn-taking*. International Journal of Human Computer Studies, 2008. 66(5): p. 333-355.