

Université de Montréal

Comparaisons des exigences d'équilibre dynamique lors de la négociation de
l'escalier et d'un plan incliné chez les personnes en santé

Par

Natalie Oiknine

Sciences de la réadaptation, École de Réadaptation
Faculté de Médecine

Mémoire présenté à la faculté des études supérieures en vue de l'obtention du
grade de maîtrise en Sciences de la réadaptation

Août 2016

Université de Montréal

Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Comparaisons des exigences d'équilibre dynamique lors de la négociation de
l'escalier et d'un plan incliné chez les personnes en santé

Présenté par :

Natalie Oiknine

A été évalué par les personnes suivantes:

Nicolas Dumont, Pht, Ph.D., Président rapporteur

Cyril Duclos, PT, Ph.D., Directeur

Sylvie Nadeau, pht, Ph.D., Co-directeur

Martin Lemay, Ph.D., Membre du jury

RESUME

La présence d'un escalier ou d'un plan incliné constitue souvent un obstacle sérieux à la réalisation des habitudes de vie des personnes ayant des incapacités physiques et même chez les personnes âgées. L'objectif général de cette étude était de quantifier l'équilibre dynamique lors de la négociation (montée et descente) d'un escalier et d'un plan incliné chez des sujets en santé. Dix sujets en santé ont été recrutés pour participer à l'évaluation. Les participants ont effectué la montée et la descente du plan incliné et de l'escalier à vitesse naturelle puis à vitesse lente. L'évaluation a compris un enregistrement de la cinématique de l'ensemble du corps. L'ensemble des données ont servi à analyser la force déstabilisante, la force stabilisante, la vitesse du centre de masse et la longueur de pas. Des ANOVAs et des tests t de Student ont permis de comparer l'effet de la surface (plan incliné vs. Escalier), de la direction (montée vs. Descente) et de la vitesse (naturelle vs. lente). La force stabilisante était plus élevée sur le plan incliné qu'à l'escalier, avec une vitesse de centre de masse plus élevée. La force stabilisante était plus élevée et la force déstabilisante était plus basse durant la descente en comparaison avec la montée sur le plan incliné. Par contre, à l'escalier, la force déstabilisante était plus basse lors de la montée en comparaison avec la descente. La vitesse de marche lente a réduit la difficulté en termes d'équilibre sur les deux surfaces. Les pas étaient plus courts sur l'escalier en comparaison avec le plan incliné, particulièrement lors de la descente à vitesse naturelle. L'effet de direction était opposé entre les surfaces, avec une difficulté plus élevée durant la descente du plan incliné et durant la montée de l'escalier. Des études approfondies seront nécessaires chez les personnes âgées et les personnes ayant des déficits de la balance.

Mots-clés: Équilibre, plan incliné, escalier, force stabilisante, force déstabilisante

ABSTRACT

Inclined planes and stairs are current in the environment and represent a barrier for seniors and people with mobility problems. Slower progression, alteration in gait pattern likely explains the high rate of fall on these surfaces, but their effect on balance is not well known. Our objective was thus to compare the difficulty in maintaining dynamic stability during the ascent and descent of an inclined plane and stairs at natural and slow walking speed in healthy individuals. Ten young healthy participants ascended and descended an inclined plane and stairs, instrumented with force-platforms to record ground reaction forces. Whole-body kinematics was also recorded to determine balance difficulty using the stabilizing and destabilizing forces, center of mass velocity and step length. Analyses of variance were used to compare the effect of surface (inclined plane vs. stairs), direction (ascent vs. descent) and speed (natural vs. slow). The stabilizing force was higher on the inclined plane than on the stairs, with a higher velocity of the center of mass. Stabilizing force was higher and destabilizing force was lower during descent than ascent only in the inclined plane but destabilizing force was lower during ascent than descent on the stairs. Slower gait speed reduced balance difficulty on both surfaces. Step length was shorter in the stairs than on the inclined plane, and particularly during descent, and at slow gait speed. Balance difficulty was higher on the inclined plane than on the stairs and at natural speed than at slow speed. The effect of direction was opposite between surfaces with higher difficulty during descent of the inclined plane, but during ascent of the stairs. Further studies are necessary in older adults or individuals with balance deficits.

Keywords: Balance, inclined plane, stairs, stabilizing force, destabilizing force

Table des matières

RÉSUMÉ	i
ABSTRACT	ii
1 Introduction.....	1
2 Objectifs	2
3 Hypothèses	2
4 Pertinence de l'étude	3
5 Recension des écrits.....	4
5.1 Définitions : Le centre de masse (CM), le centre de pression (CP) et la base de support... 4	4
5.2 Contrôle postural dynamique.....	5
5.3 L'équilibre lors de la marche.....	6
5.3.1 Phases principales du cycle de marche	6
5.4 Les paramètres spatiotemporels de marche	9
5.5 L'équilibre et les paramètres spatiotemporels	10
5.6 Les modifications de la marche dans l'escalier et le plan incliné	10
5.6.1 Les paramètres spatiotemporels dans l'escalier et le plan incliné.....	11
5.6.2 Les amplitudes articulaires.....	11
5.7 Effets du plan incliné et de l'escalier sur l'équilibre dynamique.....	13
5.7.1 L'escalier et l'équilibre dynamique :	13
5.7.2 Le plan incliné et l'équilibre dynamique :	14
5.7.3 La comparaison de l'escalier au plan incliné :	15
6 Méthodologie	17
6.1 Participants à l'étude.....	17
6.2 Matériel et collecte de données.....	17
6.3 Tâches réalisées	19
6.4 Analyse de données collectées.....	20
6.5 Quantification de l'équilibre dynamique : force stabilisante et force déstabilisante.....	21
6.5.1 Analyses statistiques	22
7 Résultats	23
7.1 Abstract	24
7.2 Introduction.....	25
7.3 Methods.....	25
7.4 Results.....	27
7.5 Discussion	34
7.6 Conclusion	35
7.7 Bibliography	36
8 Discussion	38
9 Conclusion	42
10 Bibliographie	52

Liste des abréviations

ANOVA	Analyse de Variance
BdS	Base de support
CG	Centre de gravité
CM	Centre de Masse
CP	Centre de Pression
CRIR	Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation
D_{CP}	Distance entre le centre de pression et la limite de la base de support dans la direction de la vitesse du CM
F_D	Force déstabilisante
F_{ST}	Force stabilisante
Hz	Hertz
h_{CM}	Hauteur du CM
IRGLM	Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal
m_{global}	Masse du sujet
PF	Plateforme de force
VCP	Vitesse du centre de pression
VCM	Vitesse du centre de masse
3D	Trois dimensions

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier mes directeurs Dre Sylvie Nadeau et Dr Cyril Duclos d'avoir accepté de diriger mon projet de recherche. Dr Duclos a été particulièrement présent lors de mon parcours et j'ai beaucoup apprécié sa patience et sa rigueur. Tous deux ont fait preuve de professionnalisme, de soutien, de patience et ont su m'apporter l'attention nécessaire pour me permettre de cheminer à mon rythme.

Je voudrais remercier tout le personnel du laboratoire de pathokinésiologie.

Merci à Youssef El Khamlichi, Fanny Chedevergne, ainsi qu'aux participants qui m'ont permis de réaliser cette étude.

Je souhaite remercier mes collègues étudiantes Carole, Agnès et Aurélie qui ont su me venir en aide sans hésitation.

J'exprime ma reconnaissance à l'École de réadaptation et à la Faculté de médecine pour m'avoir permis de poursuivre mes études et plus précisément à Debbie Feldman qui m'a donné la chance d'entreprendre mon parcours académique.

Finalement, merci à mes parents et mon mari qui m'ont soutenue et encouragée sans cesse tout au long de la réalisation de ma maîtrise.

1 Introduction

Le plan incliné et l'escalier sont très présents dans l'environnement et représentent des obstacles chez les aînés et les personnes ayant des atteintes de mobilité (Cluff & Robertson, 2011). Le risque de chutes dans le plan incliné est plus élevé que dans les escaliers et plus de 50% des blessures lors d'une chute se produisent sur un plan incliné ou dans les escaliers (Sheehan & Gottschall, 2012). Il semble donc important de mieux comprendre comment l'équilibre dynamique est affecté par la montée et la descente du plan incliné et de l'escalier chez des sujets en santé. Cela permettra à terme de déterminer pourquoi les personnes âgées ou les personnes avec des déficiences physiques ont plus de risques de chuter sur ces surfaces, et éventuellement de proposer des interventions ou des méthodes pour en réduire le nombre de chutes.

Lors de la marche normale au sol, la position et les déplacements du corps, qui peuvent être représentés par ceux du centre de masse (CM), sont les éléments contrôlés pour maintenir l'équilibre. Les forces exercées sur le sol sont la représentation de l'ensemble des actions motrices produites pour se déplacer en assurant leur équilibre. Le point d'application de ces forces est appelé le centre de pression (CP). Dans la littérature, plusieurs études montrent comment le plan incliné et l'escalier influencent les déplacements du CM et du CP des personnes. Toutefois, peu d'études se sont intéressées à l'équilibre sur ces surfaces et aucune, à notre connaissance, n'a comparé ces deux éléments architecturaux permettant à une personne de se déplacer vers le haut ou vers le bas dans l'environnement. Comme ces données restent incomplètes, et afin de mieux comprendre comment l'équilibre est sollicité dans le plan incliné et l'escalier, nous avons comparé l'équilibre dynamique entre les deux surfaces (plan incliné et escalier) et directions de progression (montée et descente) sur ces surfaces. Les effets de la vitesse de progression vers le haut et vers le bas ont également été analysés afin de déterminer si une modification de ce paramètre de marche influence de façon similaire l'équilibre dans les deux environnements de marche. Les études chez les personnes ayant des capacités physiques réduites montrent que la vitesse module les difficultés d'équilibre à la marche (Desrosiers et al., 2014).

2 Objectifs

L'objectif général de ce mémoire était d'étudier l'équilibre dynamique des personnes en santé sur deux surfaces de marche distinctes. Par mesure de prévention et d'éthique, il est pertinent de faire cette étude chez des sujets sains en premier afin de pouvoir comprendre la difficulté dynamique et posturale sur le plan incliné et à l'escalier. Par la suite, le protocole servirait de modèle de base qui pourrait être sécurisé et amélioré auprès d'une population symptomatique.

Les objectifs spécifiques étaient de:

1. Comparer la difficulté à maintenir l'équilibre dynamique lors de la marche sur le plan incliné et dans l'escalier pour mieux déterminer quelle surface est plus adaptée afin de diminuer le risque de chutes.
2. Comparer la montée avec la descente pour chacune des tâches afin de mettre en évidence l'effet de la direction sur la difficulté d'équilibre.
3. Comparer l'effet de la vitesse de marche, naturelle et lente, lors des deux tâches et directions sur la difficulté à maintenir l'équilibre.

3 Hypothèses

Trois hypothèses ont été posées en ce qui a trait à l'équilibre des deux tâches :

1. La difficulté à maintenir l'équilibre dans le plan incliné sera plus élevée que dans l'escalier. En effet, la surface d'appui inclinée et la vitesse de progression plus rapide sur le plan incliné (Sheehan & Gottschall, 2012) pourraient compliquer le maintien de l'équilibre davantage que dans l'escalier.
2. La descente sera plus instable que la montée. Cela pourrait être expliqué par une crainte de chuter, liée à la distance plus importante entre le sujet et la surface d'appui, lors de la descente (Silverman et al., 2012).
3. L'équilibre sera plus difficile à maintenir dans une condition à vitesse naturelle qu'à vitesse lente. Une vitesse supérieure est en effet associée à une plus grande difficulté à maintenir l'équilibre chez les populations en santé, vieillissantes ou pathologiques (Ferraro et al., 2013).

4 Pertinence de l'étude

Tenant compte des risques de chutes sur le plan incliné et à l'escalier auprès de la population vieillissante, les résultats de cette étude nous permettront de hiérarchiser ces tâches fonctionnelles en termes d'exigences à maintenir l'équilibre et de mieux comprendre les déterminants de la difficulté à maintenir l'équilibre lors de la négociation du plan incliné et de l'escalier. Finalement, en termes d'interventions, ces informations permettront de développer une rééducation de l'équilibre lors des tâches fonctionnelles basée sur des nouvelles données utiles pour progresser les exercices des personnes ayant une des atteintes de l'équilibre et de mieux utiliser la vitesse de marche, la direction et les surfaces utilisées.

5 Recension des écrits

Ce chapitre présente les définitions et l'état actuel des connaissances sur les caractéristiques de la marche associées à l'équilibre au sol, sur surface inclinée et dans l'escalier.

5.1 Définitions : Le centre de masse (CM), le centre de pression (CP) et la base de support

Le centre de masse (CM) ou centre de gravité (CG) est un point virtuel qui représente toute la masse du corps, et auquel le poids dû à la gravité s'applique. La position et la vitesse du CM doivent être contrôlées en relation avec la base de support par le système postural pour maintenir l'équilibre d'une personne (Duclos et al., 2009; Winter, 1995).

Le centre de pression (CP) est le point origine de la résultante des forces de réactions du sol opposées aux forces produites par le contact des pieds (ou de tout segment de membre en appui) au sol (ou surface d'appui) dues au poids du corps et aux accélérations qui agissent sur le corps (Hof et al., 2010; Winter, 1995). La position du CP global indique l'endroit où la force de réaction moyenne est appliquée. Par exemple, lors de l'appui unipodal à la marche, il est situé sous le pied, où le sujet appuie le plus fortement au sol. Par contre, en appui bipodal, lorsque les deux pieds sont en contact avec le sol, le CP global est situé entre les deux pieds, là où il n'y a aucun appui (Winter, 1995).

La base de support est définie comme la surface de contact avec le sol. La quantification de l'équilibre utilisée dans ce mémoire, au moyen des forces stabilisante et déstabilisante (définies dans une section ultérieure), utilise la base de support dite "potentielle" qui est définie comme la surface totale représentée par la projection au sol des deux pieds au cours de tout le cycle, que le membre inférieur soit en appui ou en oscillation. En effet, puisque le placement du pied au sol est plus facile lors d'une grande partie de la phase d'oscillation, l'intégration du pied qui oscille dans la définition de cette surface est considérée.

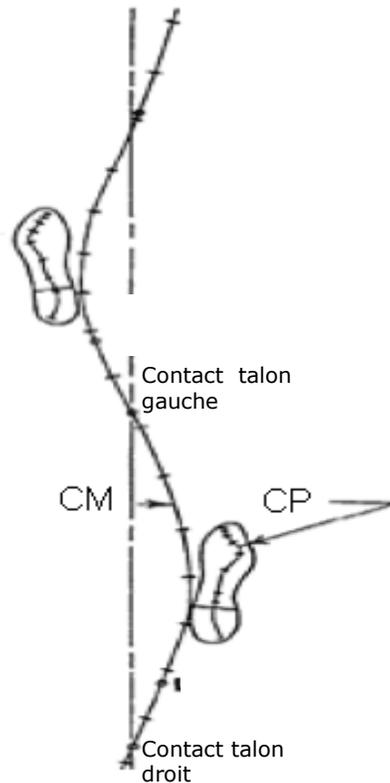


Figure 1 : Trajectoire du CP et CM durant le cycle de marche. La position relative du CP par rapport au CM provoque une accélération du CM et son changement de trajectoire (Winter, 1995).

5.2 Contrôle postural dynamique

Au cours du cycle de marche, le contrôle de la trajectoire et de la position du CM est assuré par le CP. La force représentant le poids du corps et la force de réaction du sol forment un couple de force appliqué sur le corps. Lorsque les deux forces sont à la verticale l'une de l'autre, le centre de masse n'est pas accéléré. Par contre, dès que le centre de pression n'est plus à la verticale du centre de masse, donc que la force de réaction du sol n'est plus à la verticale du poids, le couple de force ainsi créé provoque une accélération du centre de masse. Par exemple, lorsque l'individu marche, il avance un membre inférieur au cours de la phase d'oscillation. Le CP se retrouve en postéro-latéral vis à vis du CM du corps. Le centre de masse, et donc le poids du corps, est en avant du centre de pression, et donc de la force de réaction du sol, et un couple de force est produit qui accélère le corps vers l'avant et le côté opposé au membre inférieur en appui (Winter, 1995). Le placement du pied, qui détermine en partie la position du CP pendant la marche permet ainsi de contrôler les accélérations médio-latérales et antéro-postérieures du CM au cours de la marche et donc sa trajectoire.

5.3 L'équilibre lors de la marche

La marche est un mode de locomotion automatisée avec une activité alternée des membres inférieurs et de maintien de l'équilibre dynamique. Afin de comprendre comment les modifications de la marche induites par l'utilisation d'un plan incliné ou d'un escalier affectent l'équilibre, il est important de comprendre les principales caractéristiques de marche sur terrain plat qui sont associées au maintien de l'équilibre.

Le fait de mettre un pied devant l'autre et ainsi d'accélérer et de contrôler l'avancée du corps pendant la marche représente un défi pour le maintien de l'équilibre dynamique. Les différents éléments importants dans le contrôle de l'équilibre à la marche vont donc être décrits au cours du cycle de marche, qui est défini entre le contact du talon d'un pied au sol jusqu'au contact suivant identique du même pied au sol (Winter, 1995).

5.3.1 Phases principales du cycle de marche

Le cycle de marche est divisé, pour chaque membre inférieur, en deux phases principales, la phase d'appui et la phase d'oscillation. La phase d'appui inclut deux phases de double appui, qui permet la transition de la phase d'appui d'un membre inférieur à celle de l'autre membre inférieur.

La phase d'appui

La phase d'appui représente environ 60% du cycle de marche et se divise en trois phases : la réception, la phase intermédiaire et la phase de fin d'appui ou de propulsion (Perry & Burnfield, 2010). Lors de la réception, chez le sujet en santé, le talon entre en contact avec le sol. La hanche et le genou sont en légère flexion et la cheville passe de flexion dorsale à flexion plantaire. Il y a alors un déplacement important du poids du corps dans les trois plans de l'espace. C'est une phase qui permet le transfert du poids vers la jambe sur laquelle le sujet vient s'appuyer. Cette dernière assurera le support du corps afin de permettre la progression vers l'avant. En termes d'équilibre, il y a transfert du poids du corps entre le pied précédemment en appui et celui qui débute l'appui. Ceci occasionne un déplacement antérieur et latéral important du CM. Si celui-ci n'est pas contrôlé, le sujet peut être déséquilibré si le tronc, qui constitue une partie importante de la masse, se déplace trop latéralement. Dans le cas d'une perturbation à la marche, la hauteur de la hanche est d'ailleurs utilisée comme indice d'équilibre. Cette hauteur représente le support fourni par le membre

inférieur pour accepter le poids du corps sans que le corps s'effondre, avec une relation entre l'abaissement de la hanche lors du pas de récupération et la capacité à récupérer l'équilibre à la suite d'une perturbation (Pai et al., 2010; Pavol & Pai, 2007) .

Lors de la phase intermédiaire de la marche (milieu de l'appui), le pied est en appui complet au sol. La cheville qui passe d'une flexion plantaire à une flexion dorsale. La hanche passe d'une légère flexion à une position neutre et le genou réduit sa flexion. Dans cette phase, le tronc se déplace principalement de façon linéaire vers l'avant, au-dessus du pied en appui unipodal. En termes d'équilibre, dans cette phase, il y a de petits ajustements possibles par les mouvements de flexion plantaire/dorsale et d'inversion/éversion de la cheville qui permettent de faibles déplacements du CP pour contrôler le CM (Hof et al., 2010).

Finalement, lors de la phase de fin d'appui, il y a un décollement du talon du sol, la hanche débute une extension et le genou réalise une flexion. La cheville revient en position neutre. Ensuite, il y a une flexion à la hanche, la cheville passe de sa position neutre en flexion plantaire et le pied passe en inversion : il y a alors décollement des orteils et passage à la phase d'oscillation alors que le membre controlatéral a commencé sa phase d'appui. Il s'agit donc de la fin de la propulsion qui permet la progression du corps vers l'avant.

Lors de la phase de fin d'appui, la propulsion donne l'énergie au CM pour avancer vers l'avant et latéralement, tout comme au début de l'appui mais cette fois le corps se dirige vers le pied opposé. C'est principalement la position et l'activité posturale du pied qui recevra le nouvel appui qui contrôlera l'équilibre à cette phase.

La phase d'oscillation

La phase d'oscillation, qui correspond à la phase d'appui unipodal du côté opposé, représente environ 40% du cycle de marche (Perry & Burnfield, 2010). Le membre inférieur qui oscille n'est pas en appui au sol au cours de cette phase. Au cours de la première partie de la phase d'oscillation, soit de 60% à 75% du cycle de marche, la hanche amorce un retour de l'extension vers la flexion, le genou augmente sa flexion et la cheville revient à une position neutre. Cette phase est souvent considérée comme la plus difficile du point de vue de l'équilibre, puisque la base de support est limitée à la surface d'un seul pied et que le corps accélère vers l'avant. L'équilibre y est principalement contrôlé par le membre inférieur en appui du côté controlatéral à l'image de ce qui a été décrit lors de la phase d'appui.

La deuxième partie de la phase d'oscillation est de 75% à 100%. Lors de cette partie, le genou amorce l'extension pour allonger le pas, et la cheville passe en flexion dorsale. Finalement, pour la phase d'appui suivante, laquelle marquera la fin du cycle de marche, la hanche passe en légère flexion.

La phase d'oscillation est très importante pour l'équilibre car elle permet au pied d'aller se positionner latéralement et en sagittal pour contrôler l'accélération du centre de masse (Hof et al., 2010; Kuo & Donelan, 2010). Les caractéristiques de position du pied au cours de cycles subséquents sont d'ailleurs un des paramètres qui utilisé pour quantifier l'équilibre (Beauchet et al., 2009; Moe-Nilssen et al., 2010).

Phase en double appui ou double support

Cette phase consiste en une phase où les deux pieds sont en appui au sol simultanément. Les deux phases en double appui sont incluses dans la phase d'appui et débutent au contact du talon et se terminent au décollement des orteils controlatéraux. C'est une période de transition entre la phase d'appui et la phase d'oscillation. Il s'agit de la phase décrite comme la plus stable du cycle de marche vu que les deux pieds sont en contact avec le sol, définissant ainsi une base de support très large (Perry & Burnfield, 2010). La première phase de double appui se situe de 0% à 10% et la deuxième, de 50% à 60% du cycle. C'est aussi au cours de cette phase que le transfert du poids du corps entre les deux membres inférieurs est possible. Un point important concernant l'équilibre au cours de cette phase est que la réponse posturale qui permet le contrôle le plus important du centre de masse, i.e. le placement du pied, aura une latence importante au cours de cette phase, puisqu'elle nécessitera possiblement un transfert d'appui, une élévation et un abaissement du membre inférieur à déplacer (Hof et al., 2010).

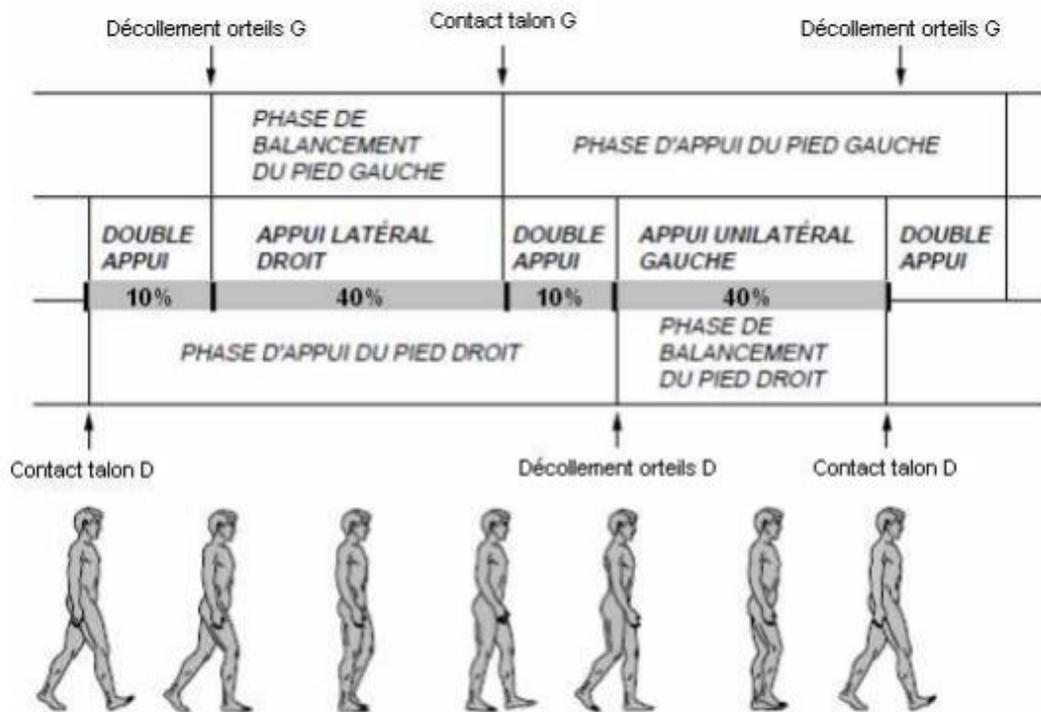


Figure 2 : Cycle de marche

Cette figure représente les phases principales du cycle de marche : la phase d'appui (60%) et la phase d'oscillation (40%) du pied droit. La phase d'appui du pied droit commence au contact du talon droit et débute la phase d'oscillation lors du décollement des orteils droits. Il y a deux phases en double appui, lorsque les deux pieds sont en contact avec le sol (Gras et al., 1996).

5.4 Les paramètres spatiotemporels de marche

Les caractéristiques des différentes phases décrites précédemment sont quantifiées par différentes variables, au niveau temporel et spatial. Le pas est la période comprise entre l'appui d'un pied au sol et l'appui du pied controlatéral. Les principaux paramètres spatiaux sont ainsi la longueur de pas et la largeur de pas. La longueur du pas est la distance séparant le talon d'un pied, et le talon du pied opposé au moment de leur contact au sol respectif et consécutif. La longueur de pas est variable de 1,0 à 1,5 m chez les personnes en bonne santé. La largeur d'un pas est la distance séparant le talon de la ligne de marche, ou la distance entre les 2 talons dans le plan frontal, au moment de leur contact au sol respectif, étant 9 cm approximativement (Perry & Burnfield, 2010).

Les principaux paramètres temporels sont la cadence et la durée d'un cycle de marche et des différentes phases du cycle. La durée d'un cycle de marche varie de 0,8 à 1,2 s. La cadence est le nombre de pas effectués par minute, soit 100 à 120 pas/min. La cadence et la longueur de pas définissent la vitesse, un paramètre spatio-temporel. La vitesse est la distance couverte en fonction

de la durée de son parcours soit 1,2 à 1,5 m/s chez des personnes en bonne santé (Perry & Burnfield, 2010).

5.5 L'équilibre et les paramètres spatio-temporels

Étant donné que la position du CP est en partie déterminée par la position des pieds et les poussées qui sont produites sur le sol, les paramètres spatio-temporels affectent les déplacements du centre de masse et donc l'équilibre. Un pas plus long réduit la vitesse du CM vers l'avant (Kuo & Donelan, 2010) en comparaison avec un pas plus court. Un pas plus court rapproche le CM des limites de la base de support avant et est plus stable face aux déséquilibres vers l'arrière, par exemple, lorsque le pied glisse vers l'avant au contact du talon. Les déplacements du CM peuvent être réduits en prenant des pas plus courts mais plus rapides (Kuo & Donelan, 2010). Une combinaison de pas plus courts, plus larges et d'une cadence de pas plus élevée augmente la stabilité, telle que mesurée par la marge de stabilité, et diminue les risques de chute lors d'une perturbation médio-latérale (Hak et al., 2012).

En ce qui a trait à la vitesse de marche, une diminution de celle-ci ralentit la vitesse du CM, ce qui aurait généralement un effet déstabilisant en termes d'équilibre car le CM s'éloigne de la base de support en étant à l'intérieur de celle-ci (Espy et al., 2010). Par contre, une marche caractérisée par une cadence plus élevée et des pas plus courts, pourrait avoir un effet stabilisant sur l'équilibre vu que le CM est plus près de la base de support, en étant rapproché et à l'extérieur de la base de support.

Finalement, la vitesse et la longueur de pas sont deux variables ayant ensemble une influence sur l'équilibre dynamique, par contre, la vitesse est une variable confondante vu qu'il faudrait observer l'effet de la vitesse indépendamment de la longueur de pas sur l'équilibre (Espy et al., 2010), qui justifie l'importance de contrôler l'effet de la vitesse lors de la montée et descente de l'escalier et du plan incliné.

5.6 Les modifications de la marche dans l'escalier et le plan incliné

Le patron de marche décrit plus haut est celui de la marche au sol. Le fait de marcher sur une surface inclinée ou un escalier modifie ce patron de marche. Dans cette section, seront décrits les modifications des paramètres spatio-temporels, et les déplacements du CM, du CP et les changements de la base de support lors de la montée et de la descente des deux surfaces.

5.6.1 Les paramètres spatiotemporels dans l'escalier et le plan incliné

Lors de la montée de l'escalier, la durée moyenne du cycle est supérieure en comparaison à la marche à niveau (Nadeau et al., 2003). La configuration de l'escalier standardise la longueur des pas et permet ainsi seulement la modification de la cadence afin de changer sa vitesse lors de la montée et de la descente de cette surface. Au plan incliné, la cadence et la vitesse de marche diminuent chez les adultes jeunes et âgés en santé lors de la montée et descente d'un plan incliné et la vitesse de marche diminue avec l'augmentation de l'inclinaison (Kawamura et al., 1991). Il semble que les personnes âgées soient davantage perturbées par la négociation d'un plan incliné puisque pour une même inclinaison, elles réduisent plus leur vitesse de marche en comparaison avec le groupe de jeunes adultes (Hong et al., 2015).

Il y a une aussi diminution significative de la longueur des pas lors de la descente d'un plan incliné en comparaison avec la marche au sol (Ferraro et al., 2013; Kawamura et al., 1991) avec une influence de l'inclinaison; plus celle-ci est importante, plus le sujet aura tendance à diminuer la longueur de pas lors de la descente de cette surface (Kawamura et al., 1991).

5.6.2 Les amplitudes articulaires

Cheville : À l'escalier, au niveau de la cheville, les angles de flexion et d'extension sont plus importants pendant la descente que la montée (Protopapadaki et al., 2007). Les personnes âgées, en comparaison avec les jeunes adultes, ont plus de difficulté de générer une flexion plantaire à la cheville lors de la descente de l'escalier (Bosse et al., 2012). Au plan incliné, lors de la montée, la cheville est majoritairement en dorsiflexion due à l'inclinaison de la surface (Lay et al., 2006; Leroux et al., 2002).

Genou : À l'escalier, les amplitudes articulaires au niveau du genou sont significativement plus importantes lors de la montée en comparaison à la descente chez les jeunes adultes en santé (Protopapadaki et al., 2007). Les personnes âgées, en comparaison avec les jeunes adultes, ont plus de difficulté de générer une extension du genou lors de la descente de l'escalier (Bosse et al., 2012). Au plan incliné, la flexion au genou est plus importante à la montée en comparaison avec la marche au sol lors du contact du talon et ensuite passe à une extension plus prononcée lors du milieu de la phase d'appui (Lay et al., 2006; Leroux et al., 1999). Lors de la descente, le genou passe plus de temps en flexion afin de pouvoir abaisser le corps et de descendre le plan (Leroux et al., 1999).

Hanche : À l'escalier, les amplitudes articulaires au niveau de la hanche sont significativement plus importantes lors de la montée en comparaison à la descente chez les jeunes adultes en santé (Protopapadaki et al., 2007). Au plan incliné, l'angle de flexion à la hanche diminue lors de la descente à l'initiation et en fin d'oscillation de la marche. L'augmentation de l'inclinaison du tapis roulant de 0 à 10% induit une posture plus fléchie de la hanche au contact du pied initial ainsi qu'une inclinaison vers l'avant progressive. Ces modifications posturales sont accompagnées par une diminution progressive de la chute pelvienne latérale et une augmentation progressive de la longueur de la foulée en montée (Leroux et al., 2002). La flexion de la hanche est augmentée en milieu de la phase d'appui par rapport au sol (Lay et al., 2006).

Tronc : À l'escalier, au cours de la montée, la flexion maximale du tronc était deux fois plus élevée que pendant la descente (Krebs et al., 1992). L'amplitude articulaire de flexion du tronc lors de la montée et descente de l'escalier était plus élevée en comparaison avec la marche au sol. Le tronc a une rotation dans le plan transverse plus importante lors de la descente de l'escalier en comparaison avec la marche (Krebs et al., 1992).

Au plan incliné, une adaptation importante est l'orientation du tronc. L'augmentation de l'inclinaison du tapis roulant de 0 à 10% induit une inclinaison vers l'avant progressive du tronc. Les changements de position du tronc et du bassin dans le plan sagittal pourraient faciliter la production ou l'absorption d'énergie afin de s'adapter aux changements d'inclinaisons lors de la marche sur inclinaison (Leroux et al., 2002).

Flexion / Extension (degrés)

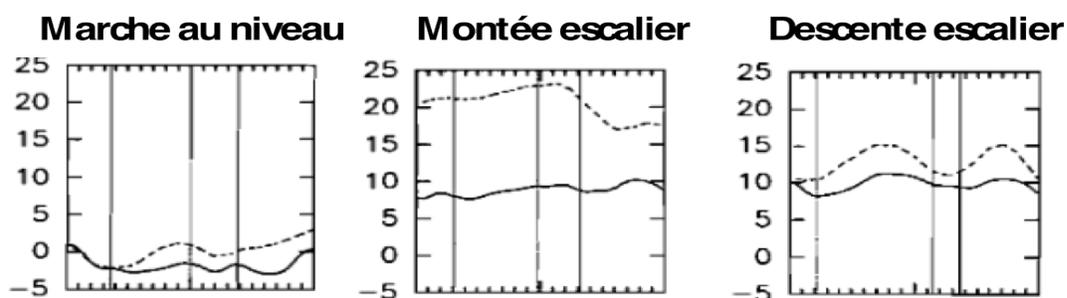


Figure 3 : Cinématique du tronc dans l'escalier

Cette figure représente la flexion du tronc à la marche à niveau, la montée de l'escalier et la descente de l'escalier. La flexion maximale du tronc était deux fois plus élevée à la montée de l'escalier que pendant la descente. Le trait

pointillé représente les données dans le référentiel global et le trait plein représente les données par rapport au bassin (Krebs et al., 1992).

5.7 Effets du plan incliné et de l'escalier sur l'équilibre dynamique

5.7.1 L'escalier et l'équilibre dynamique :

La stabilité dynamique lors de la montée et la descente de l'escalier a été évaluée par la vitesse de marche et l'amplitude de mouvement du CM dans le plan médio-latérale (Madehkhaksar & Egges, 2016). Les auteurs ont noté une influence de l'inclinaison de l'escalier. L'escalier comprenait quatre marches dont la profondeur était réglable, ce qui permettait de tester des escaliers avec différentes inclinaisons (17,7, 29,4, et 41,5 degrés). Les comparaisons de déplacements de CM ont été faites pour la montée et la descente de l'escalier et les résultats ont montré un déplacement médio-latéral du CM plus important lors de la descente de l'escalier à l'inclinaison la moins importante. Aussi, plus l'inclinaison de la descente est importante, plus le déplacement médio-latéral du CM est important et la vitesse de marche augmentait pour une inclinaison moins élevée (Madehkhaksar & Egges, 2016). Cet effet de l'inclinaison n'est pas observé pour la montée de l'escalier et peut être expliqué par le fait que la vitesse de marche était inférieure lors de la montée de l'escalier en comparaison avec la descente.

Dans l'escalier, la vitesse du centre de pression (VCP) est moindre lors de la montée que lors de la descente (Reid et al., 2011). Dans cette dernière étude, l'escalier était instrumenté, par contre il n'y a aucune indication si la rampe l'était. Les trois groupes faisant partie de cette étude, dont les jeunes adultes en santé, les adultes âgés en santé et les adultes ayant peur de chuter, ont été analysés lors de la montée et de la descente avec et sans l'utilisation de la rampe. La VCP entre les jeunes adultes en santé et les adultes âgés en santé a été comparée pour la montée et la descente et il n'y avait pas de différence significative entre les deux groupes. La VCP médio-latérale et antéro-postérieure ne semble pas changer avec ou sans utilisation de la rampe quel que soit l'âge des sujets (Reid et al., 2011). Par contre, la VCP est plus petite lors de la montée que lors de la descente pour un même groupe quand la rampe est utilisée (Reid et al., 2011). Chez les adultes ayant peur de chuter, l'utilisation de la rampe a pour effet de réduire la VCP médio-latérale (Reid et al., 2011). En comparant les groupes de jeunes adultes et d'adultes âgés en santé avec celui ayant une peur de chuter, la VCP est significativement inférieure chez les deux premiers groupes lors de la montée et de la descente sans utilisation de la rampe. Par ailleurs, la diminution de la VCP est

aussi observée lors de la descente avec l'utilisation de la rampe chez le groupe ayant une peur de chuter, alors qu'à la montée il n'y a pas de différences. L'âge n'est donc pas le seul facteur ayant un effet sur la VCP, la crainte de chuter pourrait aussi avoir un effet sur cette dernière (Reid et al., 2011). Finalement, les auteurs suggèrent que les personnes plus âgées auraient tendance à choisir l'utilisation de la rampe parce qu'ils ont peur de chuter et donc la rampe vient les rassurer (Reid et al., 2011).

Bosse et al. (2012) confirment que l'âge est un facteur ayant un effet sur l'équilibre. Dans cette étude, les auteurs analysent l'équilibre lors de la descente d'un escalier. Ils montrent que l'équilibre est moins stable chez les personnes âgées en comparaison avec le groupe de jeunes adultes en analysant le CM lors de la descente de l'escalier. Vu que la vitesse du CM est plus élevée lors de la descente, chez le groupe d'adultes âgés en comparaison avec les jeunes adultes, leur marge de stabilité est restreinte (Bosse et al., 2012). Ceci dit, il est difficile de pouvoir comparer l'équilibre selon les tâches, vu qu'ils analysent uniquement une direction et une tâche, la descente dans l'escalier.

5.7.2 Le plan incliné et l'équilibre dynamique :

Dans le plan incliné, le CM a des déplacements linéaires plus larges dans le plan médio-latéral lors d'une montée et descente en comparaison avec la marche sur sol à niveau (Franz et al., 2012). Sur le plan incliné, à vitesse spontanée, les personnes âgées ont une position relative de leur CM par rapport à leur CP (telle que mesurée par l'angle d'inclinaison de la ligne connectant le CP au CM) similaire à celles des jeunes adultes, mais avec une vitesse de marche réduite. Lorsque la vitesse de marche était appariée entre les deux groupes, les personnes âgées avaient de plus grands déplacements entre le CM et le CP dans le plan sagittal ainsi qu'un taux de changement de la position du CM et du CP plus élevé lors du contact du talon, dans le plan sagittal et frontal, et en double support dans le plan sagittal. Les auteurs ont alors suggéré que les personnes âgées adoptaient une stratégie de contrôle de l'équilibre lors de la montée du plan incliné, i.e. une réduction de la vitesse pour faciliter le maintien de l'équilibre lors de la montée d'un plan incliné (Hong et al., 2015). On observe aussi la stratégie de diminution de la vitesse de marche sur un plan incliné pour faciliter le maintien de l'équilibre chez des patients ayant une lésion médullaire incomplète (Desrosiers et al., 2014). Lorsqu'ils marchaient à une vitesse de marche naturelle, les paramètres du cycle de marche au plan incliné étaient moindres chez les patients ayant une lésion

médullaire en comparaison avec les sujets sains. Par contre, lorsqu'ils marchaient à vitesse lente, les paramètres étaient similaires. Cependant, à vitesse spontanée, les patients blessés médullaires marchaient à une vitesse inférieure sur le plan incliné seulement (vitesse normale au sol), ce qui réduisait la difficulté de maintenir leur équilibre mesuré par les forces stabilisante et déstabilisante (Desrosiers et al., 2014) et témoigne d'une exigence plus importante en termes d'équilibre du plan incliné.

5.7.3 La comparaison de l'escalier au plan incliné :

Sheehan et al. (2012) ont comparé la marche à niveau avec le plan incliné et les escaliers auprès d'une population jeune et en santé. Lors de la marche sur le plan incliné et dans l'escalier, la stabilité médio-latérale et antéro-postérieure était plus grande en comparaison avec la marche à niveau. Il y avait moins de différences entre la marche à niveau et l'escalier en comparaison avec la marche à niveau et le plan incliné, ce qui suggère que le plan incliné représente plus de risques de chute que l'escalier. Ici, les auteurs comparent l'effet des surfaces plutôt que l'effet de la direction sur la stabilité dynamique (Sheehan & Gottschall, 2012).

Étant donné le peu de littérature analysant l'effet du plan incliné et l'escalier sur l'équilibre, le risque de chute que ces surfaces représentent et leur importance dans l'environnement, il semble important de déterminer la difficulté qu'elles représentent pour le maintien de l'équilibre. De plus, puisque les populations à risque (personnes âgées, personnes avec lésion médullaire incomplète, ...) utilisent une stratégie de réduction de leur vitesse de marche spontanée sur ces surfaces, il semble important de tester l'effet d'une réduction de la vitesse de marche sur la difficulté à maintenir l'équilibre sur ces surfaces. Enfin, puisque le concept des forces stabilisante et déstabilisante (voir méthodologie), développé dans notre laboratoire est déjà utilisé sur le plan incliné, il sera utilisé pour comparer la difficulté à maintenir l'équilibre entre ces deux surfaces.

Parmi les paramètres de marche modifiés lors de la marche dans l'escalier ou sur le plan incliné, il ressort que la durée du cycle de la tâche, la cadence, la longueur des pas, la vitesse de marche, les déplacements du CM et du CP sont des facteurs susceptibles de modifier l'équilibre, tel que discuté dans plusieurs de ces articles (Bosse et al., 2012; Desrosiers et al., 2014; Franz et al., 2012; Hong et al., 2015; Madehkhaksar & Egges, 2016; Reid et al., 2011; Sheehan & Gottschall, 2012). Cependant, peu d'articles ont abordé spécifiquement la question de l'équilibre lors de la négociation de ces deux surfaces. Les quelques articles recensés présentaient des

éléments partiels en lien avec l'équilibre et aucun ne compare directement les paramètres d'équilibre dynamique et postural du plan incliné à ceux de l'escalier. Finalement, la comparaison directe de la force stabilisante et déstabilisante entre les deux surfaces est importante car elle nous permettra de mieux comprendre la difficulté à maintenir l'équilibre lors de la négociation des deux tâches.

6 Méthodologie

Cette étude a eu lieu au laboratoire de pathokinésiologie du Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation (CRIR) au 4^{ème} étage à l'Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM) du CIUSSS du Centre-Sud-de-l'île-de-Montréal.

6.1 Participants à l'étude

Dix sujets en santé âgés entre 25 et 60 ans ont été recrutés parmi les membres du site de recherche IRGLM et aussi à partir des noms des participants témoins qui ont donné leur autorisation écrite d'être contactés pour une autre étude au laboratoire de pathokinésiologie. Afin d'être inclus, les sujets ne devaient présenter aucune pathologie ou séquelles de traumatismes ou de maladies antérieures pouvant affecter leur marche ou leur équilibre. Les sujets ont signé un formulaire de consentement et le projet a reçu l'approbation du comité d'éthique des établissements du CRIR (Annexe A).

6.2 Matériel et collecte de données

Les données cinématiques de l'ensemble du corps ont été collectées en trois dimensions (3D) au moyen du système Optotrak 3020 de Northern Digital Inc. Les sujets étaient équipés d'un minimum de trois marqueurs non-colinéaires émettant une lumière infrarouge par segment corporel pour un total de 36 marqueurs. Les segments enregistrés étaient les suivants : pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc, tête, bras et avant-bras/mains (voir figure 4). De plus, la position de plusieurs points anatomiques et le contour des pieds ont été déterminés respectivement par rapport aux principaux segments et aux pieds au moyen d'une sonde à digitaliser afin de compléter la définition des corps rigides représentant les segments corporels dans le modèle biomécanique (Winter, 1995) et de définir les limites de la base de support (Duclos et al., 2009). Ce modèle était adapté à chaque sujet en fonction de ses mesures anthropométriques (longueur, masse et périmètres des différents segments) selon les équations proposées par De Leva (de Leva, 1996). La fréquence d'échantillonnage des coordonnées de position des marqueurs était de 60 Hz.

Le plan incliné mesure 3,67 m de longueur et 1,23 m de largeur. Il est incliné à huit degrés soit une pente de 15%. La pente de 15% n'était pas nécessairement représentative des pentes observées dans les bâtiments publics, mais choisi plutôt par simplicité technique. Une

plateforme horizontale, de même largeur, et de 1 m de long, permet aux participants de faire demi-tour en haut du plan incliné. Deux plateformes de forces AMTI sont intégrées l'une à côté de l'autre en son centre afin de permettre l'évaluation d'un cycle de montée et de descente au centre du plan incliné (voir figure 5). Les rampes ne sont pas instrumentées ni utilisées dans le présent projet pour des raisons méthodologiques car il aurait fallu les instrumenter pour mesurer le CP lors des tâches réalisées.

L'escalier mesure 1,02 m de large avec une profondeur de marche de 0,30 m et une hauteur de contre-marche de 0,19 m. Il comprend quatre marches, dont les deuxième et troisième sont instrumentées par une plateforme de force AMTI chacune. À son extrémité, il est muni d'une plateforme mesurant 1,35m de long, qui permet la transition entre la montée de l'escalier et la descente (voir figure 6). Les marches utilisées pour l'analyse sont la deuxième, pour la montée, et la troisième, pour la descente.

Les forces de réaction du sol (ainsi que les moments) étaient mesurées par les plateformes de force à une fréquence d'échantillonnage de 600 Hz. Les plateformes de force étaient positionnées afin qu'aucun contact ne soit possible entre la structure d'escalier ou le plan incliné et chaque plateforme, afin d'assurer une mesure adéquate des forces de réaction du sol.

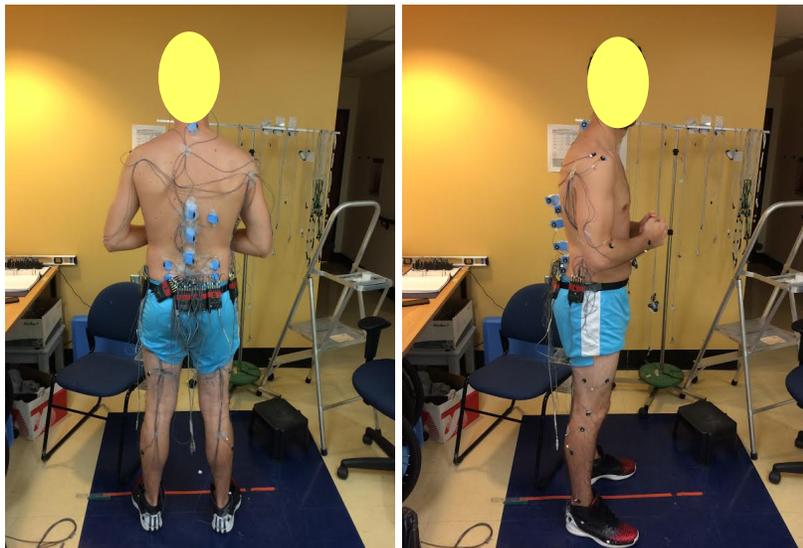


Figure 4 : Positionnement des marqueurs sur un participant. La figure de gauche est la vue postérieure du sujet avec les marqueurs, et celle de droite est la vue latérale du sujet. Les segments enregistrés par les 36 marqueurs sont les pieds, les jambes, cuisses, bassin, tronc, tête, bras et avant-bras/mains.

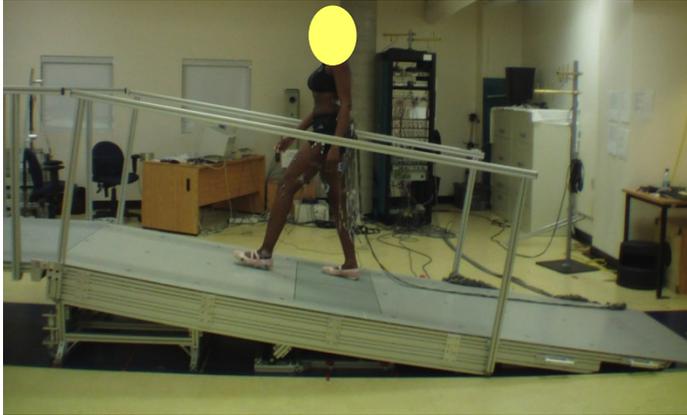


Figure 5 : Le plan incliné

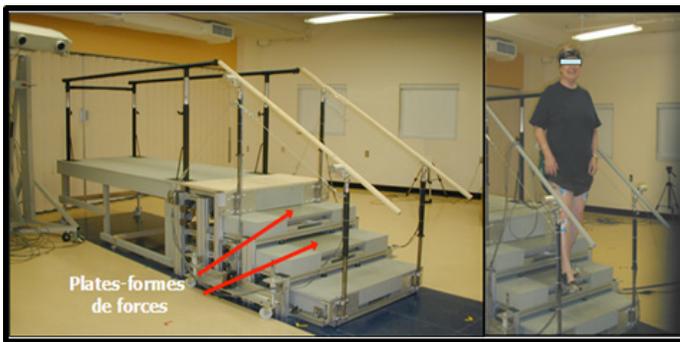


Figure 6 : L'escalier

6.3 Tâches réalisées

Avant de réaliser les tâches expérimentales, la vitesse de marche naturelle a été calculée, au sol sur 5 mètres, sur le plan incliné et dans l'escalier, à la montée et à la descente pour les deux dernières surfaces. La mesure de la vitesse de marche est fidèle et valide (Bohannon, 1997). Les participants avaient quelques essais de familiarisation pour chaque tâche et condition avant l'enregistrement des essais expérimentaux.

Les participants ont fait les tâches expérimentales dans l'ordre suivant : la montée et la descente du plan incliné, suivies de l'escalier, et ce à vitesse naturelle et lente. Pour la vitesse lente, nous avons demandé aux sujets de marcher à 80% de leur vitesse de marche naturelle pour chacune des tâches et directions. La vitesse lente, représentée par 80% de la vitesse naturelle, a été imposée afin de servir de consigne pour les participants (lors de l'exécution de la tâche la vitesse réelle des participants lors de la marche lente était environ 65-77% de la vitesse normale). Cinq essais valides étaient enregistrés dans chaque condition. Un essai était validé quand un seul pied, le pied dominant, était en contact complet avec une plateforme de force, sans appui sur la surface alentour.

6.4 Analyse de données collectées

Les données cinématiques et cinétiques enregistrées au moyen du système Optotrak et par les plateformes de force ont été filtrées au moyen d'un filtre Butterworth de 4^{ème} ordre sans décalage, à une fréquence de coupure passe-bas respective de 6 et 10 Hz.

Considérant qu'un seul pied pouvait être posé sur plateforme de force, les données ont été analysées lors de la phase d'appui unipodal du côté dominant afin de mesurer correctement les forces de réaction au sol et le CP. Cette phase débute au décollement des orteils du pied non-dominant et se termine au contact du talon du pied non-dominant. Lorsqu'un pied est en contact avec la partie non-instrumentée de l'escalier ou de la pente, la mesure de CP est en effet affectée puisque toutes les forces de réaction du sol ne peuvent pas être mesurées dans cette condition.

Le début et la fin de la plage de données analysées (appui unipodal) ont été déterminés sur la base de la présence de variations de signal de la force verticale de réaction du sol sous le pied dominant qui était en contact avec la plateforme de force insérée dans le plan incliné et l'escalier et par la cinématique du pied non-dominant pour déterminer le début et la fin de la phase d'oscillation de ce pied. Ces données ont été normalisées dans le temps sur 100% pour que les durées différentes entre les participants n'affectent pas l'analyse.

La position du centre de masse du corps a été déterminée au moyen de l'enregistrement cinématique et des données anthropométriques (longueurs et périmètres des segments, taille et poids du sujet). La vitesse de déplacement et la position du centre de masse du corps, la position du centre de pression global et les limites de la base de support ont été calculées au cours des différentes tâches et conditions expérimentales afin de calculer la force stabilisante, la force déstabilisante, qui sont les variables utilisées pour calculer la difficulté de maintien de l'équilibre (voir ci-dessous). De plus, la vitesse du centre de masse a été utilisée en tant que variable de contrôle afin de déterminer la vitesse confortable des sujets sur le plan incliné et l'escalier ainsi que pour mesurer le changement réel entre la vitesse naturelle et lente. Pour cette variable, les paramètres maximum et moyen ont été utilisés afin de mettre en lien la vitesse de centre de masse avec la force stabilisante. Par exemple, une vitesse de centre de masse supérieure indiquerait une force stabilisante supérieure (voir ci-dessous), donc il faudrait que le sujet applique une force supérieure pour arrêter son déplacement instantanément. Finalement, plus celle-ci est élevée, plus la difficulté augmente en terme d'équilibre dynamique. Enfin, la longueur des pas a été calculée à

partir de la position des marqueurs placés sur les malléoles, au moment du contact des talons au sol.

6.5 Quantification de l'équilibre dynamique : force stabilisante et force déstabilisante

Pour analyser l'équilibre, nous avons utilisé les concepts de forces stabilisante et déstabilisante (Desrosiers et al., 2014; Duclos et al., 2009). La force stabilisante est une force théorique appliquée sur le CM pour annuler la vitesse du CM sur la distance entre la position actuelle du CP et la limite de la base de support dans la direction de la vitesse du CM. Cela représente la force qu'il faudrait appliquer au sujet pour arrêter son déplacement instantanément. Plus celle-ci est élevée, plus la difficulté augmente en terme d'équilibre dynamique. De ce fait, les paramètres maximum et moyenne de cette variable ont été utilisés pour l'analyse de l'équilibre dynamique lors des tâches expérimentales.

La force déstabilisante est une force théorique appliquée au CM pour mettre le corps en position de déséquilibre. Plus celle-ci est petite, plus le sujet est instable à cause de la position de son corps. De ce fait, le paramètre minimum et moyen de cette variable ont été utilisés pour l'analyse de l'équilibre statique lors des tâches expérimentales.

Les équations du calcul de ces deux forces sont :

$$\vec{F}_{ST} = -\frac{m_{\text{global}} \cdot \vec{V}_{CM} \cdot \vec{V}_{CM}}{2D_{CP}^2} \vec{D}_{CP}$$

$$\vec{F}_D = \left(\frac{\vec{F}_R \cdot \vec{n}}{h_{CM}} \right) \vec{D}_{CP}$$

Description des variables:

F_{ST} : Force stabilisante

F_D : Force déstabilisante

m_{global} : masse du sujet

V_{CM} : Vitesse horizontale du centre de masse (CM)

D_{CP} : Distance entre le centre de pression (CP) et la limite de la base de support dans la direction de la vitesse du CM

h_{CM} : Hauteur du CM

6.5.1 Analyses statistiques

Les variables suivaient une distribution normale comme indiqué par le test de Shapiro-Wilk. Des statistiques descriptives ont permis de résumer les données des deux tâches fonctionnelles avec l'aide des moyennes, minimums, maximums et écarts-types de la force stabilisante, déstabilisante et de la vitesse du CM. Des ANOVAs ont été utilisées pour comparer les forces stabilisante et déstabilisante, ainsi que la vitesse du CM et la longueur des pas entre chacune des conditions de marche. Les facteurs inclus dans les ANOVAs étaient la direction (montée et descente) et la vitesse (naturelle et lente) pour chacune des conditions de marche (plan incliné et escalier). Les tests t de Student ont permis de préciser les différences en présence d'interaction et lorsque deux variables seulement étaient comparées.

7 Résultats

Dynamic stability requirements when negotiating stairs and an inclined plane in healthy people

Natalie Oiknine
Sylvie Nadeau
Cyril Duclos

Faculty of Medicine, School of rehabilitation, Université de Montréal, Canada. Pathokinesiology laboratory, Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montreal, CIUSSS du Centre-Sud-de-l'île-de-Montréal, Montréal, Québec, Canada.

7.1 Abstract

Background. Inclined planes and stairs are current in the environment and represent a barrier for seniors and people with mobility problems. Slower progression and alteration in gait pattern likely explain the high rate of falls on these surfaces, but their effects on balance are not well known. Our objective was thus to compare the difficulty in maintaining dynamic stability during the ascent and descent of an inclined plane and stairs at natural and slow walking speed in healthy individuals.

Methods. Ten young healthy participants ascended and descended an inclined plane and stairs, instrumented with force-platforms providing ground reaction forces. Whole-body kinematics was also recorded to determine balance difficulty using the stabilizing and destabilizing forces, center of mass velocity and step length. Analyses of variance were used to compare the effect of surface (inclined plane vs. stairs), direction (ascent vs. descent) and speed (natural vs. slow).

Results: The stabilizing force was higher on the inclined plane than on the stairs, with a higher velocity of the center of mass. Stabilizing force was higher and destabilizing force was lower during descent than ascent only in the inclined plane but destabilizing force was lower during ascent than descent on the stairs. Slower gait speed reduced balance difficulty on both surfaces. Step length was shorter in the stairs than on the inclined plane, and particularly during descent, and at slow gait speed.

Conclusion: Balance difficulty was higher on the inclined plane than on the stairs and at natural speed than at slow speed. The effect of direction was opposite between surfaces with higher difficulty during descent of the inclined plane, but during ascent of the stairs. Further studies are necessary in older adults or individuals with balance deficits.

Keywords: Balance, inclined plane, stairs, stabilizing force, destabilizing force

7.2 Introduction

Stairs and inclined planes are very common in the environment and represent an obstacle to the mobility of older adults and physically restricted populations (Cluff & Robertson, 2011). First, these surfaces are physically more strenuous because of the need to elevate the body mass during uphill walking or control its descent during downhill walking (Sheehan & Gottschall, 2012). They also require larger joint range of motion, such as significantly greater hip flexion and ankle dorsiflexion (Sheehan & Gottschall, 2012). Finally, the inclined plane and the stairs represent a challenge in terms of balance with a large proportion of fall happening on these surfaces than level ground (Sheehan & Gottschall, 2012).

The increased risk of falls likely relates to higher difficulty to maintain balance on these two surfaces, as several parameters of gait are modified on stairs and inclined surfaces. Stance time and double support times are larger during stair descent and ascent (as well as swing time for the latter) than during level walking, resulting in lower cadence and walking speed (Bosse et al., 2012; Nadeau et al., 2003). Similar results were found on the inclined plane, with larger effects on more inclined surfaces (Ferraro et al., 2013; Kawamura et al., 1991) and also during descent compared to ascent (Callisaya et al., 2012; Ferraro et al., 2013).

These alterations of gait pattern have been used to suggest higher difficulty to maintain balance over inclined surfaces or stairs in comparison to level walking (Ferraro et al., 2013; Kawamura et al., 1991). However, balance has never been quantified and compared on these two walking surfaces. Older adults had lower margin of stability in stair descent than young adults, due to higher center of mass velocity (Bosse et al., 2012). Based on variability of gait speed and step width, Sheehan and Gottschall (2012) found higher balance difficulty on the inclined plane and stairs at similar angles, than on level floor, with the stairs leading to less difficulty than the slope. However, these were indirect measurements of balance, and with a steeper incline (33°) than usually encountered (Sheehan & Gottschall, 2012).

Our objective was thus to compare the difficulty in maintaining dynamic stability during the ascent and descent of an inclined plane and stairs at natural and slow walking speed. Because of the variations of speed and spatio-temporal parameters described above, our hypothesis are that balance difficulty is higher on the incline plane than on the stairs, descent is more difficult than ascent, and faster speed increase difficulty over lower speed.

7.3 Methods

Participants

Ten young healthy subjects were recruited. Their mean (and standard deviation) age, height and weight were respectively: 35 (12) years old, 172.3 (11.3) cm and 71.5 (13.2) kg. There were five men and five women. To be included, participants had to have no current or previous condition that may affect their gait or balance. They all signed a consent form according to local research ethics committee recommendations.

Equipment and Data Collection

Kinematic data of the body were collected at 60 Hz, in 3 dimensions using a 3020 Optotrak system (Northern Digital Inc). The participants were equipped with at least 3 non-collinear markers per main body segment (feet, shanks, thighs, pelvis, trunk, head, arms, forearms and hands). Several anatomical landmarks were then digitally probed to adapt the linked-segment

model of each participant, along with their anthropometric measurements (de Leva, 1996). The outline of the shoe soles was also digitally probed to determine the limits of the base of support in relation with the foot markers.

The inclined plane measures 3.67 meters long and 1.23 meters wide. It is inclined at 8 degrees or 15%. The staircase consists of four steps, each measuring 1.02 meters wide with a depth of 0.30 meter and a height of 0.19 meter. The ground reaction forces and moments were measured at a frequency of 600 Hz by AMTI force platforms inserted in the center of the inclined plane and in the second and third steps of the staircase, with no contact with the surrounding surface.

Tasks performed

Data collection was performed in each direction (ascent and descent) at two different speeds (natural and slow) on the two surfaces (incline plane and stairs). In the slow speed condition, subjects were asked to walk at 80% of their natural walking speed for each task and directions. The participants had a few familiarization trials for each task and condition beforehand.

Three to five valid trials were obtained and averaged in each condition. For a trial to be valid, the dominant foot should be only in complete contact with one force platform, without contact on the surrounding surface.

Variables and statistical analysis

Based on kinematic and kinetic data, the position and velocity of the body center of mass (COM), and the position of the center of pressure (COP) within the base of support were calculated throughout the different tasks and conditions to calculate the stabilizing and the destabilizing forces (Duclos et al., 2009; Duclos et al., 2012). The stabilizing force is the theoretical force necessary to cancel the body kinetic energy ($1/2 m_{\text{body}} \times V_{\text{CM}}^2$ with m_{body} the mass of the participant, V_{CM} the velocity of the centre of mass, and D_{CP} the distance between the current position of the COP and the limit of the base of support in the direction of COM velocity) (Stabilizing force = $m_{\text{body}} \times V_{\text{CM}}^2 / D_{\text{CP}}$). The destabilizing force is the theoretical force necessary to bring the COP to the limit of the base of support in the direction of COM velocity (Destabilizing force = $(F_v / H_{\text{CM}}) * D_{\text{cp}}$, with F_v the vertical ground reaction force, H_{CM} the height of the centre of mass, and D_{CP} as above). Higher stabilizing force and lower destabilizing force represent higher levels of dynamic and postural balance difficulty, respectively (Ilmane et al., 2015). These forces are sensitive to variations in balance conditions (Desrosiers et al., 2014; Mullie & Duclos, 2014). The relative position of the COP to the limit in the base of support (D_{cp}) was also reported due to its importance in balance control. Finally, step length was calculated using the position of the markers placed on the non-dominant malleolus that was swinging during stance phase on the dominant foot.

Descriptive analyzes (mean, minimum, maximum and standard deviations) were used to present the step length, stabilizing force, destabilizing force, and velocity of the center of mass during the unipodal phase in the different tasks and conditions. Three-way analyses of variance (ANOVA) were used to compare the level of balance difficulty between the directions (ascent and descent), speeds (natural and slow) and the two walking surfaces (inclined plane and stairs) after having confirmed the data followed normal distribution using Shapiro-Wilk test. Student t-tests were used post-hoc to complete these analyzes when necessary.

7.4 Results

There was no effect of interactions between the three factors, i.e. surface x direction x speed, for any variables (stabilizing force: $p > 0.318$, destabilizing force: $p > 0.373$, velocity of center of mass: $p > 0.374$). The effects of the direction and surface were thus analyzed at natural speed first. Then the effect of speed was analyzed on each direction and on each surface separately.

Velocity of the center of mass

At natural speed, the maximal and mean velocity of center of mass was higher on the inclined plane than on the stairs (surface factor: $p < 0.001$), and both velocity parameters were reduced at slower speed (maximal: $p = 0.002$, and mean: $p < 0.001$) (Fig. 1, Table 1). On the inclined plane, at both speeds, there was no effect of direction for the maximal ($p = 0.067$) and mean ($p = 0.143$) velocity center of mass (with no direction x speed interaction: $p > 0.7$). On the stairs, for both speeds, the velocity of the center of mass was higher during descent than ascent for the maximal ($p = 0.014$) and the mean ($p = 0.018$) COM velocity (with no direction x speed interaction: $p > 0.441$) (Fig. 1, Table 1).

Table 1: Centre of mass velocity at natural to slower speed, and proportion

	Inclined plane		Stairs	
	Ascent	Descent	Ascent	Descent
Natural COM velocity(m/s)	1.20(0.14)	1.22(0.18)	0.66(0.12)	0.72(0.16)
Slow COM velocity(m/s)	0.84(0.18)	0.87(0.14)	0.45(0.08)	0.48(0.10)
Change (slow/natural speed x 100%)	63(1.31)	65(0.77)	70(0.71)	68(0.62)
Mean values (standard deviation)				

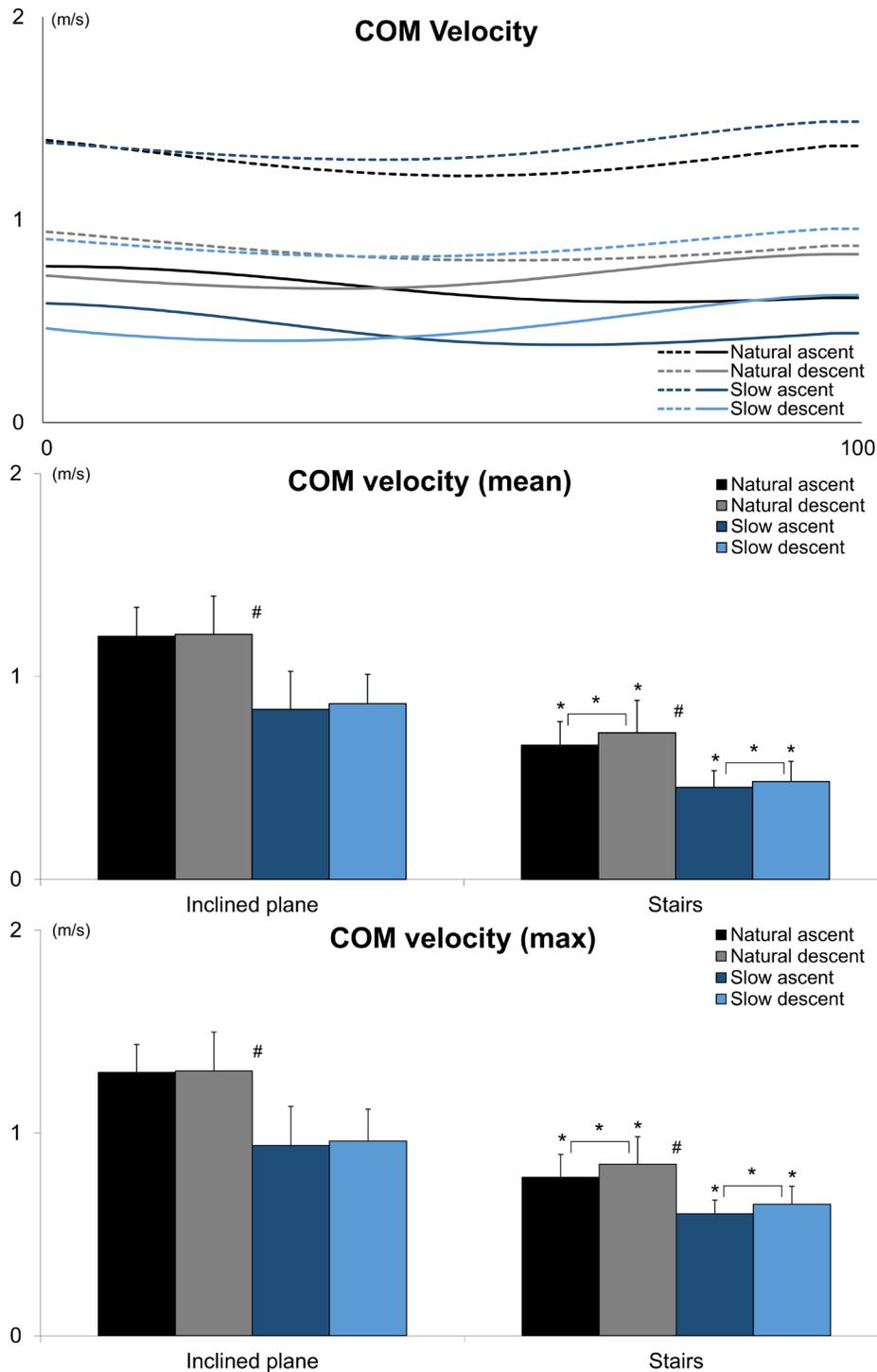


Figure 1: Centre of mass (COM) velocity during inclined plane (dashed lines) and stairs (full lines) ascent (black) and descent (grey) at natural (dark blue) and slow (light blue) speed. Top panel: mean group (N=10) time series of the COM velocity between toe-off (0) and heel contact (100) of the non-dominant foot in each condition. Middle panel: Mean group (N=10) values of the mean COM velocity, on the inclined plane (left) and on the stairs (right) in each walking condition. Lower panel: Mean group (N=10) values of the maximal COM velocity, on the inclined plane (left) and on the stairs (right) in each walking condition. *: $p < 0.05$ for surface factor (inclined plane vs. stairs), #: $p < 0.05$ for speed factor (natural vs. slow), $\overline{**}$: $p < 0.05$ for direction factor (ascent vs. descent).

Step length (Table 2)

The step length was longer on the inclined plane than on the stairs for both directions ($p < 0.001$). It was also longer during ascent than during descent on the inclined plane ($p = 0.001$) and on the stairs ($p = 0.038$), with a larger difference between both directions on the inclined plane than on the stairs (surface x direction interaction: $p = 0.022$).

At slower speed, the effect of surface differed depending on the direction of gait (surface x direction interaction: $p = 0.008$). Step length was longer at natural than slower speed for the ascent ($p = 0.038$), as well as the descent ($p = 0.007$) of the inclined plane, but only during descent ($p = 0.033$), but not ascent ($p = 0.9$) on the stairs. At this speed, the effect of direction was present only on the inclined plane, where steps were longer during ascent than descent ($p = 0.012$), but not on the stairs ($p = 0.911$).

Table 2: Step length according to surface (inclined plane vs. stairs), direction (ascent vs. descent) and speed (natural vs. slow)

		Inclined plane		Stairs	
		Ascent	Descent	Ascent	Descent
Mean step length (m)	Natural speed	1.15 (0.09)	1.01 (0.12)*	0.49(0.02) ~	0.45(0.06) ~*
	Slow speed	#	#	#	#
		0.97 (0.18)	0.86(0.10)*	0.49 (0.05) ~	0.49 (0.05) ~

#: $p < 0.05$ for speed factor (natural vs. slow); *: $p < 0.05$ for direction factor (ascent vs. descent); ~ $p < 0.05$ for surface factor (inclined plane vs. stairs)

Stabilizing force

At natural speed, the maximal stabilizing force was higher on the inclined plane than in the stairs (Surface factor: $p < 0.001$), both at ascent ($p = 0.002$) and descent ($p < 0.001$). However, the effect of the direction differed between the surfaces (surface x direction interaction: $p = 0.007$), with a higher stabilizing force during descent than ascent only on the inclined plane ($p = 0.001$) but not in the stairs ($p = 0.151$) (Fig. 2, bottom panel).

On the inclined plane, an effect of speed ($p < 0.001$) was also apparent as the difference between directions was larger at natural speed than at slower speed for both the maximal and mean values (interaction speed x direction $p = 0.028$ and $p = 0.039$, respectively).

On the stairs, there was also an effect of speed ($p = 0.001$). The maximal stabilizing force was lower at slower speed for both ascent and descent ($p < 0.001$, with no interaction: $p = 0.264$ or effect of direction: $p = 0.151$). The same effects were observed for the mean stabilizing force (Fig. 2, middle panel).

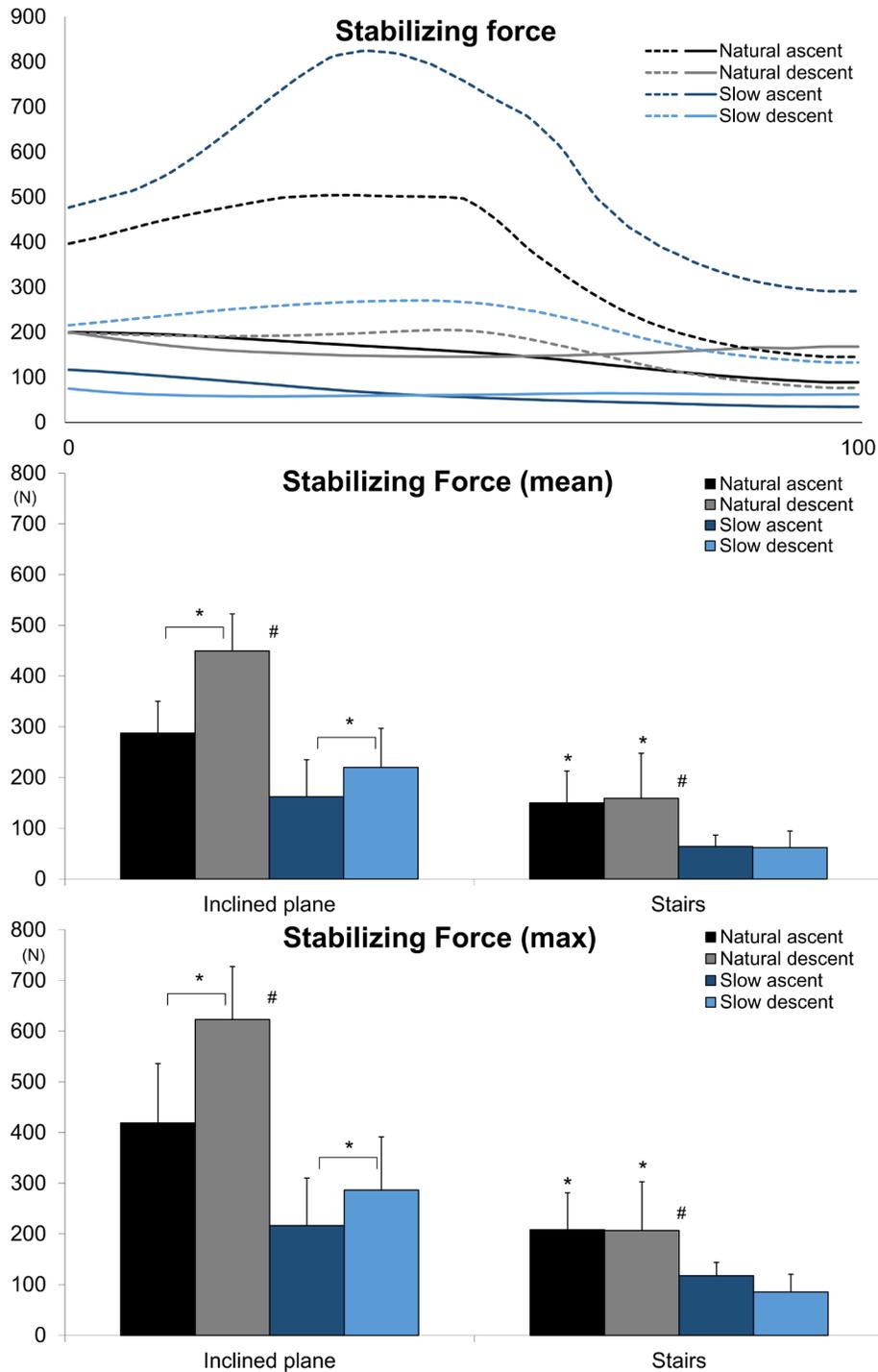


Figure 2: Stabilizing force during inclined plane (dashed lines) and stairs (full lines) ascent (black) and descent (grey) at natural (dark blue) and slow (light blue) speed. Top panel: mean group (N=10) time series of the stabilizing force between toe-off (0) and heel contact (100) of the non-dominant foot in each condition. Middle panel: Mean group (N=10) values of the mean stabilizing force, on the inclined plane (left) and on the stairs (right) in each walking condition. Lower panel: Mean group (N=10) values of the maximal stabilizing force, on the inclined plane (left) and on the stairs (right) in each walking condition. *: $p < 0.05$ for surface factor (inclined plane vs. stairs), #: $p < 0.05$ for speed factor (natural vs. slow), $\overline{**}$: $p < 0.05$ for direction factor (ascent vs. descent).

Destabilizing force

For the minimum destabilizing force, at natural speed, there was an effect of direction on both surfaces. Destabilizing force was lower during the descent than during the ascent of the inclined plane ($p=0.031$). The opposite effect was observed on the stairs (surface x direction interaction: $p<0.001$), with lower destabilizing force during ascent than during descent ($p=0.042$). (Fig. 3).

For the mean destabilizing force, there was an effect of direction for the inclined plane only. At natural and slower speeds, the destabilizing force was lower at descent than at ascent ($p<0.001$).

An effect of speed was found on both surfaces for the minimal destabilizing force. It was lower at natural speed than at slower speed on the inclined plane ($p=0.004$) as well as on the stairs ($p=0.019$). For the mean destabilizing force, there was an effect of speed on the stairs only ($p=0.016$, no speed x direction interaction $p=0.209$; $p>0.147$ on the inclined plane) (Fig. 3).

Position of the COP relative to the base of support

For the minimal value of the distance between COP and the base of support (D_{cp}), at natural speed, the effect of direction was different between surfaces (direction effect: $p=0.042$, surface x direction interaction: $p=0.003$) with a longer D_{cp} at ascent than descent on the inclined plane ($p=0.006$), but no difference between directions on the stairs ($p=0.50$). D_{cp} was shorter on the stairs than on the inclined plane only during ascent ($p=0.012$), but not descent ($p=0.11$). No effect of speed was found on the inclined plane or the stairs ($p=0.27$ (inclined plane), $p=0.29$ (stairs), interaction speed x direction: $p=0.50$ (inclined plane), $p=0.42$ (stairs)) (Fig. 4).

Several results for the mean value of D_{cp} were similar to the minimal value. At natural speed, the effect of direction also differed between the two surfaces (surface: $p<0.001$, direction: $p=0.001$, surface x direction interaction: $p=0.001$). D_{cp} was shorter on the stairs than on the inclined plane during ascent ($p<0.001$), but not during descent ($p=0.27$). D_{cp} was larger during ascent than descent on the inclined plane ($p=0.001$). On the stairs, the opposite effect was observed but did not reach significance ($p=0.095$). No effect of speed was found on the inclined plane or the stairs ($p=0.16$ (inclined plane), $p=0.07$ (stairs), interaction speed x direction: $p=0.44$ (inclined plane), $p=0.86$ (stairs)) (Fig. 4).

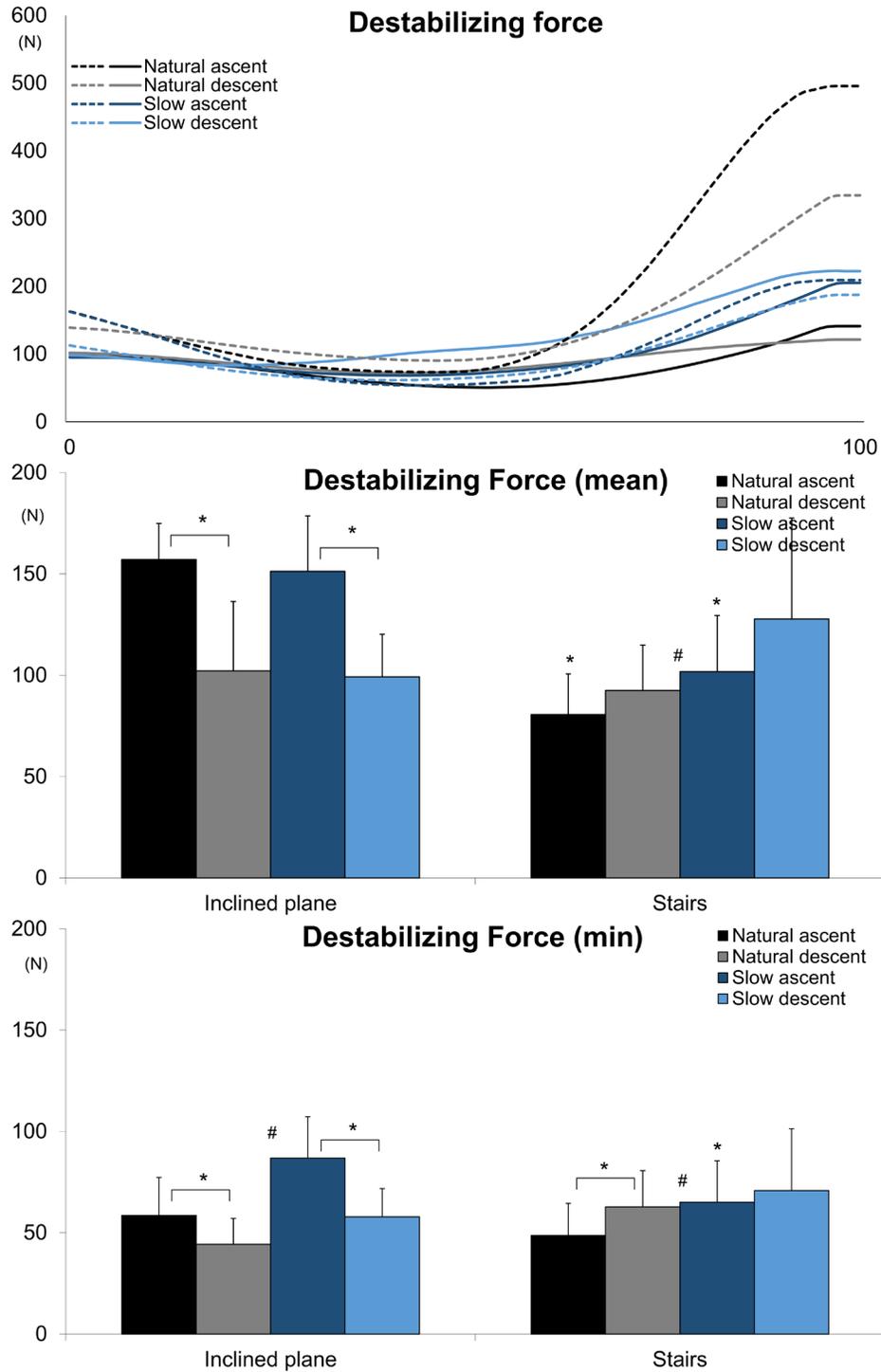


Figure 3: Destabilizing force during inclined plane (dashed lines) and stairs (full lines) ascent (black) and descent (grey) at natural (dark blue) and slow (light blue) speed. Top panel: mean group (N=10) time series of the destabilizing force between toe-off (0) and heel contact (100) of the non-dominant foot in each condition. Middle panel: Mean group (N=10) values of the mean destabilizing force, on the inclined plane (left) and on the stairs (right) in each walking condition. Lower panel: Mean group (N=10) values of the maximal destabilizing force, on the inclined plane (left) and on the stairs (right) in each walking condition. *: $p < 0.05$ for surface factor (inclined plane vs. stairs), #: $p < 0.05$ for speed factor (natural vs. slow), $\overline{**}$: $p < 0.05$ for direction factor (ascent vs. descent).

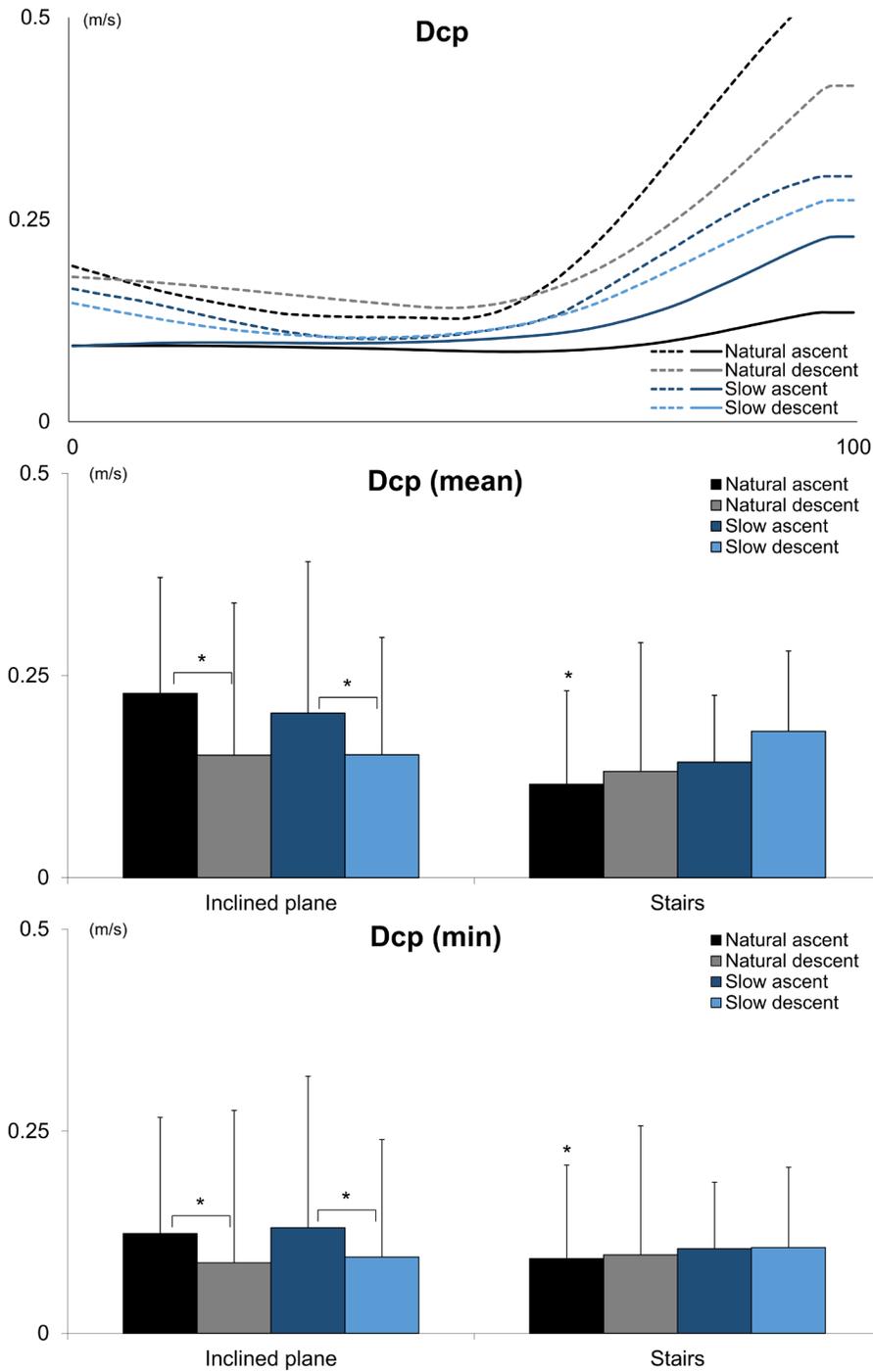


Figure 4: Distance between the current position of the COP and the limit of the base of support in the direction of COM velocity (Dcp) during inclined plane (dashed lines) and stairs (full lines) ascent (black) and descent (grey) at natural (dark blue) and slow (light blue) speed. Top panel: mean group (N=10) time series of Dcp between toe-off (0) and heel contact (100) of the non-dominant foot in each condition. Middle panel: Mean group (N=10) values of mean Dcp, on the inclined plane (left) and on the stairs (right) in each walking condition. Lower panel: Mean group (N=10) values of the minimal Dcp, on the inclined plane (left) and on the stairs (right) in each walking condition. *: p<0.05 for surface factor (inclined plane vs. stairs), #: p<0.05 for speed factor (natural vs. slow), $\overline{**}$: p<0.05 for direction factor (ascent vs. descent).

7.5 Discussion

In terms of dynamic balance, the inclined plane was more challenging than the stairs, as shown by the greater stabilizing force. This difficulty is mostly explained by the difference in COM velocity between both surfaces, with higher velocity on the inclined plane in every evaluated situation. Higher gait speed is generally associated with more difficulty to recover balance after a slip or a trip (Sessoms et al., 2014; Wang et al., 2012) and increases fall risk (Maki, 1997). However, because COM velocity did not differ between ascent and descent on the inclined plane, the larger difficulty shown by a higher stabilizing force during descent was due to the change in the position of the COP in the base of support, closer to the forward limit of the base of support during descent and farther during ascent. Shorter distance between the COP and the limit of the base of support thus reduces the space available to generate a postural reaction in the direction of COM movement, through COP motion, making balance more difficult to maintain. On the stairs, contrary to the inclined plane, dynamic stability did not differ between directions, despite higher COM velocity during descent. This is also likely due to the COP that tends to be further from the limit of the base of support during descent which counteracts the effect of higher velocity in this direction.

Higher postural difficulty was observed during descent on the inclined plane as shown by the lower destabilizing force in this condition compared to ascent. This can be related to the trunk position, actively tilted forward or backward during ascent or descent, respectively (Leroux et al., 2002), and to the position of the COP measured in the present study, further from the limit of the base of support during ascent, and closer during descent. However, this effect of direction was opposite on the stairs, i.e. more difficult at ascent than descent. This is also likely explained by the changes in the position of the COP between surfaces: For example, during ascent, the COP is more backward on the inclined plane than on the stairs, as already mentioned above, because of the effect of the inclination of the surface, that mechanically accelerates the body forward and downward due to the orientation of the GRF. The trunk tilted forward changes the COP position to counteract this effect which is not required in the horizontal stairs. This effect was present for the minimal value of destabilizing force at natural speed, and with a strong tendency in the other conditions on the stairs.

In terms of dynamic and postural stability, balance was always easier to maintain at slow speed than at natural speed. This result supports the strategy of speed reduction to lower balance difficulty on non-level walking surfaces, already observed in elderly groups (Hong et al., 2015) or in incomplete spinal cord injured groups (Desrosiers et al., 2014). One exception concerns the postural balance difficulty on the inclined plane, where the effect of speed was apparent only on the minimal but not on the mean value. This indicates that the profile of force between speeds differed in the inclined plane. The postural stability difficulty was more variable during the analyzed single stance phase at natural speed than at slow speed: The destabilizing force was higher at the beginning and end of the stance phase at natural speed, and lower at its minimum than at slower speed, leading to similar mean values and lower minimal value.

Shorter steps were associated with higher level of postural and dynamic difficulty during descent compared to ascent on the inclined plane at natural speed. To the opposite, the reduction of step length at slower speed was associated with lower balance difficulty. Shorter step length has been associated with better stability against slips (Espy et al., 2010) and trips (Hak et al., 2013; Pavol & Pai, 2007) and also with aging (Menz et al., 2003). On inclined surfaces, step length are

generally shorter during descent and associated with lower gait speed (Kawamura et al., 1991), and particularly in older adults with lower balance capacities (Ferraro et al., 2013). In our healthy participants, on the inclined plane, the reduction of step length and velocity in the slower condition indeed reduced the overall balance difficulty, as indicated by higher stabilizing force and lower stabilizing force than at natural speed. However, in comparison to ascent, shorter step length during descent in the inclined plane with no reduction of velocity increased balance difficulty. On the stairs, reducing gait speed also reduced balance difficulty, despite small to no change in step length. Similarly, ascent and descent had little to no effect on step length and dynamic balance difficulty. Only postural difficulty was higher during ascent. Thus, with little possibility of alteration in the stairs, step length cannot contribute much to changes in balance difficulty on the stairs, contrary to velocity.

One important limit in the present study is that the inclinations of the two surfaces were not comparable. It is known that inclination has a strong impact on gait parameters such as range of motions (Sheehan & Gottschall, 2012), stance time and double support times, cadence and walking speed (Kawamura et al., 1991), that may affect balance. However, inclined planes with inclination similar to stairs are not encountered in the built environment. A comparison between surfaces with similar inclination would thus not reflect the levels of difficulty met in the environment. A second limit was the low number of participants. However, the effect of surface, direction and speed were consistent enough between participants to find significant results. Finally, a third limit is the age variability that may have an effect on the results.

7.6 Conclusion

This pilot study is the first to document the effects of ascent and descent on the inclined plane and stairs on dynamic and postural balance. Dynamic balance was more difficult to maintain on the inclined plane than on the stairs, due to higher velocity of the centre of mass. Postural and dynamic balance was also more difficult during descent than ascent only in the inclined plane, likely because of the orientation of the walking surface and the closer position of the centre of pressure to the limit of the base of support. To the opposite, postural balance was more difficult to maintain during ascent on the stairs. Slower gait speed reduced balance difficulty on both surfaces, confirming this as a strategy to facilitate the negotiation of these two surfaces in terms of balance difficulty. These results should be confirmed in older participants as well as with participants with balance deficits.

Acknowledgements

The authors acknowledge the contribution of F Chedevergne, Y El Khamlichi and the Lindsay Hospital Foundation.

7.7 Bibliography

Bosse, I., K. D. Oberlander, H. H. Savelberg, K. Meijer, G. P. Bruggemann and K. Karamanidis (2012). "Dynamic stability control in younger and older adults during stair descent." Hum Mov Sci 31(6): 1560-1570.

Callisaya, M. L., L. Blizzard, J. L. McGinley and V. K. Srikanth (2012). "Risk of falls in older people during fast-walking--the TASCOG study." Gait Posture 36(3): 510-515.

Cluff, T. and D. G. Robertson (2011). "Kinetic analysis of stair descent: Part 1. Forwards step-over-step descent." Gait Posture 33(3): 423-428.

de Leva, P. (1996). "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters." J Biomech 29(9): 1223-1230.

Desrosiers, E., C. Duclos and S. Nadeau. (2014, May). "Gait adaptation during walking on an inclined pathway following spinal cord injury." Clin Biomech (Bristol, Avon) Retrieved 5, 29, from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24805009>.

Duclos, C., P. Desjardins, S. Nadeau, A. Delisle, D. Gravel, B. Brouwer and H. Corriveau (2009). "Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities." J Biomech 42(3): 379-382.

Duclos, C., C. Mieville, D. Gagnon and C. Leclerc (2012). "Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit(R) system in the elderly." J Neuroeng Rehabil 9: 28.

Espy, D. D., F. Yang, T. Bhatt and Y. C. Pai (2010). "Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk." Gait Posture 32(3): 378-382.

Ferraro, R. A., G. Pinto-Zipp, S. Simpkins and M. Clark (2013). "Effects of an inclined walking surface and balance abilities on spatiotemporal gait parameters of older adults." J Geriatr Phys Ther 36(1): 31-38.

Hak, L., H. Houdijk, P. J. Beek and J. H. van Dieen (2013). "Steps to take to enhance gait stability: the effect of stride frequency, stride length, and walking speed on local dynamic stability and margins of stability." PLoS One 8(12): e82842.

Hong, S. W., T. H. Leu, T. M. Wang, J. D. Li, W. P. Ho and T. W. Lu (2015). "Control of body's center of mass motion relative to center of pressure during uphill walking in the elderly." Gait Posture 42(4): 523-528.

Ilmane, N., S. Croteau and C. Duclos (2015). "Quantifying dynamic and postural balance difficulty during gait perturbations using stabilizing/destabilizing forces." J Biomech 48(3): 441-448.

Kawamura, K., A. Tokuhiko and H. Takechi (1991). "Gait analysis of slope walking: a study on step length, stride width, time factors and deviation in the center of pressure." Acta Med Okayama 45(3): 179-184.

- Leroux, A., J. Fung and H. Barbeau (2002). "Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies." Gait Posture 15(1): 64-74.
- Maki, B. E. (1997). "Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear." J Am Geriatr Soc 45(3): 313-320.
- Menz, H. B., S. R. Lord and R. C. Fitzpatrick (2003). "Age-related differences in walking stability." Age Ageing 32(2): 137-142.
- Mullie, Y. and C. Duclos (2014). "Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals." Gait Posture 40(4): 610-615.
- Nadeau, S., B. J. McFadyen and F. Malouin (2003). "Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking?" Clin Biomech (Bristol, Avon) 18(10): 950-959.
- Pavol, M. J. and Y. C. Pai (2007). "Deficient limb support is a major contributor to age differences in falling." J Biomech 40(6): 1318-1325.
- Reid, S. M., A. C. Novak, B. Brouwer and P. A. Costigan (2011). "Relationship between stair ambulation with and without a handrail and centre of pressure velocities during stair ascent and descent." Gait Posture 34(4): 529-532.
- Sessoms, P. H., M. Wyatt, M. Grabiner, J. D. Collins, T. Kingsbury, N. Thesing and K. Kaufman (2014). "Method for evoking a trip-like response using a treadmill-based perturbation during locomotion." J Biomech 47(1): 277-280.
- Sheehan, R. C. and J. S. Gottschall (2012). "At similar angles, slope walking has a greater fall risk than stair walking." Appl Ergon 43(3): 473-478.
- Wang, T. Y., T. Bhatt, F. Yang and Y. C. Pai (2012). "Adaptive control reduces trip-induced forward gait instability among young adults." J Biomech 45(7): 1169-1175.

8 Discussion

Ce mémoire avait pour objectif de comparer l'équilibre de personnes en santé lors de l'exécution de deux conditions de locomotion fréquemment rencontrées dans la communauté: la marche sur plan incliné et dans l'escalier, dans les deux directions, i.e. la montée et la descente. De plus, l'exécution à vitesse naturelle et à vitesse lente ont aussi été comparées puisque les patients avec des atteintes neurologiques ou musculo-squelettiques montrent fréquemment une diminution de leur vitesse de marche lors des tâches fonctionnelles.

Les résultats confirment notre première hypothèse, d'une difficulté à maintenir l'équilibre plus élevée dans le plan incliné que dans l'escalier. En effet, l'équilibre dynamique, représenté par la force stabilisante, est plus difficile à maintenir sur le plan incliné que dans les escaliers. Cette difficulté est principalement expliquée par la vitesse du centre de masse plus rapide sur le plan incliné qui est aussi associée à une longueur de pas plus grande que dans l'escalier. L'équilibre a déjà été décrit comme moins stable sur un plan incliné que dans un escalier à la même inclinaison, sur la base de la vitesse de marche, de la largeur des pas et de sa variabilité (Sheehan & Gottschall, 2012). Cependant, du point de vue postural, l'équilibre était plus difficile à maintenir lors de la montée dans l'escalier que dans le plan incliné, principalement à cause de la position du centre de pression plus proche de la limite de la base de support, associée à des pas plus courts.

La deuxième hypothèse du mémoire mentionnait que la descente serait plus difficile que la montée. L'hypothèse est supportée pour le plan incliné. Par contre, l'équilibre était plus difficile à maintenir lors de la montée que lors de la descente dans l'escalier, et seulement du point de vue postural (force déstabilisante). Les changements de la position du COP entre les surfaces expliquent la difficulté de l'équilibre postural. Lors de la montée, le COP est plus en arrière sur le plan incliné en comparaison avec l'escalier. C'est expliqué par l'inclinaison de la surface qui accélère mécaniquement le corps vers l'arrière affectant l'orientation des forces de réactions du sol. Par conséquent, au plan incliné, le positionnement du COP est ajusté afin de préserver l'équilibre. Les changements de la position du COP étaient statistiquement significatifs seulement pour la valeur minimale de la force déstabilisante à vitesse naturelle, et avec une forte tendance dans les autres conditions sur les escaliers. Par ailleurs, la réduction de longueurs de pas entre la montée et la descente dans le plan incliné était associée à une augmentation de la difficulté d'équilibre posturale et dynamique dans la descente, alors que la difficulté posturale plus importante dans la montée était associée à un faible changement de longueur de pas dans l'escalier. Il semble donc

que le lien entre la longueur des pas et l'équilibre ne soit pas aussi direct que celui qui a été proposé au sol mentionnant une augmentation de la stabilité avec des pas plus courts.

Finalement, notre troisième hypothèse concernant la vitesse de marche a été supportée. Celle-ci mentionnait que l'équilibre serait plus difficile à maintenir dans une condition à vitesse naturelle qu'à vitesse lente. Il était important d'étudier l'effet sur l'équilibre lors de la montée et de la descente du plan incliné et de l'escalier à une vitesse réduite parce que les patients âgés (Hong et al., 2015) ou ayant des atteintes locomotrices (blessés médullaires incomplets) (Desrosiers et al., 2014) diminuent fréquemment leur vitesse de marche afin de préserver leur équilibre. Au plan incliné, l'effet de la vitesse sur l'équilibre posturale était présent pour la valeur minimum mais pas pour la valeur moyenne, signifiant que la difficulté posturale était plus variable au cours de la phase d'appui unipodale analysée à la vitesse naturelle. La difficulté d'équilibre semblait donc être mieux "répartie" tout au long de la phase d'appui à vitesse lente, alors qu'elle était plus variable entre une difficulté élevée et faible à vitesse naturelle. De plus, du fait de la contrainte de la longueur des marches, la longueur des pas n'a quasiment pas changé avec la vitesse dans l'escalier, alors qu'elle était réduite sur le plan incliné. Là encore, cela montre que la relation entre la longueur des pas et de la difficulté d'équilibre n'est pas directe sur ces deux surfaces.

Après avoir comparé le plan incliné avec l'escalier, la montée avec la descente et la vitesse naturelle avec la vitesse lente, ces différentes conditions de marche peuvent être classifiées selon leur ordre de difficulté d'équilibre. Cela pourrait être nécessaire pour mieux déterminer quelle surface est plus adaptée lors d'une construction pour réduire le risque de chutes. Premièrement, vu la vitesse du centre de masse plus élevée sur le plan incliné que dans l'escalier, il serait plus prudent de recommander les escaliers dans la mesure du possible. Pour la direction, la descente du plan incliné représente plus de difficulté en terme d'équilibre que la montée, alors qu'à l'escalier, c'est la montée qui représente plus de risque que la descente. En dernier recours, des consignes de réduction de la vitesse de négociation des deux surfaces pourraient être offertes, si les contraintes de construction imposent l'utilisation d'un plan incliné. En termes de réadaptation, il serait important de ne pas laisser les patients réduire leur vitesse de marche afin d'imposer un défi, voire même de les pousser à pratiquer la négociation de ces deux surfaces plus rapidement, pour envisager une amélioration de leur équilibre sur ces surfaces à l'origine de nombreuses chutes.

Cependant, en plus de la difficulté de l'équilibre dynamique et postural, la montée et la descente du plan incliné et de l'escalier représentent également une difficulté supplémentaire à la

marche au sol, en termes d'exigences musculaires sur les articulations des hanches, des genoux et des chevilles. Chez des sujets en santé, la montée de l'escalier exige en effet une flexion et un moment fléchisseur à la hanche et au genou plus élevé qu'à la descente (Protopapadaki et al., 2007), ainsi que pour les extenseurs de genoux et des hanches, jusqu'à laisser peu de réserve de capacité musculaire chez une population vieillissante (Samuel et al., 2011). Concernant la négociation de l'escalier, les difficultés en termes d'équilibre et motrice sont plus importantes pour la montée que la descente. Concernant la négociation du plan incliné, les excursions à la hanche, aux genoux et aux chevilles augmentent la demande physiologique sur cette surface lorsque comparée à la marche au sol (McIntosh et al., 2006).

Une limite importante de cette étude est que l'inclinaison des deux surfaces n'était pas comparable, n'est pas rencontrée dans l'environnement bâti et ne représenterait pas les niveaux de difficultés rencontrés au quotidien. Par contre, les résultats nous donnent quand même une idée de l'impact du plan incliné en comparaison avec l'escalier et sont généralisables malgré que le plan incliné ne soit pas représentatif du milieu. Ensuite le nombre faible de participants est une limite ainsi que l'écart d'âge pouvant affecter les résultats, sachant que ce dernier est un facteur ayant un effet sur l'équilibre. Une autre limite importante est la différence de vitesse de marche naturelle entre les surfaces, alors que le rôle de la vitesse est connu dans la difficulté de l'équilibre. Cependant, utiliser la vitesse naturelle des participants sur chaque surface a permis de réaliser les mesures dans des conditions plus proches de la réalité d'utilisation de ces surfaces. De plus, assurer une vitesse de négociation identique entre les deux surfaces n'est pas simple d'un point de vue pratique. En effet, comment peut-on déterminer que la distance parcourue sur le plan incliné correspond à la distance dans l'escalier ? Comment devrait-on prendre en compte la distance verticale parcourue ?

Maintenant que cette étude nous permet de classifier les tâches fonctionnelles en termes d'exigences à maintenir l'équilibre, il serait pertinent d'établir un programme de rééducation en milieu clinique auprès des personnes âgées ou atteintes de troubles d'équilibre. Par exemple, développer un programme de rééducation, tel que la pratique de la montée et descente d'un plan incliné et d'un escalier pourrait préparer les patients afin de se sentir en sécurité au quotidien. Il serait même intéressant de les entraîner à différentes vitesses afin de simuler plusieurs scénarios possibles.

En parallèle, répéter cette étude en incluant un groupe de personnes âgées ainsi qu'un groupe de personnes atteintes de troubles d'équilibre serait intéressant. Les résultats des sujets en santé nous permettront d'avoir un groupe de comparaison. Par contre, l'étendue de l'âge des participants sera plus restreinte et il faudra sélectionner les types de trouble d'équilibre à inclure pour une étude future. Ensuite, comparer les résultats des deux nouveaux groupes aux sujets en santé de la présente étude permettrait de mieux comprendre l'effet de l'âge et des troubles d'équilibre sur les exigences d'équilibre dynamique durant la négociation de l'escalier et d'un plan incliné. Cela permettrait de mettre en place un programme de prévention et de l'introduire aux deux nouveaux groupes.

Finalement, il serait intéressant de faire un suivi auprès des groupes de personnes âgées et ayant des troubles d'équilibre ayant complété le programme de rééducation ou de prévention afin de pouvoir confirmer la validité et l'importance des interventions cliniques.

9 Conclusion

Cette étude pilote est la première à comparer les effets de montée et de descente du plan incliné et de l'escalier sur l'équilibre dynamique et postural de personnes jeunes en santé. L'équilibre dynamique est plus difficile à maintenir sur le plan incliné que sur les escaliers, principalement en raison de la vitesse plus élevée du centre de masse. L'équilibre postural et dynamique est également plus difficile lors de la descente en comparaison avec la montée, seulement dans le plan incliné, probablement en raison de l'orientation de la surface de la marche et la position plus proche du centre de pression à la limite de la base de support. Par contre, l'équilibre postural était plus difficile à maintenir pendant la montée des escaliers. La vitesse lente réduit les difficultés en termes d'équilibre sur les deux surfaces, ce qui supporte la stratégie visant à faciliter la négociation de ces deux surfaces. Ces résultats doivent être confirmés chez les participants plus âgés, ainsi que les participants ayant des déficits d'équilibre. Finalement, la classification des deux surfaces en termes de difficulté d'équilibre peut ainsi servir à justifier le choix d'une des deux surfaces dans les aménagements architecturaux ou pour les exercices de réadaptation de l'équilibre.



Annexe A

Formule de consentement pour votre participation à un projet de recherche

Participants sains âgés de 25 à 60 ans

TITRE DU PROJET :

Comparaisons des exigences d'équilibre dynamique lors de la négociation de l'escalier et d'un plan incliné chez les personnes en santé

RESPONSABLES :

- Sylvie Nadeau, Ph.D Chercheure, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras Lindsay de Montréal (IRGLM), Laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse des activités fonctionnelles. Chercheure responsable du projet.
- Cyril Duclos, Ph.D Chercheur, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), Institut de réadaptation Gingras Lindsay de Montréal (IRGLM), Laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse des activités fonctionnelles. Chercheur responsable du projet.
- Fany Chedevergne, Ph.D Chercheure, CRIR, site IRGLM, Laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse des activités fonctionnelles. Chercheure en charge de la réalisation du projet.

OBJECTIF DU PROJET :

Le présent projet concerne la validation de moyens d'études des stratégies de marche d'individus négociant un plan incliné et de comparaison à la négociation d'un escalier. L'objectif spécifique de cette étude est d'évaluer la validité du dispositif développé pour l'analyse sur plan incliné et des méthodologies d'analyse subséquentes pour la comparaison aux essais en escaliers. Pour ce faire, 10 individus contrôles âgés de 25 à 60 ans monteront et descendront le plan incliné et l'escalier à vitesse naturelle et à vitesse lente.

NATURE DE LA PARTICIPATION :

Votre participation à ce projet inclut deux visites d'évaluation au 4^e étage de l'Institut de Réadaptation Gingras Lindsay de Montréal (6300 avenue Darlington)

La première visite comporte deux parties distinctes : un examen clinique mené par un physiothérapeute puis une séance de marche sur plan incliné. La durée totale de cette séance ne dépassera pas 4 heures.

1^e partie : Un examen par un(e) physiothérapeute qui évaluera votre force musculaire, vos mouvements, votre sensibilité aux jambes ainsi que votre équilibre et votre capacité à marcher et à monter et descendre un plan incliné et un escalier à l'aide de tests simples. Vous aurez aussi à remplir un questionnaire évaluant votre niveau d'activité. Cette évaluation complète durera environ 1 heure 15 minutes. Si votre examen révèle des difficultés à réaliser les tâches locomotrices, votre participation à l'étude sera terminée. Dans le cas contraire, vous poursuivrez la séance en réalisant les essais de montée et de descente d'un plan incliné.

2^e partie : Pour les essais de montées et descentes d'un plan incliné (voir figure 1), il faut prévoir 2 heures 30 minutes. La préparation prendra environ 45 minutes. Nous collerons à l'aide de ruban adhésif une quarantaine de marqueurs sur différentes parties de votre corps (pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc, tête) permettant l'enregistrement de vos mouvements à l'aide d'un système de caméras infrarouges. Des petites électrodes seront collées sur des muscles de vos jambes afin d'enregistrer l'activité de ces muscles (un petit rasage du poil local sera préalablement effectué sur des zones d'1 cm²). Des caméras vidéographiques seront disposées pour enregistrer l'image de vos montées et descentes du plan incliné. Après ces préparatifs, nous vous demanderons de monter et descendre le plan incliné à plusieurs reprises regroupées en trois séries d'essais. Une première série sans charge supplémentaire à la cheville, une seconde série avec une charge supplémentaire d'environ 2 kg autour de la cheville droite et une dernière série sans charge supplémentaire à la cheville. Chaque série comportera 5 montées et 5 descentes de la façon la plus naturelle possible et 5 montées et 5 descentes de la façon la plus naturelle possible mais à vitesse lente. Des montées et des descentes d'échauffement seront proposées.



Figure 1- Plan incliné utilisé pour la 1^e visite

La deuxième visite :

Cette visite donnera lieu aux essais de montées et descentes d'un escalier (voir figure 2). Elle se déroulera exactement comme la seconde partie de la première visite. Il faut donc prévoir 2 heures 30 minutes également. La préparation prendra environ 45 minutes. Nous collerons à l'aide de ruban adhésif une vingtaine de marqueurs sur différentes parties de votre corps (pieds, jambes, cuisses, bassin, tronc, tête) permettant l'enregistrement de vos mouvements à l'aide d'un système de caméras infrarouges. Des petites électrodes seront collées sur des muscles de vos jambes afin d'enregistrer l'activité de ces muscles (un petit rasage du poil local sera préalablement effectué sur des zones d'1 cm²). Des caméras vidéographiques seront disposées pour enregistrer l'image de vos montées et descentes sur l'escalier. Après ces préparatifs, nous vous demanderons de monter et descendre l'escalier à plusieurs reprises regroupées en trois séries d'essais. Une première série sans charge supplémentaire à la cheville, une seconde série avec une charge supplémentaire d'environ 2 kg à la cheville droite et une dernière série sans charge supplémentaire à la cheville. Chaque série comportera 5 montées et 5 descentes de la façon la plus naturelle possible et 5 montées et 5 descentes de la façon la plus naturelle possible mais à vitesse lente. Des montées et des descentes d'échauffement seront proposées.



Figure 2 - Escalier utilisé pour la 2^e visite

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

En tant que participant, le seul avantage que vous retirerez de votre implication est la réalisation d'un examen physiothérapeutique sans avoir à en défrayer les coûts. Par ailleurs, votre participation aura contribué à l'avancement de la recherche dans le domaine de la réadaptation à la marche et en particulier à la négociation de dénivellations de terrain.

RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous fait courir, sur le plan médical, aucun risque que ce soit. Toutefois, dans quelques cas, une irritation cutanée pourrait survenir à l'endroit où ont été collées les électrodes. Si tel est le cas, une lotion calmante sera appliquée. Si l'irritation cutanée persiste plus de 24 heures, vous devrez aviser un des responsables du projet et consulter un médecin. De plus, le risque de pertes d'équilibre sur le plan incliné et dans l'escalier ne peut être complètement éliminé. Cependant, si vous avez un déséquilibre, vous pourrez en tout temps utiliser les mains courantes pour vous rééquilibrer.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

Il se peut que les efforts demandés lors de l'évaluation en laboratoire provoquent tout au plus une certaine fatigue mais celle-ci ne sera que temporaire.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS:

Vous acceptez que l'information recueillie puisse être utilisée pour fins de communication scientifique, professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que l'anonymat sera respecté à votre égard.

CONFIDENTIALITÉ :

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui vous concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles. À cet effet, tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés et conservés sous clé dans une filière du laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse d'activités fonctionnelles de l'IRGLM par le responsable de l'étude pour une période de 5 ans suivant la fin du projet. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Après cette période de 5 ans, ces renseignements seront détruits.

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET :

Pour votre satisfaction, nous nous appliquerons à répondre à toutes questions que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer. Pour toutes informations ou questions, vous pourrez communiquer avec Sylvie Nadeau, Ph.D. en sciences biomédicales (réadaptation) responsable du projet, au numéro de téléphone 514-340-2111 au poste 2179.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la

recherche des établissements du CRIR au (514) 527-4527 poste 2643 ou par courriel à l'adresse : anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca

RETRAIT DE VOTRE PARTICIPATION :

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :

Il est entendu qu'en acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs et les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE :

Les frais de déplacement et de stationnement seront payés par le responsable du projet.

CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tels que présentés dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte.

Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision et je sais qu'une copie de ce formulaire figurera dans mon dossier médical.

J'accepte d'être contacté(e) par la même chercheuse pour participer à d'autres études scientifiques menées dans un domaine de recherche comparable :

oui non

J'accepte que les données recueillies au cours de cette étude soient utilisées pour d'autres publications scientifiques demeurant en lien (même domaine de recherche) avec le présent projet.

oui non

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

Nom du sujet

Signature de l'intéressé (e)

Fait à _____, le _____, 20__.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné(e), _____, certifie

(a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;

(b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard;

(c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus;

et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

Signature du responsable du projet
ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20__.

Certificat d'éthique (Renouvellement)

Aux fins de renouvellement, le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR, selon la procédure d'évaluation accélérée en vigueur, a examiné le projet de recherche CRIR-395-1108 intitulé :

« Comparaison des stratégies de montée et de descente d'un plan incliné versus un escalier ».

Présenté par: Sylvie Nadeau, Ph.D.

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Ce projet se déroule dans le site du CRIR suivant :

- Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal du CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal.

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

1. Informer, dès que possible, le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout incident ou accident lié à la procédure du projet ;
3. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout nouveau renseignement susceptible d'affecter l'intégrité ou l'éthicité du projet de recherche, ou encore, d'influer sur la décision d'un sujet de recherche quant à sa participation au projet ;
4. Notifier, dès que possible, le CÉR de toute suspension ou annulation d'autorisation relative au projet qu'aura formulée un organisme de subvention ou de réglementation ;
5. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout problème constaté par un tiers au cours d'une activité de surveillance ou de vérification, interne ou externe, qui est susceptible de remettre en question l'intégrité ou l'éthicité du projet ainsi que la décision du CÉR ;
6. Notifier, dès que possible, le CÉR de l'interruption prématurée, temporaire ou définitive du projet. Cette modification doit être accompagnée d'un rapport faisant état des motifs à la base de cette interruption et des répercussions sur celles-ci sur les sujets de recherche ;
7. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
8. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;

9. Tenir et conserver, selon la procédure prévue dans la *Politique portant sur la conservation d'une liste des sujets de recherche*, incluse dans le cadre réglementaire des établissements du CRIR, une liste des personnes qui ont accepté de prendre part à la présente étude ;
10. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication.



Me Michel T. Giroux
Président du CÉR

Date d'émission
18 décembre 2015

FORMULAIRE R

Titre: Comparaison des stratégies de montée et descente d'un plan incliné versus un escalier
Dossier: CRIR-395-1108
Chercheur principal: Sylvie Nadeau

INFORMATIONS GÉNÉRALES

État du projet

- Projet en cours
- Projet terminé
- Projet qui n'a pas démarré
- Projet abandonné

Déroulement du projet (En quelques lignes, décrire à quelle étape est rendu le projet)

L'analyse des données par l'étudiante affectée au projet (Natalie Oiknine) est en cours. Nous ne prévoyons pas d'inclure davantage de participants.

Dates

Date du début effectif du projet(jour/mois/année) 1 mars 2009
Date prévue de la fin du projet(jour/mois/année) 30 décembre 2016

RECRUTEMENT

Nb. sujets approchés	Nb. sujets recrutés	Nom de l'établissement
0	0	CRCL
0	0	INLB
10	10	IRGLM
0	0	CRLB
0	0	IRD
0	0	HJR
0	0	CR Le Boudier
0	0	CR Estrie
0	0	CMR
0	0	Centre de réadaptation MAB-Mackay
0	0	IRD PQ
0	21	sujets sains dans la communa
0	0	
0	0	
0	0	

APPROUVÉ PAR LE CÉR
DES ÉTABLISSEMENTS DU CRIR

LE: 23 novembre 2015

10 Bibliographie

- Beauchet, O., Allali, G., Annweiler, C., et al. (2009). Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. *Gerontology*, 55(6), 702-706. doi:10.1159/000235905
- Bohannon, R. W. (1997). Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age Ageing*, 26(1), 15-19.
- Bosse, I., Oberlander, K. D., Savelberg, H. H., et al. (2012). Dynamic stability control in younger and older adults during stair descent. *Hum Mov Sci*, 31(6), 1560-1570. doi:10.1016/j.humov.2012.05.003
- Callisaya, M. L., Blizzard, L., McGinley, J. L., et al. (2012). Risk of falls in older people during fast-walking--the TASCOC study. *Gait Posture*, 36(3), 510-515. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.05.003
- Cluff, T., & Robertson, D. G. (2011). Kinetic analysis of stair descent: Part 1. Forwards step-over-step descent. *Gait Posture*, 33(3), 423-428. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.12.016
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech*, 29(9), 1223-1230.
- Desrosiers, E., Duclos, C., & Nadeau, S. (2014, May). Gait adaptation during walking on an inclined pathway following spinal cord injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24805009>
- Duclos, C., Desjardins, P., Nadeau, S., et al. (2009). Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *J Biomech*, 42(3), 379-382. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.11.007
- Duclos, C., Mieville, C., Gagnon, D., et al. (2012). Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit(R) system in the elderly. *J Neuroeng Rehabil*, 9, 28. doi:10.1186/1743-0003-9-28
- Espy, D. D., Yang, F., Bhatt, T., et al. (2010). Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk. *Gait Posture*, 32(3), 378-382. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.06.013
- Ferraro, R. A., Pinto-Zipp, G., Simpkins, S., et al. (2013). Effects of an inclined walking surface and balance abilities on spatiotemporal gait parameters of older adults. *J Geriatr Phys Ther*, 36(1), 31-38. doi:10.1519/JPT.0b013e3182510339
- Franz, J. R., Lyddon, N. E., & Kram, R. (2012). Mechanical work performed by the individual legs during uphill and downhill walking. *J Biomech*, 45(2), 257-262. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.10.034
- Gras, P., Cassillas, J., Dulieu, V., et al. (1996). *La marche*: Elsevier Masson.
- Hak, L., Houdijk, H., Beek, P. J., et al. (2013). Steps to take to enhance gait stability: the effect of stride frequency, stride length, and walking speed on local dynamic stability and margins of stability. *PLoS One*, 8(12), e82842. doi:10.1371/journal.pone.0082842

- Hak, L., Houdijk, H., Steenbrink, F., et al. (2012). Speeding up or slowing down?: Gait adaptations to preserve gait stability in response to balance perturbations. *Gait Posture*, 36(2), 260-264. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.03.005
- Hof, A. L., Vermerris, S. M., & Gjaltema, W. A. (2010). Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking. *J Exp Biol*, 213(Pt 15), 2655-2664. doi:10.1242/jeb.042572
- Hong, S. W., Leu, T. H., Wang, T. M., et al. (2015). Control of body's center of mass motion relative to center of pressure during uphill walking in the elderly. *Gait Posture*, 42(4), 523-528. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.08.007
- Ilmane, N., Croteau, S., & Duclos, C. (2015). Quantifying dynamic and postural balance difficulty during gait perturbations using stabilizing/destabilizing forces. *J Biomech*, 48(3), 441-448. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.12.027
- Kawamura, K., Tokuhiko, A., & Takechi, H. (1991). Gait analysis of slope walking: a study on step length, stride width, time factors and deviation in the center of pressure. *Acta Med Okayama*, 45(3), 179-184.
- Krebs, D. E., Wong, D., Jevsevar, D., et al. (1992). Trunk kinematics during locomotor activities. *Phys Ther*, 72(7), 505-514.
- Kuo, A. D., & Donelan, J. M. (2010). Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Phys Ther*, 90(2), 157-174. doi:10.2522/ptj.20090125
- Lay, A. N., Hass, C. J., & Gregor, R. J. (2006). The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *J Biomech*, 39(9), 1621-1628. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.05.005
- Leroux, A., Fung, J., & Barbeau, H. (1999). Adaptation of the walking pattern to uphill walking in normal and spinal-cord injured subjects. *Exp Brain Res*, 126(3), 359-368.
- Leroux, A., Fung, J., & Barbeau, H. (2002). Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait Posture*, 15(1), 64-74.
- Madehkhaksar, F., & Egges, A. (2016). Effect of dual task type on gait and dynamic stability during stair negotiation at different inclinations. *Gait Posture*, 43, 114-119. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.09.009
- Maki, B. E. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J Am Geriatr Soc*, 45(3), 313-320.
- McIntosh, A. S., Beatty, K. T., Dwan, L. N., et al. (2006). Gait dynamics on an inclined walkway. *J Biomech*, 39(13), 2491-2502. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.07.025
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age Ageing*, 32(2), 137-142.
- Moe-Nilssen, R., Aaslund, M. K., Hodt-Billington, C., et al. (2010). Gait variability measures may represent different constructs. *Gait Posture*, 32(1), 98-101. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.03.019
- Mullie, Y., & Duclos, C. (2014). Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals. *Gait Posture*, 40(4), 610-615. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.07.008
- Nadeau, S., McFadyen, B. J., & Malouin, F. (2003). Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(10), 950-959.

- Pai, Y. C., Bhatt, T., Wang, E., et al. (2010). Inoculation against falls: rapid adaptation by young and older adults to slips during daily activities. *Arch Phys Med Rehabil*, 91(3), 452-459. doi:10.1016/j.apmr.2009.10.032
- Pavol, M. J., & Pai, Y. C. (2007). Deficient limb support is a major contributor to age differences in falling. *J Biomech*, 40(6), 1318-1325. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.05.016
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological function*. 2nd edition: Slack.
- Protopapadaki, A., Drechsler, W. I., Cramp, M. C., et al. (2007). Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(2), 203-210. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.09.010
- Reid, S. M., Novak, A. C., Brouwer, B., et al. (2011). Relationship between stair ambulation with and without a handrail and centre of pressure velocities during stair ascent and descent. *Gait Posture*, 34(4), 529-532.
- Samuel, D., Rowe, P., Hood, V., et al. (2011). The biomechanical functional demand placed on knee and hip muscles of older adults during stair ascent and descent. *Gait Posture*, 34(2), 239-244. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.05.005
- Sessoms, P. H., Wyatt, M., Grabiner, M., et al. (2014). Method for evoking a trip-like response using a treadmill-based perturbation during locomotion. *J Biomech*, 47(1), 277-280. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.10.035
- Sheehan, R. C., & Gottschall, J. S. (2012). At similar angles, slope walking has a greater fall risk than stair walking. *Appl Ergon*, 43(3), 473-478. doi:10.1016/j.apergo.2011.07.004
- Silverman, A. K., Wilken, J. M., Sinitski, E. H., et al. (2012). Whole-body angular momentum in incline and decline walking. *J Biomech*, 45(6), 965-971. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.01.012
- Wang, T. Y., Bhatt, T., Yang, F., et al. (2012). Adaptive control reduces trip-induced forward gait instability among young adults. *J Biomech*, 45(7), 1169-1175. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.02.001
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*, 3(4), 193-214. doi:10.1016/0966-6362(96)82849-9