

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté de génie
Département de génie mécanique

**INFLUENCE DE L'ÂGE SUR LE SEUIL DE PERTURBATION
VERS L'AVANT POUR LE RELÂCHEMENT D'UNE
INCLINAISON, LE RELÂCHEMENT D'UNE INCLINAISON
AVEC TRANSLATION DE SURFACE ET LA TRANSLATION
DE SURFACE**

Mémoire de maîtrise
Spécialité : génie mécanique

Magali Pierre

Jury : Cécile SMEESTERS (directrice)
Eve LANGELIER
Elijah VAN HOUTEN

La victoire sur soi est la plus grande des victoires [Platon]

Aux Thomas

RÉSUMÉ

Les chutes sont aujourd'hui considérées comme un problème majeur de santé public de par leur nombre, coûts et conséquences importantes, qui ne cesse de croître dû au vieillissement de la population. Prévenir les chutes est donc devenu indispensable.

Deux études expérimentales précédentes ont démontré que la méthode du seuil de perturbation permet de comparer les résultats de différentes perturbations posturales ou de leurs combinaisons. Pour poursuivre ce travail, nous avons déterminé l'angle d'inclinaison initial maximal vers l'avant pour trois vitesses de translation de surface (nulle, lente, rapide) et la vitesse de translation de surface maximale vers l'arrière desquels 10 jeunes adultes, 8 adultes mi-âgés et 8 adultes âgés en santé pouvaient être relâchés et/ou tirés et tout de même rétablir leur équilibre en un seul pas. Les résultats ont montré que l'angle d'inclinaison et la vitesse de translation maximum diminuaient avec l'âge. L'angle d'inclinaison maximal diminuait aussi avec la vitesse de translation de surface. Aux angles d'inclinaison ou vitesses de translation maximum, alors que les variables d'initiation, d'exécution et de géométrie de la réponse étaient presque toutes affectées par l'âge, seules les variables de géométrie de la réponse étaient affectées par la perturbation posturale. Malgré tout, les seuils de perturbations formé par ces quatre perturbations posturales diminuaient avec l'âge; séparaient efficacement les chutes (70-80%) des rétablissements (67-74%); et étaient similaires à ceux obtenus précédemment en utilisant des relâchement d'une inclinaison (avec et sans tirages à la taille), tirages à la taille (en marchant) et translations de surface chez des adultes jeunes et âgées.

Une étude théorique récente a montré qu'un modèle de pendule inverse à barre mince sur surface glissante peut prédire avec précision l'issue (chute ou rétablissement) de relâchements d'une inclinaison et translations de surface chez de jeunes adultes. Nous l'avons donc utilisé pour simuler la position et la vitesse angulaire de l'initiation de la perturbation jusqu'à l'initiation de la réponse pour les essais maximum des trois études expérimentales précédentes de : 1) relâchements d'une inclinaison (avec ou sans tirages à la taille) et tirages à la taille en marchant chez des adultes jeunes et âgés, et 2) relâchements d'une inclinaison (avec ou sans translations de surface) et translations de surface chez des adultes jeunes, mi-âgés et âgés. Les résultats ont montré que la majorité des erreurs moyennes quadratiques et des erreurs au temps de réaction entre les positions et vitesses angulaires expérimentales et théoriques étaient inférieures à 4% et 5% respectivement. Seules les erreurs de vitesses angulaires pour les relâchements d'une inclinaison avec tirages à la taille (<13%) et translations de surface (<8%), étaient plus grandes. Mieux encore, les positions et vitesses angulaires théoriques à la fin du temps de réaction pour ces essais maximum ont formé des seuils de perturbation très similaires à ceux obtenus dans les trois études expérimentales précédentes.

La méthode du seuil de perturbation a maintenant été établie expérimentalement et théoriquement pour trois des cinq différents types de perturbations posturales, ainsi que pour deux combinaisons, fournissant donc des preuves additionnelles que le choix de la perturbation posturale n'affecte pas la limite du rétablissement de l'équilibre.

Mots clefs : Chutes, Équilibre, Perturbations posturales, Relâchement d'une inclinaison, Tirage à la taille, Translation de surface, Modélisation, Pendule inverse

REMERCIEMENTS

Mes premiers remerciements iront à ma directrice de recherche, *Cécile Smeesters* : pour m’avoir fait découvrir et apprécier le monde de la biomécanique; pour m’avoir donnée l’opportunité de participer à toutes les étapes d’un projet de recherche; pour m’avoir encadrée; pour m’avoir emmenée à la conférence de l’« American Society of Biomechanics » en août 2015, qui fut une expérience incroyable; et pour ses yeux affutés lors de la relecture de ce mémoire.

Je tiens à souligner et remercier l’investissement de *Mathieu Hamel* pour avoir réduit à néant l’enchaînement d’obstacles causé par le montage expérimental, mais aussi *Antoine Guillerand* pour sa disponibilité et son assistance pour les essais expérimentaux. Enfin, je remercie *Evelyne Carbonneau* pour son appui expérimental, mais surtout pour son soutien.

Naturellement, je remercie mes parents *Sophie* et *Bertrand* pour toutes les valeurs qu’ils m’ont inculquées dès mon plus jeune âge, sans lesquelles je ne serais venue à bout de cette maîtrise. Sans oublier, l’impérissable slogan « Précision, Rigueur, Efficacité » qui rythme nos vies depuis 2012.

Ces années à Sherbrooke ont commencé par un cataclysme personnel. Il m’aura fallu puiser au plus profond de moi-même pour me relever de cette descente aux enfers. Sans le savoir, certaines personnes ont joué des rôles essentiels dans cette période de ma vie. Alors merci à *Audrey*, pour avoir cru en moi dès le premier regard, à *Laure* pour avoir suivi au jour le jour mes ascenseurs émotionnels, à *François* pour sa folie des desserts, et à *Marina*, pour avoir été l’amie qui me manquait dans cet univers de garçons. Merci à *Thomas G.* et à *Thomas M.*, car la boucle est bouclée!

TABLE DES MATIÈRES

Résumé	v
Remerciements	vii
Table des matières	ix
Liste des figures	xiii
Liste des tables	xvii
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
1.1 Justification	1
1.1.1 Enjeux sociétaux	1
Statistiques sur les chutes	1
Facteurs de risque de chute	1
Les chutes et le vieillissement	2
Conséquences du vieillissement de la population	2
1.1.2 Enjeux cognitifs	3
Simulation expérimentale des chutes	3
Simulation théorique des chutes	9
1.1.3 Enjeux techniques	12
1.2 Problématique du projet de maîtrise	15
1.2.1 Objectif général	15
1.2.2 Objectifs spécifiques	16
Modélisation des essais de Moglo et Smeesters [21,24]	16
Chutes en laboratoire	16
Modélisation des essais de chute en laboratoire	16
1.2.3 Hypothèses	17
Modélisation des essais de Moglo et Smeesters [21,24]	17
Chutes en laboratoire	17
Modélisation des essais de chute en laboratoire	19
1.3 Références	19
CHAPITRE 2 MODÉLISATION INITIALE	25
2.1 Avant-propos	25

2.2	Abstract	27
2.3	Introduction	27
2.4	Methods	31
2.4.1	Experimental methods	31
	Participants	31
	Experimental procedures	31
	Measuring instruments and variables	31
2.4.2	Theoretical methods	34
	Inverted pendulum on a skid model	34
	Theoretical procedure	34
2.4.3	Data analysis	35
2.5	Results	36
2.5.1	Differences from zero of the errors	36
2.5.2	Effect of the postural perturbations on the errors	36
2.5.3	Perturbation threshold lines	36
2.1	Discussion	40
2.2	Conflict of interest statement	43
2.3	Acknowledgements	44
2.4	References	44
2.5	Post-scriptum	46
CHAPITRE 3 EXPÉRIENCES		47
3.1	Avant-propos	47
3.2	Abstract	49
3.3	Introduction	49
3.4	Methods	54
3.4.1	Participants	54
3.4.2	Experimental procedure	54
3.4.3	Measuring instruments and variables	57
3.4.4	Data analysis	59
3.5	Results	60
3.5.1	Maximum lean angles	60
3.5.2	Maximum translation velocities	60
3.5.3	Response initiation, execution and geometry	62

Table des matières	xi
3.5.4 Perturbation threshold line	63
3.6 Discussion	65
3.7 Conflict of interest statement	70
3.8 Acknowledgements	70
3.9 References	70
3.10 Post-scriptum.....	73
3.10.1 Synchronisation des perturbations posturales	73
3.10.2 Absorbeurs de choc pour le moteur linéaire	73
3.10.3 Effets de la perturbation postural sur la longueur du pas.....	75
CHAPITRE 4 MODÉLISATION	77
4.1 Avant-propos	77
4.2 Abstract	79
4.3 Introduction	79
4.4 Methods	84
4.4.1 Experimental methods.....	84
Participants.....	84
Experimental procedure	85
Measuring instruments and variables.....	85
4.4.2 Theoretical methods	87
Inverted pendulum on a skid model	87
Theoretical procedure.....	88
4.4.3 Data analysis	89
4.5 Results	91
4.5.1 Differences from zero of the errors	91
4.5.2 Effect of the postural perturbations on the errors.....	95
4.5.3 Perturbation threshold lines.....	95
4.6 Discussion	95
4.7 Conflict of interest statement	97
4.8 Acknowledgements	97
4.9 References	97
4.10 Post-scriptum.....	100
CHAPITRE 5 CONCLUSION.....	103
5.1 Bilan des résultats.....	103

5.1.1	Modélisation des essais de Moglo et Smeesters [1, 2].....	103
5.1.2	Chutes en laboratoire	104
5.1.3	Modélisation des essais de chute en laboratoire	104
5.2	Contributions à la recherche	105
5.3	Conséquences sur la santé.....	107
5.4	Recommandations pour les études futures.....	108
5.5	Références	111

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1: Seuil de perturbation pour une population jeune déterminé par l'étude de Moglo et Smeesters (2014)	7
Figure 1.2: Seuils de perturbation pour une population jeune déterminés par l'étude Moglo et Smeesters (2014) et de Thiaux <i>et al.</i> (2014).....	8
Figure 1.3: Montage expérimental	14
Figure 1.4: Évolution théorique de l'amplitude du relâchement d'une inclinaison initiale et de la translation de surface du début de la perturbation au temps de réaction par rapport aux seuils de perturbation de Moglo et Smeesters (2014) et Thiaux <i>et al.</i> (2014).....	18
Figure 2.1: The perturbation threshold lines for younger adults from Moglo and Smeesters (2014) for lean releases, lean releases with waist pulls and waist pulls while walking (black lines and empty symbols), as well as from Thiaux <i>et al.</i> (2014) for lean releases and surface translations (blue lines and filled symbols).....	29
Figure 2.2: Two-dimensional thin rod inverted pendulum mounted on a horizontally moving skid model used by Thiaux <i>et al.</i> (2013) to simulate lean releases and surface translations.....	30
Figure 2.3: Time histories for lean releases (top two graphs) lean releases with LARGE waist pulls (middle two graphs) and waist pulls while walking FAST (bottom two graphs) for a typical younger adult at the threshold of balance recovery.....	33
Figure 2.4: The experimental perturbation threshold lines from Moglo and Smeesters (2006, 2014) and theoretical perturbation threshold lines obtained using the inverted pendulum on a skid model, for lean releases, lean releases with waist pulls and waist pulls while walking trials at the threshold of balance recovery for both younger (top) and older (bottom) adults.....	39
Figure 2.5: Simulations using the inverted pendulum on a skid model for lean releases, lean releases with surface translations, surface translations while walking and surface translations at the threshold of balance recovery for an average younger adult	43
Figure 3.1: The perturbation threshold lines from Moglo and Smeesters (2006, 2014) for lean releases, lean releases with waist pulls and waist pulls while walking (black lines and empty symbols) for younger (top graph, pseudoR ² =0.946) and older (bottom graph, pseudoR ² =0.874) adults, as well as from Thiaux <i>et al.</i> (2014) for lean releases and surface translations (blue lines and filled symbols) for younger adults (top graph, r ² =0.928)	53
Figure 3.2: Experimental setup and typical sagittal plane diagrams of the marker positions for a younger, a middle-aged and an older adults, at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angles (θ_{max}), maximum initial lean angles with slow and fast surface translations and maximum surface translation velocities (V_{max}).....	57

- Figure 3.3: Typical time histories for lean releases (top two graphs), lean releases with surface translations (middle three graphs) and surface translations (bottom two graphs) at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with surface translation and maximum surface translation velocity, respectively..... 58
- Figure 3.4: The maximum lean angles (mean \pm standard deviation) decreased with increasing age for lean releases ($p<0.001$) and lean releases with slow surface translations ($p=0.031$) but not lean releases with fast surface translations ($p=0.123$)..... 62
- Figure 3.5: The perturbation threshold lines for lean releases, lean releases with slow and fast surface translations and surface translations trials at the threshold of balance recovery for younger (top), middle-aged (middle) and older (bottom) adults 64
- Figure 3.6: The perturbation threshold lines (solid and dashed lines: mean \pm standard deviation) from Figure 3.5 declined with age, shifting down and to the left, from younger to middle-aged to older (bottom) adults 65
- Figure 3.7: The perturbation threshold lines for lean releases (circles), lean releases with slow (triangles) and fast (squares) surface translations and surface translations (diamonds) from Figure 3.5 efficiently separate falls from recoveries for younger (top), middle-aged (middle) and older (bottom) adults 66
- Figure 3.8: Exponential decrease of the maximum lean angles with increasing age from the 52 participants from Carbonneau and Smeesters (2014) and the 26 participants from this study 67
- Figure 3.9: Absorbeurs de choc pour le moteur linéaire 74
- Figure 4.1: The perturbation threshold lines for younger adults from Moglo and Smeesters (2014) for lean releases, lean releases with waist pulls and waist pulls while walking (black line and empty symbols), Thiaux *et al.* (2014) for lean releases and surface translations (blue line and filled symbols), as well as Pierre and Smeesters (2015) for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations (red line and filled symbols) 83
- Figure 4.2: Two-dimensional thin rod inverted pendulum mounted on a horizontally moving skid model used by Thiaux *et al.* (2013) to simulate lean releases and surface translations 84
- Figure 4.3: Time histories for lean releases (top two left graphs) lean releases with FAST surface translations (five right graphs) and surface translations (bottom four left graphs) for a typical middle-aged adult at the threshold of balance recovery 87
- Figure 4.4: Coefficient of friction between the rubber sheet and the mat (μ) as a function of participant mass (m) 89
- Figure 4.5: Errors between the experimental and theoretical angular positions ($\delta\theta$) and angular velocities ($\delta\omega$) from onset of perturbation to onset of response at reaction time 90
- Figure 4.6: The experimental perturbation threshold lines from Pierre and Smeesters (2015) and theoretical perturbation threshold lines obtained using the inverted pendulum on a skid model, for lean releases, lean releases with slow and fast surface translations and

surface translations trials at the threshold of balance recovery for younger (top), middle-aged (middle) and older (bottom) adults94

LISTE DES TABLES

Table 1.1: Synthèse des études expérimentales à la limite du rétablissement de l'équilibre en fonction de la perturbation et de l'âge	4
Table 1.2: Liste des modèles théoriques développés à la limite du possible en fonction de la perturbation.....	10
Table 2.1: Inverted pendulum on a skid model parameters for each postural perturbation	34
Table 2.2: Errors between the experimental and theoretical angular positions ($\delta\theta$) and velocities ($\delta\omega$) at the maximum lean angles or maximum pull forces	38
Table 2.3: Pairwise comparisons of the effect of the postural perturbations on the RMS errors ($\delta\theta_{RMS}$ and $\delta\omega_{RMS}$) and errors at reaction time ($\delta\theta_{RT}$ and $\delta\omega_{RT}$) between the experimental and theoretical angular positions and velocities	46
Table 3.1: Synthesis of experimental studies at the threshold of balance recovery as a of function of postural perturbation and age.....	51
Table 3.2: Postural perturbation parameters as a function of age group	55
Table 3.3: Effects of age and postural perturbation on the kinematic variables at the maximum lean angles or maximum translation velocities (mean \pm standard deviation).....	61
Table 3.4: Mechanical delays of the four postural perturbations	73
Table 3.5: Effects of age and postural perturbation on different step length calculation methods at the maximum lean angles or maximum translation velocities (mean \pm standard deviation).....	76
Table 4.1: Theoretical models at the threshold of balance recovery by postural perturbation..	80
Table 4.2: Studies comparing results from different postural perturbations	82
Table 4.3: Inverted pendulum on a skid model parameters for each postural perturbation	88
Table 4.4: RMS errors from onset of perturbation to onset of response between the experimental and theoretical angular positions ($\delta\theta$) and velocities ($\delta\omega$)	92
Table 4.5: Errors at reaction time between the experimental and theoretical angular positions ($\delta\theta$) and velocities ($\delta\omega$)	93
Table 4.6: Pairwise comparisons of the effect of the postural perturbations on the RMS errors ($\delta\theta_{RMS}$ and $\delta\omega_{RMS}$) between the experimental and theoretical angular positions and velocities for younger, middles-aged and older adults.....	100
Table 4.7: Pairwise comparisons of the effect of the postural perturbations on the errors at reaction time ($\delta\theta_{RT}$ and $\delta\omega_{RT}$) between the experimental and theoretical angular positions and velocities for younger, middles-aged and older adults.....	101

CHAPITRE 1 INTRODUCTION

1.1 Justification

1.1.1 Enjeux sociétaux

Statistiques sur les chutes

Une chute est définie comme tout événement qui fait tomber une personne, indépendamment de sa volonté, sur le sol ou toute autre surface située à un niveau inférieur à celui où elle se trouvait précédemment [1]. Au Canada, la chute constitue la deuxième cause de décès par blessures non-intentionnelles (25 %), après les accidents de la route (34 %) [2]. En revanche, la chute se révèle être la principale cause d'hospitalisation (58 %), de visites aux urgences (30 %) et d'handicaps (53 %) par blessures non-intentionnelles [2]. Cependant, de manière générale, les chutes n'exigent qu'une visite de contrôle aux urgences (86 %) [2]. Au Canada, les chutes représentent près de 38 % des coûts générés à cause de blessures non-intentionnelles, soit en 2004 près de 6.2 milliards de dollars [2]. Finalement, presque la moitié des coûts directs (46 %) sont générés par les chutes des personnes âgées de 65 ans et plus [2].

Facteurs de risque de chute

Quel que soit l'âge de l'individu, une chute n'est généralement pas due à une cause précise et unique, mais plutôt à un concours de circonstances entre des facteurs de risque [3-5]. Les facteurs de risque intrinsèques dépendent de l'individu et reflètent directement son état de santé, par exemple un déficit de ses habiletés fonctionnelles. En situation de chute, trois catégories d'habiletés fonctionnelles majeures sont utilisées : les habiletés perceptuo-sensorielles qui identifient, organisent et interprètent les informations provenant des systèmes sensoriels (ex : temps de réaction), les habiletés sensori-motrices qui enveloppent toutes les capacités reliées au système locomoteur et à la proprioception (ex : force musculaire), et les habiletés cognitives qui concernent toutes fonctions simple ou complexe effectuées par le cerveau (ex : attention). Les facteurs de risque extrinsèques regroupent les facteurs comportementaux et environnementaux. Les facteurs comportementaux sont en relation avec les habitudes de vie (ex : l'activité physique ou de la vie quotidienne au moment de la chute,

telle que courir ou faire l'épicerie), tandis que les facteurs environnementaux correspondent aux caractéristiques du lieu de chute (ex : trottoirs glissants en hiver).

Les chutes et le vieillissement

La fréquence des chutes croît avec l'âge : 84 % des décès, 59 % des hospitalisations et 53 % des handicaps permanents causés par des chutes touchaient la population de 65 ans et plus en 2004 [2]. Un minimum d'une chute par année est constaté chez plus d'un tiers des personnes âgées et les personnes ayant déjà chutées sont proies à subir une nouvelle chute [5]. Chez les personnes âgées, 90 % des fractures de la hanche sont dues à une chute [6]. Les victimes de la fracture de la hanche sont proies à de nombreuses complications, notamment la douleur, le handicap voire le décès. En effet, près de 22 % des chuteurs décèdent dans la première année suivant la fracture [7].

Le vieillissement est un affaiblissement naturel des facultés physiques et psychiques dû à l'âge. Un déficit même minime des habiletés perceptuo-sensorielles, sensori-motrices ou cognitives influence donc la capacité de la personne à rétablir son équilibre. En situation de chute, les facteurs de risque intrinsèques ont plus d'importance que les facteurs de risque extrinsèques sur la probabilité de chute. Cela signifie que pour une situation de chute donnée, une personne en parfaite santé aura plus de chance de rétablir son équilibre qu'une personne avec déficits [3-5]. En général, la chute est évitée en effectuant quelques pas, bien qu'un seul pas suffise à rétablir son équilibre [8-10]. Chez les adultes en santé, les meilleurs prédicteurs cliniques de l'habileté à rétablir l'équilibre et éviter une chute sont les habiletés sensori-motrices, en particulier la puissance maximale des membres inférieurs [11]. Les personnes âgées étant moins fortes et moins rapides, elles ne sont donc pas capables de faire un pas aussi grand et rapide que les jeunes pour rétablir leur équilibre [11-13].

Conséquences du vieillissement de la population

Les perspectives démographiques du Québec annoncent l'augmentation de la proportion des aînés dans la population totale à plus de 28 % en 2061, comparativement à 16 % en 2011 [14]. Considérant l'accroissement de la population âgée, le taux de chute et le coût associé vont continuer à augmenter. La solution pour éviter leur accroissement réside donc dans la prévention des chutes par la correction des anomalies intrinsèques et le dépistage des facteurs de risque extrinsèques.

1.1.2 Enjeux cognitifs

Toute chute est imprévisible et rapide. Les enregistrer sur le fait pour pouvoir les caractériser est donc logistiquement très compliqué sans porter atteinte à la vie privée des personnes. Par conséquent, peu d'études ont utilisé la capture vidéo dans des établissements de soins de longue durée dans le but d'identifier les circonstances de chutes [15,16]. Ce sont des récoltes de données très longues et fastidieuses pour peu de données et de qualité moindre. Ainsi, la simulation expérimentale des chutes en laboratoire est essentielle.

Simulation expérimentale des chutes

Le rétablissement de l'équilibre en réponse à de petites ou moyennes perturbations posturales a été étudié expérimentalement pendant de nombreuses années. Une perturbation posturale consiste en un déplacement du centre de masse d'une personne par rapport à sa base de support délimitée par la position de ses pieds [17]. Plus le déplacement du centre de masse est important, plus l'amplitude de la perturbation posturale est forte. Il semble que depuis la première étude de Thelen *et al.* [18] en 1997, les recherches se portent de plus en plus sur les fortes perturbations posturales. L'analogie sportive du rétablissement de l'équilibre est le marathon. Un entraînement basé uniquement sur des petites distances est inadapté pour qu'un sportif soit capable de courir entièrement un marathon. De même, pour détecter le maximum de la capacité à rétablir son équilibre, il faut rendre la chute inévitable, c'est-à-dire qu'il y ait échec du rétablissement de l'équilibre, sans toutefois compromettre la sécurité des participants. On appelle alors « limite du rétablissement de l'équilibre » ou « limite du possible » l'ensemble des perturbations posturales que peut subir une personne sans tomber.

Cinq perturbations posturales ont été étudiées à la limite du possible dans diverses tranches d'âge : relâchement d'une inclinaison, tirage à la taille, translation de surface, trébuchement et glissade (Table 1.1).

Table 1.1: Synthèse des études expérimentales à la limite du rétablissement de l'équilibre en fonction de la perturbation et de l'âge

	Références	Âge	θ_0 (deg)	$\dot{\theta}_0$ (deg/s)	Perturbations	RT (ms)	θ_{RT} (deg)	$\dot{\theta}_{RT}$ (deg/s)
Relâchement d'une inclinaison	Wojcik <i>et al.</i> (1999) ^F Owings <i>et al.</i> (2000) ^F Grabiner <i>et al.</i> (2005) ^F Madigan et Lloyd (2005) ^F Hsiao-Weckslar et Robinovitch (2007) ^F Carbonneau et Smeesters (2014) ^{FBS} Moglo et Smeesters (2006, 2014) ^F Thiaux <i>et al.</i> (2014) ^F	Jeunes [19-25]	26-32	0	Gravité	62-95	30-33	32-33
		Mi-âgés [23]	18	0		83	$\theta_{RT} > 0$	$\dot{\theta}_{RT} > 0$
		Âgés [19-23,26,27]	13-20	0		70-91	22	27
Tirage à la taille	Moglo et Smeesters (2006, 2014) ^F	Jeunes [21,24]	22-24	0	Force de tirage = 604-426N (durée = 68ms)	82-84	25-28	64-56
		Âgés [21]	14-16	0	Force de tirage = 563-373N (durée = 55ms)	86-96	17-19	59-50
		Jeunes [21,24]	0	119-137	Force de tirage = 505-395N (durée = 54ms)	74-75	6-6	137-143
		Âgés [21]	0	91-107	Force de tirage = 516-406N (durée = 50ms)	76-76	3-4	116-121
Translation de surface	Hsiao et Robinovitch (1998) ^{FBS} Owings <i>et al.</i> (2000) ^F Feldman et Robinovitch (2007) ^S Thiaux <i>et al.</i> (2014) ^F	Jeunes [25,28,29]	0	0	2.2 < Vitesse < 2.3m/s 25 < Accélération < 30m/s ² 0.7 < Distance < 1.15m	99	5	156
		Âgés [26]	0	0	Vitesse = 0 à 0.9m/s (durée = 150ms)	inconnu	$\theta_{RT} > 0$	$\dot{\theta}_{RT} > 0$
	Pavol <i>et al.</i> (2004) ^B	Jeunes [30]	0	25.2	Distance = 0.29m Coefficient de friction = 0.02	inconnu	$\theta_{RT} < 0$	$\dot{\theta}_{RT} < 0$
	Troy et Grabiner (2006) ^B	Jeunes [31]	0	143	Distance = 0.62m Coefficient de friction inconnu	190	$\theta_{RT} < 0$	$\dot{\theta}_{RT} < 0$
Trébuchement	Smeesters <i>et al.</i> (2001) ^F Pavol <i>et al.</i> (2002) ^F Pijnappels <i>et al.</i> (2005) ^F Marone <i>et al.</i> (2011) ^F	Jeunes [32,33]	0	61-104	Retenir le pied pour 681ms ou comme ci-dessous	60-80	$\theta_{RT} > 0$	$\dot{\theta}_{RT} > 0$
		Âgés [33-35]	0	79-101	5.1 < Hauteur < 15cm (durée inconnue)	60-80	$\theta_{RT} > 0$	$\dot{\theta}_{RT} > 0$
Glissade	Brady <i>et al.</i> (2000) ^B Cham et Redfern (2001) ^B Troy et Grabiner (2006) ^B	Jeunes [31,36,37]	0	91-106	0.62 < Distance < 0.90 m 0.12 < Coefficient de friction < 1.41	120-150	$\theta_{RT} < 0$	$\dot{\theta}_{RT} < 0$

Note : θ_0 et $\dot{\theta}_0$ = position et vitesse angulaire initiale. θ_{RT} et $\dot{\theta}_{RT}$ = position et vitesse angulaire au temps de réaction (RT). Les plages de valeurs pour chaque variable ont été obtenues des divers articles cités, mais toutes ces variables n'apparaissent pas dans tous les articles. Certains articles incluent également des pertes d'équilibre vers le côté (S) et l'arrière (B), mais seulement les valeurs pour l'avant (F) sont rapportées.

Parmi toutes ces études à la limite du possible, seules trois ont étudié l'effet de la direction de la perturbation posturale : le relâchement d'une inclinaison initiale vers l'avant, le côté et l'arrière sur une population jeune et âgée [38], et même mi-âgée [23] et la translation de surface vers l'avant, le côté et l'arrière sur une population jeune [28]. Étudier l'issue d'une perturbation vers l'avant semble être le plus commun, les perturbations vers l'arrière [23,28,30,31,36-39] et le côté [23,28,29,38] étant peu étudiées.

La majorité des études mesurent et analysent les mêmes variables, toujours dans le but de répondre à trois questions :

- Combien de temps met le participant à réagir après avoir été perturbé ? Les variables correspondantes sont regroupées sous le nom d'initiation de la réponse. On y retrouve le temps de réaction et les temps de latence musculaire.
- À quelle rapidité le participant tente de rétablir son équilibre ? Il s'agit de l'exécution de la réponse. Les variables mesurées sont alors le temps de transfert du poids, la durée du pas et la vitesse du pas.
- Comment le participant a rétabli son équilibre ? On s'intéresse alors à la géométrie de la réponse, c'est-à-dire à la longueur, la largeur et la hauteur du pas.

Quelques études ont cherché à comparer l'effet de l'âge en ayant des participants jeunes et âgés. Le relâchement d'une inclinaison initiale a été le plus étudié : il a été observé que l'angle d'inclinaison maximal vers l'avant que peut subir le participant sans chuter est 34 % plus grand chez les jeunes (moyenne = 24ans) que chez les âgés (moyenne = 72ans) [10,19-22,38,40]. Cette baisse de la capacité à se rétablir et éviter une chute semble due à la diminution des variables mesurées pendant l'initiation, l'exécution et la géométrie de la réponse. Le tirage [21] et le trébuchement [33] ont aussi été étudiés : force est de constater que l'âge diminue les capacités à se rétablir et éviter une chute pour ces deux perturbations aussi. Par contre, seules Carbonneau et Smeesters ont inclus dans leurs expériences les personnes mi-âgées [23]. L'angle d'inclinaison maximal vers l'avant que pouvait subir le participant sans chuter était 32 % plus grand chez les jeunes (19 à 44 ans) que chez les mi-âgés (46 à 64 ans) et 49 % plus grand chez les jeunes que chez les âgés (66 à 86 ans).

Les études incluant des personnes jeunes et âgées s'accordent pour dire que l'effet de l'âge semble se retrouver dans n'importe quelle perturbation. Peu importe la variable de mesure de

la perturbation (ex : angle d'inclinaison, force de tirage, vitesse de marche, vitesse de translation...), les variables d'initiation, d'exécution et de géométrie de la réponse ont des valeurs analogues aux cours des expériences à la limite du rétablissement de l'équilibre. Pourtant, seules cinq études ont essayé de confronter différentes perturbations posturales entre elles.

- En 2000, Owings *et al.* [26] ont comparé le relâchement d'une inclinaison initiale, la translation de surface et le trébuchement (via Pavol *et al.* [34]). Statistiquement, le rétablissement de l'équilibre de ces trois types de grandes perturbations posturales a été jugé indépendant. Toutefois en 2001, Owings *et al.* [41] ont montré que les mécanismes biomécaniques impliqués dans les chutes dues à une translation de surface étaient similaires à ceux qui se produisaient lors d'un trébuchement.
- Troy et Grabiner [31] ont remarqué que plusieurs mesures de performance biomécanique étaient significativement différentes entre les translations de surface et les glissades en marchant. Notamment, 40 % de ces mesures permettaient de distinguer les chutes des rétablissements de l'équilibre pour ces deux grandes perturbations posturales.
- Mansfield and Maki [42] ont constaté que l'âge provoque un effet similaire sur l'issue d'une perturbation posturale moyenne que celle-ci soit une translation de surface ou un tirage à la taille. En revanche, l'importance de l'effet dépend de l'amplitude des perturbations posturales.
- Moglo et Smeesters [24] ont examiné à la limite du possible le relâchement d'une inclinaison initiale, le relâchement d'une inclinaison initiale avec force de tirage à la taille, et une force de tirage à la taille en marchant. La position angulaire et la vitesse angulaire du corps des participants ont été mesurées depuis l'induction de la perturbation jusqu'au temps de réaction du participant. Ces deux variables ont été reportées sur un graphique permettant ainsi d'établir une ligne appelée « seuil de perturbation » séparant les chutes (Figure 1.1, zone blanche) des rétablissements de l'équilibre (Figure 1.1, zone grise). Cette ligne est une courbe de tendance établie par la position angulaire et la vitesse angulaire du participant au temps de réaction, c'est-à-dire au moment où il va tenter de rétablir son équilibre. Cependant, force est de constater qu'il manquait des données sur cette ligne : entre 80-120°/s et 10-20° (Figure 1.1, cercle rouge). Il était impossible d'obtenir ces données sans augmenter les forces de tirage, ce qui compromettrait la sécurité des

participants. Moglo et Smeesters [21] ont aussi constaté que ce seuil diminue avec l'âge, c'est-à-dire que le seuil de perturbation se déplace vers la gauche et vers le bas, réduisant ainsi la surface de la zone grise (non visible sur Figure 1.1).

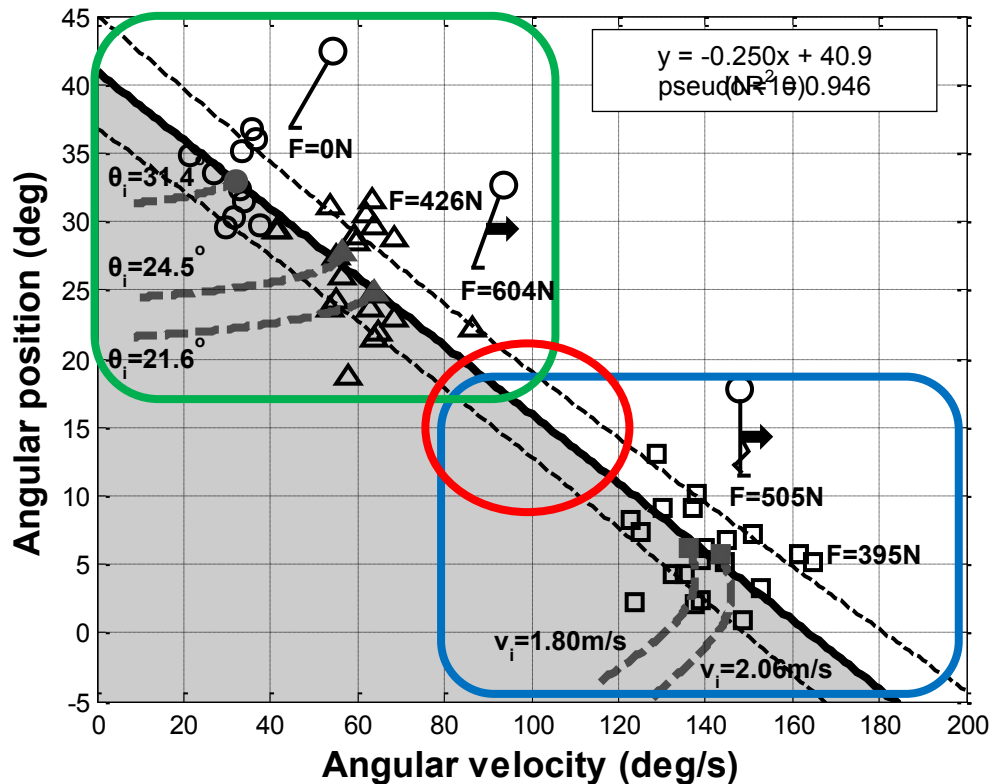


Figure 1.1: Seuil de perturbation pour une population jeune déterminé par l'étude de Moglo et Smeesters (2014)

Cette figure est adaptée de celle publiée par Moglo et Smeesters [24]. Le seuil de perturbation a été déterminé à l'aide de trois perturbations posturales pour une population jeune. Les lignes pointillées grises épaisses montrent la trajectoire de la position et de la vitesse angulaire pour un participant moyen depuis l'induction de la perturbation jusqu'à son temps de réaction. Seule la position angulaire en fonction de la vitesse angulaire est représentée au temps de réaction pour tous les participants par des symboles différents selon la perturbation : relâchement d'une inclinaison initiale (cercles), relâchement d'une inclinaison initiale avec force de tirage à la taille (triangles), marche avec force de tirage à la taille (carrés). Les trois perturbations posturales ont donné des résultats différents mais comparables. En fait, l'augmentation de la force de tirage diminue les angles maximaux d'inclinaison pour le relâchement d'une inclinaison initiale (rectangle vert), tandis que l'augmentation de la vitesse de marche diminue les forces de tirage maximales pour la force de tirage en marchant (rectangle bleu). La zone de données manquantes entre 80-120deg/s et 10-20deg est également indiquée (cercle rouge).

- Finalement, Thiaux *et al.* [25] ont repris la méthodologie de Moglo et Smeesters [24] pour comparer les perturbations posturales. En examinant à la limite du possible le relâchement d'une inclinaison initiale et la translation de surface chez une population jeune, une ligne seuil de perturbation a de nouveau été établie (Figure 1.2). Elle est largement similaire à

celle obtenue par Moglo et Smeesters [24]. Malheureusement, l'ajout du nuage de points dû à la position et à la vitesse angulaire du corps au temps de réaction pour la translation de surface n'a pas été suffisant pour combler le manque de données décrit précédemment.

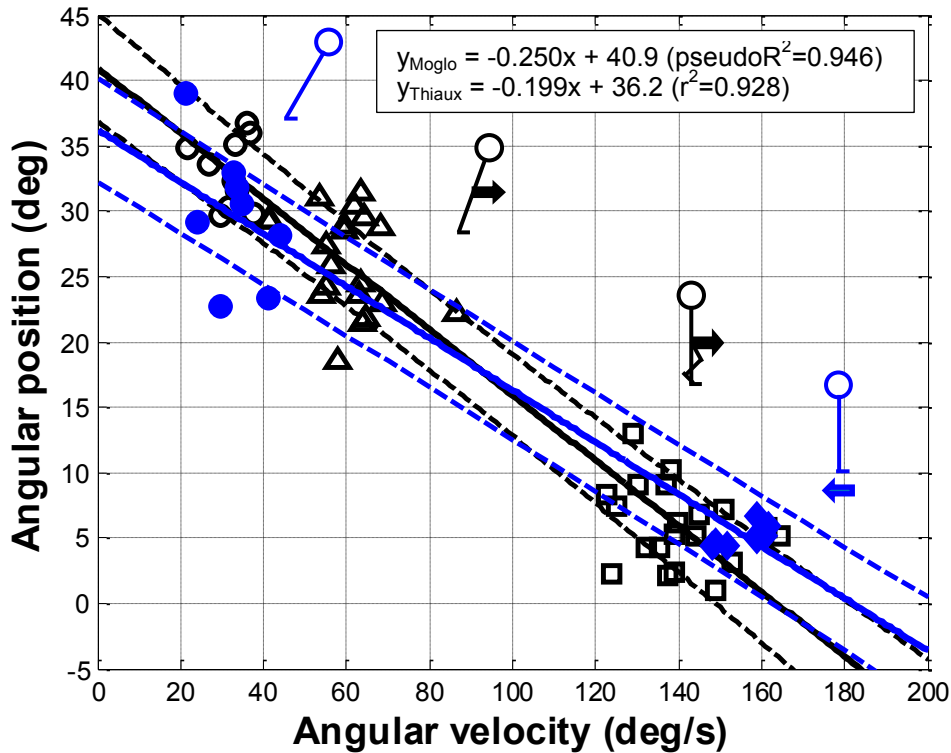


Figure 1.2: Seuils de perturbation pour une population jeune déterminés par l'étude Moglo et Smeesters (2014) et de Thiaux *et al.* (2014)

Cette figure est adaptée de celles publiées par Moglo et Smeesters (en noir) [24] et Thiaux *et al.* (en bleu) [25]. Seule la position angulaire en fonction de la vitesse angulaire au temps de réaction est représentée par des symboles différents selon la perturbation : relâchement d'une inclinaison initiale (cercles), relâchement d'une inclinaison initiale avec force de tirage à la taille (triangles), marche avec force de tirage à la taille (carrés) et translation de surface (diamants).

Cet état de l'art de la simulation des chutes en laboratoire amène à de nouvelles questions :

- L'étude comparative de quatre perturbations posturales (ou combinaisons) a permis d'établir un seuil de perturbation. En suivant toujours la méthodologie de Moglo et Smeesters [24], obtiendrait-on un seuil de perturbation similaire en comparant d'autres perturbations posturales (ou combinaisons) ?
- Quelles perturbations posturales (ou combinaisons) permettraient de remplir le manque de données défini précédemment ? Mathématiquement, une ligne est formée par deux points.

La courbe de tendance a été établie à partir de deux nuages de points. Un troisième nuage de points donnerait l'assurance que la courbe de tendance est bien de type linéaire, et non polynômiale.

- La diminution du seuil de perturbation en fonction de l'âge pourrait-elle être quantifiée, i.e., en incluant les personnes mi-âgées et âgées ?

Simulation théorique des chutes

Tous les chercheurs s'accorderont pour dire que les expériences sur le rétablissement de l'équilibre ont plusieurs inconvénients :

- L'investissement financier dû au matériel sophistiqué pour les réaliser est important : moteur, plateformes de forces, caméras...
- L'investissement en temps est considérable : une demi-journée est souvent nécessaire pour effectuer une expérience avec un participant et un nombre important de participants est requis pour que les statistiques sur les résultats soient significatives.
- Les effets physiques et psychologiques pour les participants peuvent être éprouvants : bien qu'ils soient attachés à un harnais de sécurité de façon à ne jamais vraiment tomber, ils peuvent avoir peur. De plus, comme une expérience s'effectue en plusieurs essais consécutifs, les personnes (surtout lorsqu'elles sont âgées et frêles) peuvent se fatiguer.

Très vite, les chercheurs ont compris qu'un modèle théorique pouvant prédire l'issue d'une perturbation posturale serait très utile. De la même manière que pour les simulations expérimentales de chutes, les premiers modèles représentaient seulement les petites et moyennes perturbations [43-47]. À partir de 1999, des modèles à la limite du possible ont été développés pour chacune des cinq perturbations posturales : relâchement d'une inclinaison, tirage à la taille, translation de surface, trébuchement et glissade (Table 1.2).

Table 1.2: Liste des modèles théoriques développés à la limite du possible en fonction de la perturbation

Référence	Type de modèle	Description
Relâchement d'une inclinaison		
Hsiao et Robinovitch (1999) [48]	Pendule inverse 2D avec ressort	Hsiao et Robinovitch ont montré que le rétablissement de l'équilibre dépend de la longueur du pas, du temps d'exécution du pas et de la force des jambes.
Thelen et Burd (2000) [49]	Modèle à 7 segments en 3D avec actuateurs	Thelen et Burd suggèrent que la différence entre les performances pour rétablir son équilibre des jeunes et des âgés provient des changements liés à l'âge sur la force musculaire et sur la vitesse.
Lo et Ashton-Miller (2008) [50]	Modèle à 7 segments en 2D avec actuateurs	Lo et Ashton-Miller ont démontré que les modifications dans la configuration du corps au cours d'une chute vers l'avant d'une position debout influencent systématiquement la force de l'impact sur les poignets.
Lo et Ashton-Miller (2008) [51]	Modèle à 11 segments en 3D avec actuateurs	Lo et Ashton-Miller ont démontré que la flexion des membres inférieurs, un contact avec le sol du côté de la jambe et une rotation axiale vers le côté postérieur de la cuisse, du bassin et du torse permet de réduire l'impact sur la hanche jusqu'à 56 % par rapport à une chute latérale comme un corps rigide.
Smeesters (2009) [52]	Pendule inverse en 2D	Le modèle de Smeesters simule les essais de relâchement d'une inclinaison initiale du début de la perturbation jusqu'au temps de réaction. Il semble suffisant pour prédire l'issue de la perturbation posturale, soit une chute ou un rétablissement de l'équilibre.
Aftab <i>et al.</i> (2012) [53]	Pendule inverse 2D avec contrôleur	Aftab <i>et al.</i> ont réussi à prédire les mouvements des pieds nécessaires pour retrouver son équilibre pour plusieurs niveaux de perturbations que ce soit en un ou plusieurs pas.
Tirage à la taille		
Smeesters (2009) [52]	Pendule inverse en 2D	Le modèle de Smeesters simule les essais de relâchement d'une inclinaison initiale avec force de tirage à la taille et les essais de force de tirage à la taille en marchant du début de la perturbation jusqu'au temps de réaction. Il semble suffisant pour prédire l'issue de la perturbation posturale, soit une chute ou un rétablissement de l'équilibre.
Translation de surface		
Wu <i>et al.</i> (2007) [54]	Double pendule inverse en 2D utilisant le principe de travail-énergie	Wu <i>et al.</i> ont constaté qu'une augmentation de la vitesse initiale et qu'un déplacement plus grand du centre de masse exigent une augmentation correspondante de la longueur minimale du pas nécessaire pour la récupération de l'équilibre. Cette longueur minimale est également inversement proportionnelle à la force musculaire de la cheville.
Trébuchement		
van den Bogert <i>et al.</i> (2002) [55]	Pendule inverse en 2D	Le modèle de van den Bogert <i>et al.</i> prédit qu'un temps d'initiation de la réponse rapide est plus important qu'une vitesse de marche lente pour réussir à rétablir son équilibre.
Forner Cordero <i>et al.</i> (2004) [56]	Modèle à 3 segments en 2D avec actuateurs	Forner Cordero <i>et al.</i> ont démontré qu'un grand pas permet de récupérer son équilibre avec seulement un pas, tandis qu'un petit pas entraînera nécessairement un deuxième pas rapide. De plus, si l'exécution de la réponse est trop lente, il est fort possible qu'on ne puisse éviter la chute.

Smeesters <i>et al.</i> (2007) [57]	Modèle à 17 segments en 3D	Le modèle de Smeesters <i>et al.</i> pour le trébuchement prédit avec succès la direction de la chute, la zone d'impact sur le bassin et la vitesse de l'impact sur le bassin en fonction de la vitesse de marche.
Shiratori <i>et al.</i> (2009) [58]	Modèle à 17 segments en 3D avec contrôleur	Le modèle de Shiratori <i>et al.</i> utilise un contrôleur pour modéliser les deux stratégies de rétablissement suite à un trébuchement : la stratégie d'élévation si l'impact avec l'obstacle est avant la mi-pas et la stratégie d'abaissement si l'impact avec l'obstacle est après la mi-pas.
Roos <i>et al.</i> (2010) [59]	Pendule inverse en 2D avec ressort	Roos <i>et al.</i> ont étudié l'influence de la force musculaire des membres inférieurs, du temps d'initiation de la réponse et de la vitesse de déplacement sur le rétablissement de l'équilibre. Une insuffisance de ces trois paramètres rend difficile pour les personnes âgées de rétablir leur équilibre car elles ne sont plus en mesure de faire un assez grand pas.
Glissade		
Smeesters <i>et al.</i> (2007) [57]	Modèle à 17 segments en 3D	Le modèle de Smeesters <i>et al.</i> pour la glissade prédit avec succès la direction de la chute, la zone d'impact sur le bassin et la vitesse de l'impact sur le bassin en fonction de la vitesse de marche.

Finalement, Thiaux *et al.* ont montré qu'il semble être possible d'avoir un seul modèle pour prédire l'issue de plusieurs perturbations différentes [60]. Ce modèle est un pendule inverse à barre mince en deux dimensions sur surface glissante horizontale. Il permet de simuler la position angulaire et la vitesse angulaire de jeunes adultes entre le début de la perturbation posturale et leurs temps de réaction. Actuellement, le modèle a été validé pour une population jeune et deux perturbations posturales : relâchement d'une inclinaison initiale et translation de surface. Les résultats issus du modèle ont été comparés avec l'étude expérimentale correspondante [25]. Les erreurs moyennes quadratiques et les erreurs au temps de réaction entre les positions et les vitesses angulaires expérimentales et théoriques sont respectivement inférieures à 2 % et 4 % pour la grande majorité [60]. Seule l'erreur moyenne quadratique en vitesse angulaire pour la translation de surface était plus grande, mais tout de même moins de 9 %.

Cet état de l'art de la simulation théorique des chutes amène à de nouvelles questions :

- En ajustant les valeurs des conditions initiales et de la perturbation appliquées, le modèle de Thiaux *et al.* [60] serait-il valide et fiable pour d'autres perturbations posturales (ou combinaisons) ?
- Si oui, retrouverait-on le même seuil de perturbation ?
- Ce modèle s'adapterait-il pour une population mi-âgée et âgée ?

1.1.3 Enjeux techniques

Le matériel utilisé lors des expériences est onéreux. De plus, excepté le système d'acquisition des données, le matériel est différent pour chaque perturbation posturale. Il est donc rare qu'un laboratoire puisse expérimenter toutes les perturbations posturales.

Thiaux *et al.* [25] au laboratoire de Stephen N. Robinovitch à Simon Fraser University ont réalisé la translation de surface avec un moteur linéaire (T4D 410-4, Parker Hannifin Corporation, Rohnert Park, CA). Or, certains participants ne se sont pas retrouvés en situation de chute par manque de puissance du moteur. Le laboratoire de biomécanique du mouvement du Centre de Recherche sur le Vieillissement s'est donc doté à l'automne 2014 du modèle supérieur de ce moteur linéaire (T4D 410-8, Parker Hannifin Corporation, Rohnert Park, CA)

afin de s'assurer que la limite du rétablissement de l'équilibre de tous les participants soit trouvée.

Ce moteur linéaire a été rejoint par les équipements déjà présents au laboratoire de biomécanique du mouvement du Centre de Recherche sur le Vieillessement (Figure 1.3). Désormais, il est possible de réaliser et de mesurer de manière sécuritaire le relâchement d'une inclinaison initiale, le tirage à la taille, la translation de surface et leurs combinaisons (relâchement d'une inclinaison initiale avec tirage à la taille ou avec translation de surface).

L'achat de ce moteur a cependant été une source de défis techniques pour plusieurs raisons :

- Assurer la sûreté des participants, des opérateurs et du moteur lui-même grâce à la sécurité logicielle (éviter le départ imprévu du moteur, contrôler la course du moteur et éviter le décrochage du moteur), mécanique (ajout d'amortisseurs de fin de course), physique (restreindre l'accès au moteur durant les tests) et protocolaire (ex : s'assurer que l'opérateur n'est plus sur le tapis avant d'initier la perturbation). Seule la sécurité logicielle a été réalisée avec l'aide d'un ingénieur biomédical, sinon aucune aide extérieure n'a été reçue pour ce défi technique.
- Minimiser le bruit lors du montage électrique et de l'installation du moteur au sein du matériel électronique existant afin d'éviter les artefacts pendant l'enregistrement des données. La réorganisation de l'emplacement du matériel, effectuée avec l'aide d'un ingénieur biomédical, a permis cette diminution du bruit. Le bruit restant est filtré lors de l'analyse des signaux.
- Trouver un tapis permettant l'adhérence des pieds du participant, mais glissant sur le sol. Le matériel du tapis devait être durable, car de nombreuses expériences ont été effectuées (~50 essais par participant pour un total de 26 participants), tout en étant peu cher. De plus, il se devait d'être flexible pour préserver la mobilité du tapis. Finalement, il a été important de cirer le plancher régulièrement pour prévenir les rayures au sol pouvant être provoquées par le tirage du tapis. Aucune aide extérieure n'a été reçue pour ce défi technique.

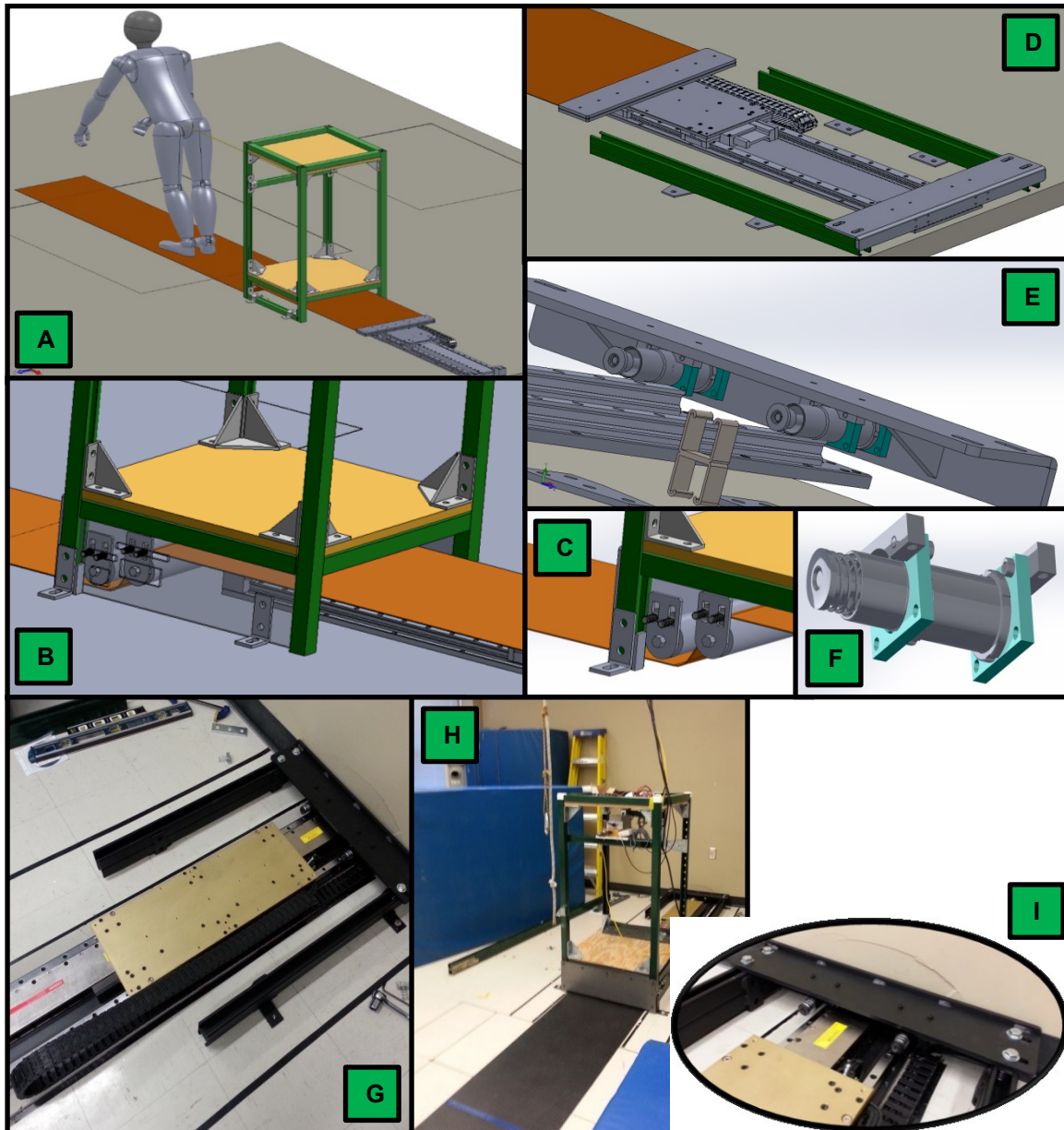


Figure 1.3: Montage expérimental

La Figure 1.3A montre l'emplacement du participant par rapport à la tour inclinée (vert), au tapis (orange) et au moteur (gris). Le tapis est maintenu entre deux plaques d'acier et vissé au chariot déplaçable du moteur linéaire. Grâce aux deux rouleaux placés sous la tour inclinée (Figure 1.3B), la hauteur du tapis est ajustée du sol au chariot (Figure 1.3C). L'accès au système de rouleaux est protégé par des plaques d'acier (Figure 1.3B). Une structure avec amortisseurs protège des impacts du chariot, et absorbe par la même occasion l'inertie du chariot. Cette structure constituée de deux plaques d'acier soudées en L est ancrée dans le sol grâce à des rails Unistrut (Figure 1.3D). Les amortisseurs sont montés en-dessous de cette structure (Figure 1.3E). Ils ont été conçus par ACE Controls (Farmington Hills, MI), leader mondial en technologie de décélération (Figure 1.3F). Les photographies au bas de la Figure 1.3 permettent de visualiser le moteur (Figure 1.3G), la tour inclinée (Figure 1.3H) et la structure avec amortisseurs (Figure 1.3I) dans le laboratoire. À noter que les composants assurant la sécurité autour du moteur et de la tour inclinée ne sont pas sur les photographies.

1.2 Problématique du projet de maîtrise

1.2.1 Objectif général

Tel que mis en évidence dans la section 1.1, le rétablissement de l'équilibre à la limite du possible est étudié seulement depuis 1997 et principalement vers l'avant. Ceci-dit, jusqu'à aujourd'hui, un nombre restreint d'études comparent leurs données entre les personnes jeunes et âgées et seulement une étude inclut les personnes mi-âgées. Toutefois, le vieillissement de la population va apporter une augmentation du nombre de chutes. Leurs conséquences étant graves, il devient important de prévenir les chutes. Il a déjà été démontré que les habiletés des personnes âgées à rétablir leur équilibre et à éviter une chute sont en général altérées. Cependant, pour mieux comprendre les mécanismes de la chute, il est nécessaire de les étudier également avant le déclin de ces habiletés, soit sur une population mi-âgée.

Les études à la limite du rétablissement de l'équilibre démontrent que cinq perturbations posturales sont reproduites en laboratoire. Mais peu d'entre elles ont tenté la comparaison des perturbations posturales et les résultats sont contradictoires, démontrant autant des similitudes que des différences entre les perturbations posturales. Ceci dit, Moglo et Smeesters [24] et Thiaux *et al.* [25] ont démontré chez les jeunes des seuils de perturbation similaires pour le relâchement d'une inclinaison, le relâchement d'une inclinaison avec tirage à la taille, le tirage à la taille en marchant et la translation de surface. La combinaison du relâchement d'une inclinaison avec translation de surface n'a cependant pas été étudiée.

Enfin, considérant l'investissement tant financier, temporel, physique que psychologiques requis pour les expériences de rétablissement de l'équilibre, une diversité de modèles théoriques est apparue à la limite du possible, mais de nouveau, peu d'entre eux comparent les perturbations posturales. En fait, seuls Thiaux *et al.* [60] ont démontré qu'un même modèle de pendule inverse sur surface glissante permet de simuler le seuil de perturbation des jeunes pour le relâchement d'une inclinaison et la translation de surface.

L'objectif général de ce projet de maîtrise était donc de déterminer, de manière expérimentale et théorique, l'influence de l'âge sur la méthode du seuil de perturbation pour comparer différentes perturbations posturales vers l'avant à la limite du rétablissement

de l'équilibre, soit le relâchement d'une inclinaison, le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface et la translation de surface.

1.2.2 Objectifs spécifiques

Modélisation des essais de Moglo et Smeesters [21,24]

Le premier objectif était de valider le modèle de pendule inverse sur surface glissante de Thiaux *et al.* [60] pour les perturbations posturales de relâchement d'une inclinaison, de relâchement d'une inclinaison avec tirage à la taille et de tirage à la taille en marchant chez des participants sains jeunes et âgés des expériences de Moglo et Smeesters [21,24] (Chapitre 2).

Chutes en laboratoire

Le deuxième objectif était de déterminer expérimentalement le seuil de perturbation vers l'avant de participants sains jeunes (25 à 44 ans), mi-âgés (45 à 64 ans) et âgés (65 à 84 ans) pour le relâchement d'une inclinaison, le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface et la translation de surface (Chapitre 3). Pour ce faire, il a fallu respectivement :

- Déterminer l'angle d'inclinaison initial maximal vers l'avant auquel peuvent être inclinés les participants et quand même retrouver leur équilibre en un seul pas [8-10] lorsqu'ils sont soudainement relâchés.
- Déterminer l'angle d'inclinaison initial maximal vers l'avant auquel peuvent être inclinés les participants et quand même retrouver leur équilibre en un seul pas [8-10] lorsqu'ils sont soudainement relâchés et déséquilibrés par le retrait du tapis, pour deux vitesses de translation (une lente, une rapide) du tapis vers l'arrière.
- Déterminer la vitesse de translation maximale du tapis vers l'arrière pour laquelle les participants, initialement debout sur le tapis, peuvent quand même retrouver leur équilibre en un seul pas lorsqu'ils sont soudainement déséquilibrés par le retrait du tapis [25].

Modélisation des essais de chute en laboratoire

Le troisième et dernier objectif était de valider le modèle de pendule inverse sur surface glissante de Thiaux *et al.* [60] pour les perturbations posturales de relâchement d'une inclinaison, de relâchement d'une inclinaison avec translation de surface (lente et rapide) et de

translation de surface des participants sains jeunes, mi-âgés et âgés des chutes en laboratoire ci-dessus (Chapitre 4).

1.2.3 Hypothèses

Les hypothèses associées à chacun des trois objectifs spécifiques ci-dessus sont :

Modélisation des essais de Moglo et Smeesters [21,24]

- Les erreurs moyennes quadratiques du début de la perturbation au temps de réaction et les erreurs au temps de réaction entre les positions et les vitesses angulaires expérimentales et théoriques seront inférieures à 10 % pour les trois perturbations posturales (relâchement d'une inclinaison, relâchement d'une inclinaison avec tirage à la taille et tirage à la taille en marchant) ainsi que pour les deux groupes d'âge (jeunes et âgés).
- Les seuils de perturbation expérimentaux et théoriques formés par les trois perturbations posturales seront similaires pour les deux groupes d'âges (jeunes et âgés).

Chutes en laboratoire

- L'angle d'inclinaison maximal et la vitesse de translation maximale diminuera avec l'augmentation de l'âge.
- L'angle d'inclinaison maximal diminuera avec l'augmentation de la vitesse de translation du tapis. Cette hypothèse découle du fait que, pour le relâchement d'une inclinaison, la seule force exercée sur le participant est la gravité. Plus l'angle d'inclinaison initial augmente (la vitesse angulaire initiale étant nulle), plus la position et vitesse angulaire au temps de réaction s'approche du seuil de perturbation (Figure 1.4). Pour la translation de surface, le participant est soumis à la gravité mais aussi à la force de tirage du tapis. Plus la vitesse de translation du tapis augmente (la position angulaire initiale étant nulle), plus la position et la vitesse angulaire au temps de réaction s'approche du seuil de perturbation (Figure 1.4). Il est donc logique de croire que, pour le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface, parce que la position angulaire initiale sera cette fois non nulle, plus la vitesse de translation du tapis augmentera, plus la position et la vitesse angulaire au temps de réaction s'approchera rapidement du seuil de perturbation.

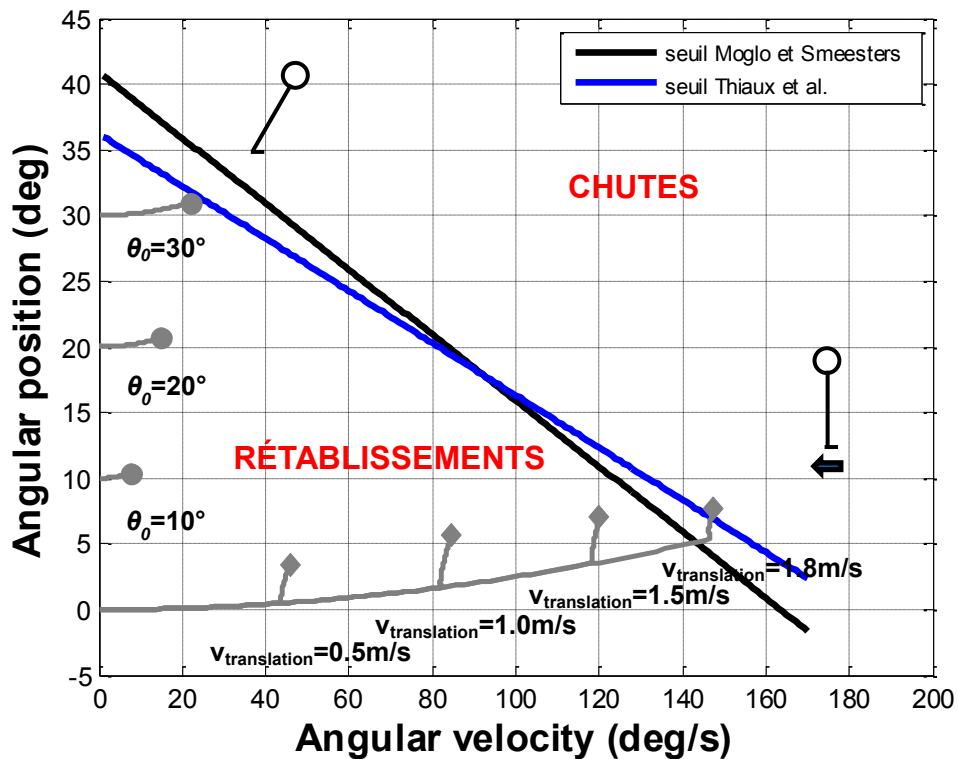


Figure 1.4: Évolution théorique de l'amplitude du relâchement d'une inclinaison initiale et de la translation de surface du début de la perturbation au temps de réaction par rapport aux seuils de perturbation de Moglo et Smeesters (2014) et Thiaux *et al.* (2014)

Les symboles sont différents selon la perturbation : relâchement d'une inclinaison initiale (cercles) et translation de surface (diamants). Les seuils de perturbations sont de Moglo et Smeesters [24] (noir) et Thiaux *et al.* [25] (bleu). Pour différents paramètres de relâchement d'une inclinaison ou de translation de surface, les trajectoires de la position angulaire en fonction de la vitesse angulaire sont représentées depuis le début de la perturbation jusqu'au temps de réaction (gris).

- Les seuils de perturbation formés par les quatre perturbations posturales (relâchement d'une inclinaison, relâchement d'une inclinaison avec translation de surface (lente et rapide) et translation de surface) se déplaceront vers la gauche et vers le bas avec l'augmentation de l'âge.
- Les seuils de perturbation formés par les quatre perturbations posturales pour les jeunes et les âgés seront similaires à ceux des études précédentes de Moglo et Smeesters [21,24] et Thiaux *et al.* [25].
- Les variables d'initiation, d'exécution et de géométrie de la réponse seront affectées par l'âge, mais pas par les quatre perturbations posturales.

Modélisation des essais de chute en laboratoire

- Les erreurs moyennes quadratiques du début de la perturbation au temps de réaction et les erreurs au temps de réaction entre les positions et les vitesses angulaires expérimentales et théoriques seront inférieures à 10 % pour les quatre perturbations posturales (relâchement d'une inclinaison, relâchement d'une inclinaison avec translation de surface (lente et rapide) et translation de surface) ainsi que pour les trois groupes d'âge (jeunes, mi-âgés et âgés).
- Les seuils de perturbation expérimentaux et théoriques formés par les quatre perturbations posturales seront similaires pour les trois groupes d'âges (jeunes, mi-âgés et âgés) en plus d'être similaires à ceux des études précédentes de Moglo et Smeesters [21,24] et Thiaux *et al.* [25,60].

1.3 Références

1. Organisation mondiale de la santé A, Life Course U, 2008. WHO global report on falls prevention in older age. World Health Organization, Geneva, Switzerland.
2. SmartRisk, 2009. The economic burden of injury in Canada. SmartRisk, Toronto ON.
3. American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention, 2001. Guideline for the prevention of falls in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society* 49(5), 664-672.
4. Panel on Prevention of Falls in Older Persons, American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, 2011. Summary of the updated American Geriatrics Society/British Geriatrics Society clinical practice guideline for prevention of falls in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society* 59(1), 148-157.
5. Forestier D, Paccalin M, Valero S, Poupet J, 2003. Facteurs précipitants de la chute et pronostic chez le sujet âgé. *La Revue de Médecine Interne* 24(Journal Article), 483-483s.
6. Cummings SR, Nevitt MC, 1994. Non-skeletal determinants of fractures: the potential importance of the mechanics of falls. *Osteoporosis International* 4(Suppl 1), S67-70.
7. Wiktorowicz ME, Goeree R, Papaioannou A, Adachi JD, Papadimitropoulos E, 2001. Economic Implications of Hip Fracture: Health Service Use, Institutional Care and Cost in Canada. *Osteoporosis International* 12(4), 271-278.
8. Cyr MA, Smeesters C, 2007. Instructions limiting the number of steps do not affect the kinetics of the threshold of balance recovery in younger adults. *Journal of Biomechanics* 40(13), 2857-2864.

9. Cyr MA, Smeesters C, 2009. Kinematics of the threshold of balance recovery are not affected by instructions limiting the number of steps in younger adults. *Gait and Posture* 29(4), 628-633.
10. Cyr MA, Smeesters C, 2009. Effects of age and instructions limiting the number of steps on the threshold of balance recovery. Poster presentation. 33rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, State College PA, Aug 26-29.
11. Telonio A, Corriveau H, Smeesters C, 2008. Perceptuo-sensory, cognitive and sensory-motor characteristics that influence the ability to recover balance to avoid a fall. Poster presentation. 4th North American Congress on Biomechanics, Ann Arbor MI, Aug 5-9.
12. Telonio A, Smeesters C, 2008. Performance measures that influence the most the ability to recover balance to avoid a fall. Poster presentation. 4th North American Congress on Biomechanics, Ann Arbor MI, Aug 5-9.
13. Telonio A, Smeesters C, 2009. Effect of balance recovery task difficulty on stepping velocities for forward, sideways and backward loss of balance directions. Poster presentation. 33rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, State College PA, Aug 26-29.
14. Gouvernement du Q, 2014. Perspectives démographiques du Québec et des régions, 2011-2061, Québec.
15. Robinovitch SN, Feldman F, Yang Y, Schonnop R, Leung PM, Sarraf T, Sims-Gould J, Loughin M, 2013. Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study. *Lancet* 381(9860), 47-54.
16. Yang Y, Schonnop R, Feldman F, Robinovitch SN, 2013. Development and validation of a questionnaire for analyzing real-life falls in long-term care captured on video. *BMC Geriatrics* 13, 40.
17. King GW, Luchies CW, Stylianou AP, Schiffman JM, Thelen DG, 2005. Effects of step length on stepping responses used to arrest a forward fall. *Gait and Posture* 22(3), 219-224.
18. Thelen DG, Wojcik LA, Schultz AB, Ashton-Miller JA, Alexander NB, 1997. Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. *Journals of Gerontology* 52A(1), M8-13.
19. Wojcik LA, Thelen DG, Schultz AB, Ashton-Miller JA, Alexander NB, 1999. Age and gender differences in single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology* 54A(1), M44-50.
20. Madigan ML, Lloyd EM, 2005. Age and stepping limb performance differences during a single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology* 60A(4), M481-485.
21. Moglo KE, Smeesters C, 2006. Effect of age and the nature of the postural perturbation on the threshold of balance recovery. Poster presentation. 30th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Blacksburg VA, Sep 6-9.
22. Hsiao-Wecksler ET, Robinovitch SN, 2007. The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. *Clinical Biomechanics* 22(5), 574-580.

23. Carbonneau E, Smeesters C, 2014. Effects of age and lean direction on the threshold of single-step balance recovery in younger, middle-aged and older adults. *Gait and Posture* 39(1), 365-371.
24. Moglo KE, Smeesters C, revised and resubmitted 03/2014. The threshold of balance recovery in the forward direction is not affected by the choice of the postural perturbation. *Journal of Biomechanics*.
25. Thiaux V, Robinovitch SN, Smeesters C, revised and resubmitted 05/2014. Comparison of the kinematics of the threshold of balance recovery of two postural perturbations: lean release and surface translation. *Journal of Biomechanics*.
26. Owings TM, Pavol MJ, Foley KT, Grabiner MD, 2000. Measures of postural stability are not predictors of recovery from large postural disturbances in healthy older adults. *Journal of the American Geriatrics Society* 48(1), 42-50.
27. Grabiner MD, Owings TM, Pavol MJ, 2005. Lower extremity strength plays only a small role in determining the maximum recoverable lean angle in older adults. *Journals of Gerontology* 60A(11), M1447-1450.
28. Hsiao ET, Robinovitch SN, 1998. Common protective movements govern unexpected falls from standing height. *Journal of Biomechanics* 31(1), 1-9.
29. Feldman F, Robinovitch SN, 2007. Reducing hip fracture risk during sideways falls: evidence in young adults of the protective effects of impact to the hands and stepping. *Journal of Biomechanics* 40(12), 2612-2618.
30. Pavol MJ, Runtz EF, Pai YC, 2004. Diminished stepping responses lead to a fall following a novel slip induced during a sit-to-stand. *Gait and Posture* 20(2), 154-162.
31. Troy KL, Grabiner MD, 2006. Recovery responses to surrogate slipping tasks differ from responses to actual slips. *Gait and Posture* 24(4), 441-447.
32. Smeesters C, Hayes WC, McMahon TA, 2001. The threshold trip duration for which recovery is no longer possible is associated with strength and reaction time. *Journal of Biomechanics* 34(5), 589-595.
33. Pijnappels M, Bobbert MF, van Dieen JH, 2005. Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. *Gait and Posture* 21(4), 388-394.
34. Pavol MJ, Owings TM, Foley KT, Grabiner MD, 2002. Influence of lower extremity strength of healthy older adults on the outcome of an induced trip. *Journal of the American Geriatrics Society* 50(2), 256-262.
35. Marone JR, Rosenblatt NJ, Troy KL, Grabiner MD, 2011. Fear of falling does not alter the kinematics of recovery from an induced trip: a preliminary study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 92(12), 2093-2095.
36. Brady RA, Pavol MJ, Owings TM, Grabiner MD, 2000. Foot displacement but not velocity predicts the outcome of a slip induced in young subjects while walking. *Journal of Biomechanics* 33(7), 803-808.
37. Cham R, Redfern MS, 2001. Lower extremity corrective reactions to slip events. *Journal of Biomechanics* 34(11), 1439-1445.

38. Telonio A, Smeesters C, 2007. Effects of age and loss of balance direction on the kinematics of the threshold of balance recovery. Poster presentation. 31st Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Stanford CA, Aug 22-25.
39. Weerdesteyn V, Laing AC, Robinovitch SN, 2012. The body configuration at step contact critically determines the successfulness of balance recovery in response to large backward perturbations. *Gait and Posture* 35(3), 462-466.
40. Hsiao-Wecksler ET, 2008. Biomechanical and age-related differences in balance recovery using the tether-release method. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18(2), 179-187.
41. Owings TM, Pavol MJ, Grabiner MD, 2001. Mechanisms of failed recovery following postural perturbations on a motorized treadmill mimic those associated with an actual forward trip. *Clinical Biomechanics* 16(9), 813-819.
42. Mansfield A, Maki BE, 2009. Are age-related impairments in change-in-support balance reactions dependent on the method of balance perturbation? *Journal of Biomechanics* 42(8), 1023-1031.
43. Pai YC, Patton J, 1997. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics* 30(4), 347-354.
44. Pai YC, Maki BE, Iqbal K, McIlroy WE, Perry SD, 2000. Thresholds for step initiation induced by support-surface translation: a dynamic center-of-mass model provides much better prediction than a static model. *Journal of Biomechanics* 33(3), 387-392.
45. Park S, Horak FB, Kuo AD, 2004. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Experimental Brain Research* 154(4), 417-427.
46. Hof AL, Gazendam MGJ, Sinke WE, 2005. The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics* 38(1), 1-8.
47. van der Kooij H, van Asseldonk E, van der Helm FCT, 2005. Comparison of different methods to identify and quantify balance control. *Journal of Neuroscience Methods* 145(1-2), 175-203.
48. Hsiao ET, Robinovitch SN, 1999. Biomechanical influences on balance recovery by stepping. *Journal of Biomechanics* 32(10), 1099-1106.
49. Thelen DG, Burd DR, 2000. Direct dynamics simulation of stepping to recover balance. 24th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Chicago IL, July 19 - 22.
50. Lo J, Ashton-Miller JA, 2008. Effect of upper and lower extremity control strategies on predicted injury risk during simulated forward falls: a study in healthy young adults. *Journal of Biomechanical Engineering* 130(4), 041015.
51. Lo J, Ashton-Miller JA, 2008a. Effect of pre-impact movement strategies on the impact forces resulting from a lateral fall. *Journal of Biomechanics* 41(9), 1969-1977.
52. Smeesters C, 2009. Theoretically predicting the disturbance threshold line separating falls from recoveries. Poster presentation. *Dynamic Walking 2009*, Burnaby BC, Jun 8-11.

53. Aftab Z, Robert T, Wieber P-B, 2012. Predicting multiple step placements for human balance recovery tasks. *Journal of Biomechanics* 45(16), 2804-2809.
54. Wu M, Ji L, Jin D, Pai Y-c, 2007. Minimal step length necessary for recovery of forward balance loss with a single step. *Journal of Biomechanics* 40(7), 1559-1566.
55. van den Bogert AJ, Pavol MJ, Grabiner MD, 2002. Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip. *Journal of Biomechanics* 35(2), 199-205.
56. Forner Cordero AF, Koopman HJFM, van der Helm FC, 2004. Mechanical model of the recovery from stumbling. *Biological Cybernetics* 91(4), 212-220.
57. Smeesters C, Hayes WC, McMahon TA, 2007. Determining fall direction and impact location for various disturbances and gait speeds using the articulated total body model. *Journal of Biomechanical Engineering* 129(3), 393-399.
58. Shiratori T, Coley B, Cham R, Hodgins JK, 2009. Simulating balance recovery responses to trips based on biomechanical principles. *Proceedings of the 2009 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation*.
59. Roos PE, McGuigan MP, Trewartha G, 2010. The role of strategy selection, limb force capacity and limb positioning in successful trip recovery. *Clinical Biomechanics* 25(9), 873-878.
60. Thiaux V, Robinovitch SN, Smeesters C, 2013. Modeling the lean release and surface translation perturbations with an inverted pendulum on a cart. Poster presentation. 37th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Omaha NE, Sep 4-7.

CHAPITRE 2 MODÉLISATION INITIALE

2.1 Avant-propos

Auteurs et affiliations :

M. Pierre : Étudiante à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

K. E. Moglo : Professeur, Royal Military College of Canada, Faculté de Génie, Département de Génie Mécanique

C. Smeesters : Professeure, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

Date de soumission : 5 décembre 2015

Revue : Journal of Biomechanics

Titre anglais : Modeling the lean release, lean release with waist pull and waist pull while walking perturbations with an inverted pendulum

Titre français : Modélisation des perturbations de relâchement d'une inclinaison, relâchement d'une inclinaison avec tirage à la taille et tirage à la taille en marchant avec un pendule inversé

Contribution au document :

Cet article contribue au mémoire en validant le modèle de pendule inverse sur surface glissante de Thiaux *et al.* (2013) pour les perturbations posturales de relâchement d'une inclinaison, de relâchement d'une inclinaison avec tirage à la taille et de tirage à la taille en marchant des participants sains jeunes et âgés des expériences de Moglo et Smeesters (2006, 2014).

Résumé français :

Planifier une nouvelle expérience sur le rétablissement de l'équilibre n'est pas simple. Toutefois, beaucoup de temps, de frais et de risques peuvent souvent être évités en utilisant un modèle pour estimer théoriquement les résultats expérimentaux. Une étude théorique récente a montré qu'un modèle en deux dimensions de pendule inverse à barre mince sur surface glissante horizontale peut prédire avec précision l'issue (chute ou rétablissement) de relâchements d'une inclinaison et translations de surface chez de jeunes adultes. Le même modèle pourrait-il être utilisé pour simuler d'autres perturbations posturales ainsi que simuler avec précision leurs issues pour des adultes âgés? Nous avons donc utilisé ce modèle de pendule inversé sur surface glissante pour simuler la position et la vitesse angulaire d'adultes jeunes et âgés de l'initiation de la perturbation jusqu'à l'initiation de la réponse pour des relâchements d'une inclinaison, relâchements d'une inclinaison avec tirages à la taille et tirages à la taille en marchant maximum de deux études expérimentales précédentes. Les résultats ont montré que la majorité des erreurs moyennes quadratiques et des erreurs au temps de réaction entre les positions et vitesses angulaires expérimentales et théoriques étaient inférieures à 4% et 5%, respectivement. Seules les erreurs moyennes quadratiques et les erreurs au temps de réaction de vitesses angulaires pour les relâchements d'une inclinaison avec tirages à la taille étaient plus grandes mais toujours moins de 12% et 13%, respectivement. Mieux encore, les positions et vitesses angulaires théoriques à la fin du temps de réaction pour les essais d'angle d'inclinaison maximum et de force de tirage maximum ont formé des lignes de seuils de perturbation séparant les chutes des rétablissements qui étaient très similaires à celles obtenues dans les deux études expérimentales précédentes pour des adultes jeunes et âgés.

Note : À la suite des corrections demandées par les membres du jury, le contenu de cet article diffère de celui qui a été soumis.

2.2 Abstract

Planning a new balance recovery experiment is not easy. However, a lot of time, expense and danger can often be avoided by using a model to theoretically estimate the experimental results. A recent theoretical study showed that a two-dimensional thin rod inverted pendulum model mounted on a horizontally moving skid could accurately simulate the outcome (fall or recovery) of lean releases and surface translations for younger adults. Could the same model be used to simulate other postural perturbations as well as accurately simulate their outcome for older adults? We thus used this inverted pendulum on a skid model to simulate the angular position and velocity of both younger and older adults from onset of perturbation to onset of response for maximum lean releases, lean releases with waist pulls and waist pulls while walking from two previous experimental studies. Results showed that the majority of root mean square errors and errors at reaction time between the experimental and theoretical angular positions and velocities were less than 4% and 5%, respectively. Only the angular velocity root mean square errors and errors at reaction time for lean releases with waist pulls were greater but still less than 12% and 13%, respectively. More importantly, the theoretical angular positions and velocities at the end of reaction time for maximum lean angle and maximum pull force trials formed perturbation threshold lines separating falls from recoveries that were very similar to the ones obtained for both younger and older adults in the two previous experimental studies.

2.3 Introduction

Planning a new balance recovery experiment is not easy. You must first select how you are going to make people fall, design the experimental setup so that it is safe for all participants and personnel, as well as purchase the necessary equipment, which can be expensive. Before the first real trial can actually occur, a new experiment can then demand hundreds of hours of troubleshooting experiments to: 1) determine the best range and levels of parameters to test so that the experiment is not too demanding or fatiguing, especially if frail older adults will be tested, but also 2) to insure participants safety, especially if large postural perturbations at the threshold of balance recovery, where avoiding a fall is not always possible, are used. Finally, hundreds of hours of testing with dozens of participants must take place to insure statistical

significance of results. However, a lot of time, expense and danger can often be avoided by using a model to theoretically estimate the experimental results.

Five different types of postural perturbations can be used in the laboratory to make people fall: lean releases [1], waist pulls [2], surface translations [3], trips [4] and slips [5]. However, only a handful of experimental studies have attempted to compare results from different postural perturbations: large lean releases, surface translations and trips while walking in older adults [6-8]; large surface translations while walking and slips while walking in younger adults [5]; medium waist pulls and surface translations in younger and older adults [9]; large lean releases, lean releases with waist pulls and waist pulls while walking in younger [10] and older [2] adults; and large lean releases and surface translations in younger adults [11]. In particular, Moglo and Smeesters [10] and Thiaux *et al.* [11] showed in younger adults that the angular positions and velocities at the end of reaction time of the threshold of balance recovery trials (at the maximum initial lean angles, maximum waist pull forces and maximum surface translation velocities) formed very similar perturbation threshold lines separating falls (above the line) from recoveries (below the line), regardless of the postural perturbation (Figure 2.1). However, the perturbation threshold line has a large gap in data points between 80-120deg/s and 10-20deg. This gap could not be filled without increasing waist pull forces beyond safe levels for both lean releases with waist pulls and waist pulls while walking, whereas lean releases and surface translations landed outside this gap. Finally, the perturbation threshold line declined with age, shifting down and to the left [2].

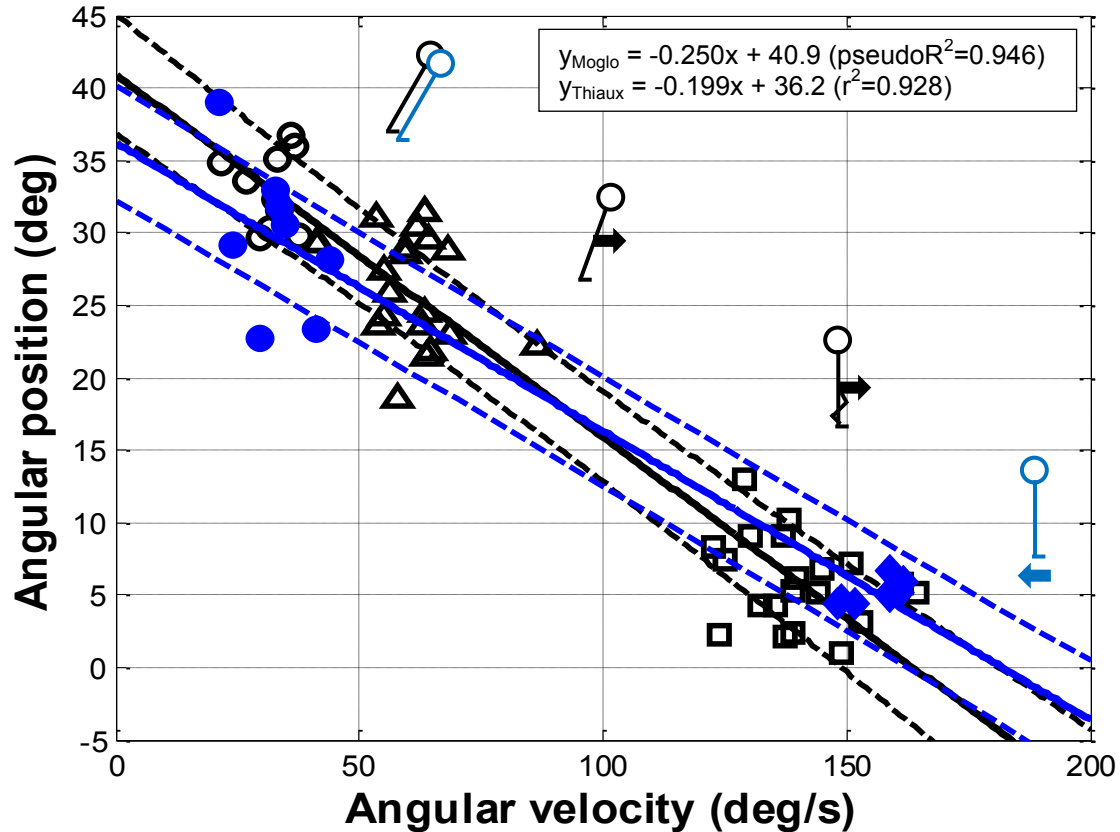


Figure 2.1: The perturbation threshold lines for younger adults from Moglo and Smeesters (2014) for lean releases, lean releases with waist pulls and waist pulls while walking (black lines and empty symbols), as well as from Thiaux *et al.* (2014) for lean releases and surface translations (blue lines and filled symbols)

The angular positions and velocities at the end of reaction time for the successful threshold trials at the maximum initial lean angle (circles), maximum initial lean angle with waist pull (triangles), maximum waist pull force while walking (squares) and maximum surface translation velocity (diamonds) formed the perturbation threshold lines (thick solid and thin dashed lines: mean \pm standard deviation), separating falls from recoveries. Indeed, although they are not shown here, 78-78% of the successful trials before or at the threshold of balance recovery were below the perturbation threshold line, while 90-82% of the failed trials after the threshold of balance recovery were above the perturbation threshold line. Adapted with permission from Moglo and Smeesters (2014) and Thiaux *et al.* (2014).

The five different types of postural perturbations have also been simulated using medium to large postural perturbations by: 1) two-dimensional inverted pendulum models: lean releases [12-14], surface translations [14,15] and trips [16,17]; 2) two-dimensional multi-segment models: lean releases [18] and trips [19]; as well as 3) three-dimensional multi-segment models: lean releases [20,21], trips [22,23] and slips [22]. However, to our knowledge, only two theoretical studies have attempted to compare results from different postural perturbations: medium trips while walking and slips while walking in younger adults [22]; and

large lean releases and surface translations in younger adults [14]. In particular, Thiaux *et al.* [14] showed that a two-dimensional thin rod inverted pendulum model mounted on a horizontally moving skid (Figure 2.2) could accurately simulate the outcome of lean releases and surface translations for younger adults: an unavoidable fall (above the perturbation threshold line) or balance recovery (below the line). Indeed, the majority of root mean square errors from onset of perturbation to onset of response and errors at reaction time between the experimental and theoretical angular positions and velocities were less than 2% and 4%, respectively. Only the angular velocity root mean square error for surface translations was greater but still less than 9%. Could the same inverted pendulum on a skid model be used to simulate other postural perturbations and even combinations of postural perturbations? Would it also accurately simulate the outcome of postural perturbations for older adults?

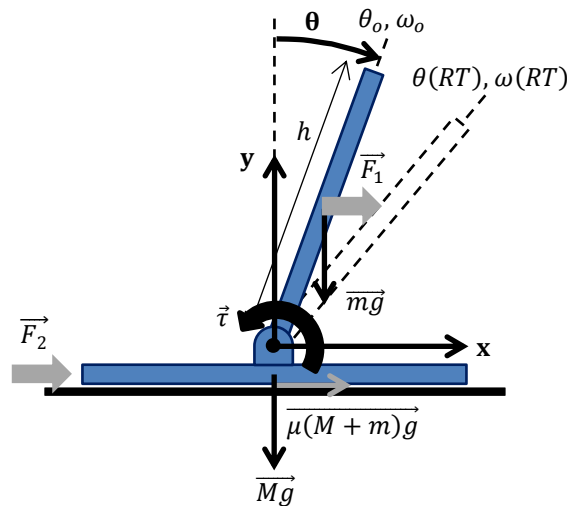


Figure 2.2: Two-dimensional thin rod inverted pendulum mounted on a horizontally moving skid model used by Thiaux *et al.* (2013) to simulate lean releases and surface translations

Inputs: participant mass (m), skid mass (M), participant height (h), gravity (g), waist pull force (F_1), rubber sheet pull force (F_2), coefficient of friction between the rubber sheet and mat (μ) and ankle torque (τ). Outputs: angular and translational positions (θ and x), velocities (ω and v) and accelerations (α and a), from onset of perturbation at $t=0$ to onset of response at reaction time (RT). Reproduced with permission from Thiaux *et al.* (2013).

The purpose of this study was thus to determine if the inverted pendulum on a skid model by Thiaux *et al.* [14] could also simulate the angular position and velocity of participants from onset of perturbation to onset of response for the lean releases, lean releases with waist pulls and waist pulls while walking experiments by Moglo and Smeesters [2,10] for both younger and older adults.

2.4 Methods

2.4.1 Experimental methods

Participants

Experimental data was obtained from the studies by Moglo and Smeesters [2,10] which determined: 1) the maximum forward initial lean angle from which 10 healthy younger adults (YA: mean \pm SD=23 \pm 2yrs, range=20-25yrs; 1.73 \pm 0.09m; 71 \pm 13kg) and 10 healthy older adults (OA: 67 \pm 3yrs, range=62-73yrs; 1.66 \pm 0.07m; 69 \pm 11kg), 50% women, could be suddenly released and still recover balance using a single step for 3 waist pull forces (YA: 0, 426 \pm 66 and 604 \pm 42N; OA: 0, 373 \pm 105 and 563 \pm 77N), and 2) the maximum forward waist pull force that the same participants could suddenly sustain and still recover balance using a single step for 2 walking velocities (YA: 1.80 \pm 0.14 and 2.06 \pm 0.15m/s; OA: 1.31 \pm 0.15 and 1.54 \pm 0.20m/s).

Experimental procedures

Balance recoveries from both procedures were conducted using a safety harness attached to an overhead rail [2,10]. For lean releases with or without waist pulls, the initial lean angle was increased from 5deg in 2.5deg increments after each successful trial for each waist pull force, until participants failed to recover balance twice at a given initial lean angle. For waist pulls while walking, the waist pull force was decreased from \sim 625N in \sim 25N increments after each failed trial for each walking velocity, until participants succeeded in recovering balance at a given waist pull force. The threshold of balance recovery was thus the last successful trial at the maximum initial lean angle for lean releases with or without waist pulls, and the first successful trial at the maximum recoverable waist pull force for waist pulls while walking. Balance recovery was successful if participants used no more than one step and supported less than 20% of their body weight in the safety harness [24].

Measuring instruments and variables

Kinematic and kinetic data were recorded at 100 and 1000Hz respectively, using 2 optoelectronic position sensors with 24 markers (Optotrak, NDI, Waterloo ON), 3 force platforms (OR6-7, AMTI, Newton MA), a one-degree of freedom load cell (FD-2, AMTI,

Newton MA) and two six-degrees of freedom load cells (MC3A, AMTI, Newton MA). Both data were filtered and processed using Matlab (Mathworks, Natick MA) as detailed in Moglo and Smeesters [2,10].

For both procedures, the main variables were the angular position (θ) and angular velocity (ω) [2,10]. The angular position (or lean angle) was measured as the sagittal plane angle between the vertical and the line connecting the stance lateral malleolus and the stance greater trochanter. Its derivative, the angular velocity, was obtained by first order centered finite differences on two points.

These variables were measured during the reaction time ($RT_{YA}=78\pm 4\text{ms}$, $RT_{OA}=85\pm 5\text{ms}$) [2,10], the time difference between onset of response (OR) and onset of perturbation (OP, Figure 2.3). Onset of perturbation occurred when the lean cable load started decreasing for lean releases with or without waist pulls, or the waist pull force started increasing for waist pulls while walking. Onset of response occurred when the vertical ground reaction force of the step or stance foot started increasing (at inflection point), ignoring the artefact caused by the waist pull force.

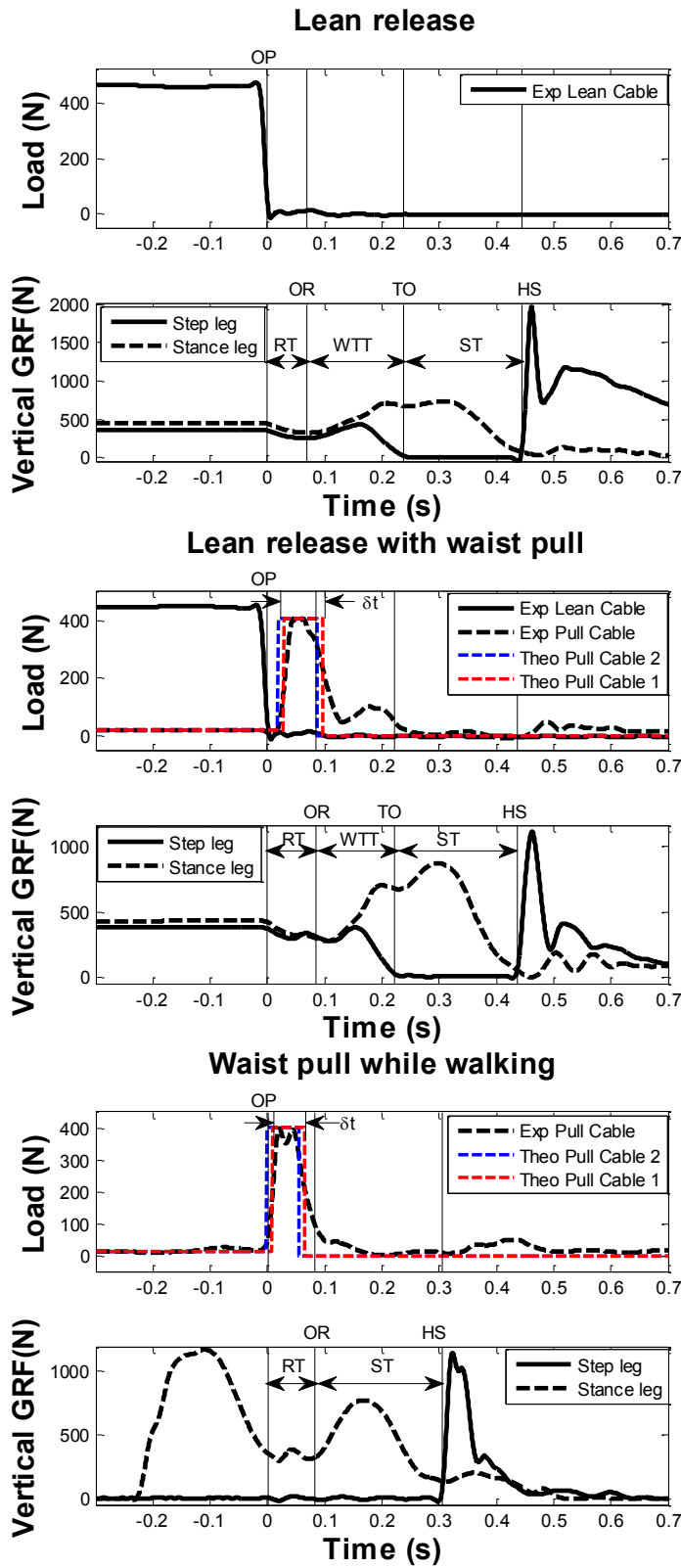


Figure 2.3: Time histories for lean releases (top two graphs) lean releases with LARGE waist pulls (middle two graphs) and waist pulls while walking FAST (bottom two graphs) for a typical younger adult at the threshold of balance recovery

Experimental lean and/or pull cable loads as well as step and stance leg vertical ground reaction forces (GRF) are shown at the maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with LARGE waist pull and maximum waist pull force while walking FAST. Also shown are reaction time (RT) from onset of perturbation (OP) to onset of response (OR), weight transfer time (WTT) from OR to toe off (TO), and step time (ST) from TO or OR to heel strike (HS), as detailed in Moglo and Smeesters (2014). For lean releases with waist pulls and waist pulls while walking, note that the increase in GRF during RT is an artefact caused by the waist pull force. Also note the experimental delay between lean release and pull initiation for lean releases with waist pulls. The theoretical pull cable 1 load (red dashed line), a step of amplitude equal to the maximum pull cable force and duration (δt) equal to the width at half maximum of the force step, was a very good match to the experimental pull cable load. Note that while the end of RT was reached after the end of the theoretical pull cable 1 load for waist pulls while walking, the end of RT was unfortunately reached before the end of the theoretical pull cable 1 load for lean releases with waist pulls. In an attempt to reduce our RMS errors and errors at reaction time for lean releases with waist pulls, the theoretical pull cable 2 load (blue dashed line) removes the theoretical delay between pull initiation and initial half maximum by shifting the force step to the left. Adapted with permission from Moglo and Smeesters (2014).

2.4.2 Theoretical methods

Inverted pendulum on a skid model

The maximum lean release with or without waist pull and waist pull while walking postural perturbations from the studies by Moglo and Smeesters [2,10] were simulated in Matlab using the inverted pendulum on a skid model (Figure 2.2) by Thiaux *et al.* [14], immobilizing the skid by setting its mass $M=\infty$ and rubber sheet pull force $F_2=0$ (Table 2.1).¹

Table 2.1: Inverted pendulum on a skid model parameters for each postural perturbation

Variable	Symbol	Units	Lean release	Lean release with waist pull	Waist pull while walking	Surface translation [14]
Participant						
Mass	m	kg		Depends on participant		
Height	h	m		Depends on participant		
Reaction time	RT	ms		Depends on participant		
Ankle torque	τ	Nm		0		
Skid						
Coefficient of friction	μ			0.0078551m + 0.16405 [14]		
Mass	M	kg	∞	∞	∞	30
Initial conditions						
Angular position	θ_0	deg	15 to 35	7.5 to 30	≈ 0	0
Angular velocity	ω_0	deg/s	≈ 0	≈ 0	65 to 145	0
Translational position	x_0	m			0	
Translational velocity	v_0	m/s			0	
Gravity	g	m/s ²		9.81		
Waist pull force						
Amplitude	F_1	N	0	225 to 725	230 to 625	0
Duration		ms	0	35 to 95	35 to 70	0
Rubber sheet pull force						
Motor displacement	F_2	N	0	0	0	$(M+m)a$
Motor displacement	x	m	0	0	0	0.7
Motor velocity	v	m/s	0	0	0	1.00 to 2.75
Motor acceleration	a	m/s ²	0	0	0	25

Theoretical procedure

For both procedures, the mass (m), height (h) and reaction time (RT) of the model were adjusted according to each participant simulated (Table 2.1). The model inputs were the waist pull force F_1 modelled as a step (red dashed line, Figure 2.3) and the ankle torque $\tau=0$. The amplitude of the waist pull force was equal to the maximum force along the pull cable, while

¹ This is validated by the fact that $\delta x_{RMS}=0\pm 0\text{mm}$ and $\delta x_{RT}=0\pm 0\text{mm}$, for all postural perturbations, despite leaving the coefficient of friction $\mu=0.0078551m+0.16405$ as in Thiaux *et al.* [14].

its duration was equal to the width at half maximum of the force step, for the trial simulated. The model outputs were the angular and translational positions (θ and x), velocities (ω and v) and accelerations (α and a) from onset of perturbation at $t=0$ to onset of response at reaction time.

For lean releases with or without waist pulls, the initial conditions were the initial lean angle (θ_o) and angular velocity ($\omega_o \approx 0$) for the trial simulated, $x_o=0$ and $v_o=0$ (Table 2.1). For waist pulls while walking, the initial conditions were the initial lean angle ($\theta_o \approx 0$) and angular velocity (ω_o) for the trial simulated, $x_o=0$ and $v_o=0$.

2.4.3 Data analysis

Data were analysed using SPSS (SPSS Inc., Chicago IL) and $p \leq 0.05$ were significant. As done by Thiaux *et al.* [14], the error between the experimental and theoretical angular positions ($\delta\theta$) and velocities ($\delta\omega$) was first calculated from onset of perturbation at $t=0$ ($i=1$) to onset of response at reaction time ($i=N_{RT}$), for trials at the maximum lean angles or maximum pull forces.

$$\begin{aligned} \delta\theta_i &= \theta_{i \text{ exp}} - \theta_{i \text{ theo}} \\ \delta\omega_i &= \omega_{i \text{ exp}} - \omega_{i \text{ theo}} \end{aligned} \text{ for } i = 1 \text{ to } N_{RT}$$

Single sample t-tests then determined if both the root mean square error from onset of perturbation to onset of response ($\delta\theta_{RMS}$ and $\delta\omega_{RMS}$) and the error at reaction time ($\delta\theta_{RT}$ and $\delta\omega_{RT}$) were significantly different from zero.

$$\begin{aligned} \delta\theta_{RMS} &= \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_{RT}} \delta\theta_i^2}{N_{RT}}} \\ \delta\omega_{RMS} &= \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_{RT}} \delta\omega_i^2}{N_{RT}}} \end{aligned} \text{ and } \begin{aligned} \delta\theta_{RT} &= \theta_{N_{RT} \text{ exp}} - \theta_{N_{RT} \text{ theo}} \\ \delta\omega_{RT} &= \omega_{N_{RT} \text{ exp}} - \omega_{N_{RT} \text{ theo}} \end{aligned}$$

One-way analyses of variance with repeated measures also determined the effect of the five postural perturbations on both the RMS error and the error at reaction time. Post-hoc paired t-tests with a Bonferroni correction were used for pairwise comparisons. Finally, for both the experimental and theoretical data, unconditional growth linear regression models were used to

establish the relationships between the angular positions and velocities at the end of reaction time for trials at the threshold of balance recovery.

2.5 Results

2.5.1 Differences from zero of the errors

Considering both younger and older adults for trials at the maximum lean angles or maximum pull forces (Table 2.2 and Figure 2.4), all RMS errors and errors at reaction time were significantly different from zero ($p \leq 0.008$), except for $\delta\omega_{RT}$ for waist pulls while walking ($p \geq 0.190$). Nevertheless, angular position and velocity errors were all smaller than 1.5deg (4%) and 9deg/s (5%), respectively, except $\delta\omega_{RMS} < 19\text{deg/s}$ (12%) and $\delta\omega_{RT} < 22\text{deg/s}$ (13%) for lean releases with waist pulls.

2.5.2 Effect of the postural perturbations on the errors

Considering both younger and older adults for trials at the maximum lean angles or maximum pull forces (Table 2.2 and Figure 2.4), all RMS errors and errors at reaction time were significant for postural perturbation effects ($p \leq 0.004$), except for $\delta\omega_{RT}$ for older adults ($p = 0.081$). Pairwise comparisons (Table 2.3) revealed that all RMS errors were greater for lean releases with waist pulls compared to lean releases and waist pulls while walking ($p \leq 0.049$), and that $\delta\omega_{RMS}$ was also greater for waist pulls while walking slow compared to lean releases ($p = 0.027$) and greater for lean releases with large waist pull compared to lean releases with small waist pull ($p = 0.045$) for older adults. Similarly, all errors at RT were greater for lean releases with waist pulls compared to lean releases and waist pulls while walking ($p \leq 0.046$), except for $\delta\theta_{RT}$ between lean releases with waist pulls and waist pulls while walking slow and all $\delta\omega_{RT}$ for older adults.

2.5.3 Perturbation threshold lines

For both younger and older adults, the experimental linear regressions between the angular positions and velocities at the end of reaction time for trials at the threshold of balance recovery from the studies by Moglo and Smeesters [2,10] were very similar to the theoretical ones obtained using the inverted pendulum on a skid model (Figure 2.4). The theoretical

perturbation threshold lines formed by the five postural perturbations deviated from the experimental ones only due the poorer accuracy of the inverted pendulum on a skid model for lean releases with waist pulls.

Table 2.2: Errors between the experimental and theoretical angular positions ($\delta\theta$) and velocities ($\delta\omega$) at the maximum lean angles or maximum pull forces

Postural perturbation	RMS error from OP to OR								Error at RT							
	$\delta\theta$ (deg)				$\delta\omega$ (deg/s)				$\delta\theta$ (deg)				$\delta\omega$ (deg/s)			
	$\delta\theta/y_{intercept}$				$\delta\omega/x_{intercept}$				$\delta\theta/y_{intercept}$				$\delta\omega/x_{intercept}$			
	YA	OA	YA	OA	YA	OA	YA	OA	YA	OA	YA	OA	YA	OA	YA	OA
Mean \pm SD	$p_{\mu\neq 0}$	Mean \pm SD	$p_{\mu\neq 0}$	Mean \pm SD	$p_{\mu\neq 0}$	Mean \pm SD	$p_{\mu\neq 0}$	Mean \pm SD	$p_{\mu\neq 0}$	Mean \pm SD	$p_{\mu\neq 0}$	Mean \pm SD	$p_{\mu\neq 0}$	Mean \pm SD	$p_{\mu\neq 0}$	
Lean release (Waist pull force = 0N)	0.1 \pm 0.1 0 \pm 0%	***	0.1 \pm 0.1 0 \pm 0%	**	4 \pm 1 3 \pm 1%	***	3 \pm 2 2 \pm 1%	**	0.3 \pm 0.2 1 \pm 0%	***	0.3 \pm 0.2 1 \pm 1%	**	4 \pm 4 3 \pm 2%	**	3 \pm 3 2 \pm 2%	**
Lean release with waist pull (YA: 426N, OA: 373N)	0.6 \pm 0.2 1 \pm 1%	***	0.6 \pm 0.3 2 \pm 1%	***	15 \pm 6 9 \pm 4%	***	15 \pm 5 9 \pm 3%	***	1.2 \pm 0.5 3 \pm 1%	***	1.3 \pm 0.6 3 \pm 1%	***	15 \pm 10 9 \pm 6%	**	12 \pm 11 8 \pm 7%	**
Lean release with waist pull (YA: 604N, OA: 563N)	0.6 \pm 0.2 2 \pm 1%	***	0.8 \pm 0.4 2 \pm 1%	***	18 \pm 6 11 \pm 4%	**	19 \pm 8 12 \pm 5%	***	1.4 \pm 0.4 3 \pm 1%	***	1.5 \pm 0.7 4 \pm 2%	***	22 \pm 10 13 \pm 6%	**	16 \pm 14 10 \pm 8%	**
Waist pull while walking (YA: 1.80m/s, OA: 1.31m/s)	0.3 \pm 0.1 1 \pm 0%	***	0.3 \pm 0.2 1 \pm 0%	***	7 \pm 3 4 \pm 2%	***	9 \pm 4 5 \pm 2%	***	0.6 \pm 0.3 1 \pm 1%	***	0.6 \pm 0.5 1 \pm 1%	**	2 \pm 8 1 \pm 5%		6 \pm 14 4 \pm 8%	
Waist pull while walking (YA: 2.06m/s, OA: 1.54m/s)	0.3 \pm 0.2 1 \pm 0%	**	0.2 \pm 0.2 1 \pm 0%	**	7 \pm 4 5 \pm 2%	***	6 \pm 4 4 \pm 3%	**	0.5 \pm 0.4 1 \pm 1%	**	0.5 \pm 0.4 1 \pm 1%	**	-1 \pm 9 -1 \pm 5%		3 \pm 7 2 \pm 4%	
p perturbation	<0.001		0.001		<0.001		<0.001		<0.001		0.004		<0.001		0.081	

OP: Onset of Perturbation, OR: Onset of Response, RT: Reaction Time, YA: Younger Adult, OA: Older Adult.

The x and y intercepts are respectively 164deg/s and 40.9deg, results from the experimental perturbation threshold line for YA (Figure 2.4, top graph).

Significantly different from zero: * $p \leq 0.05$, ** $p \leq 0.01$, *** $p \leq 0.001$. Significant perturbation effects are **bolded**.

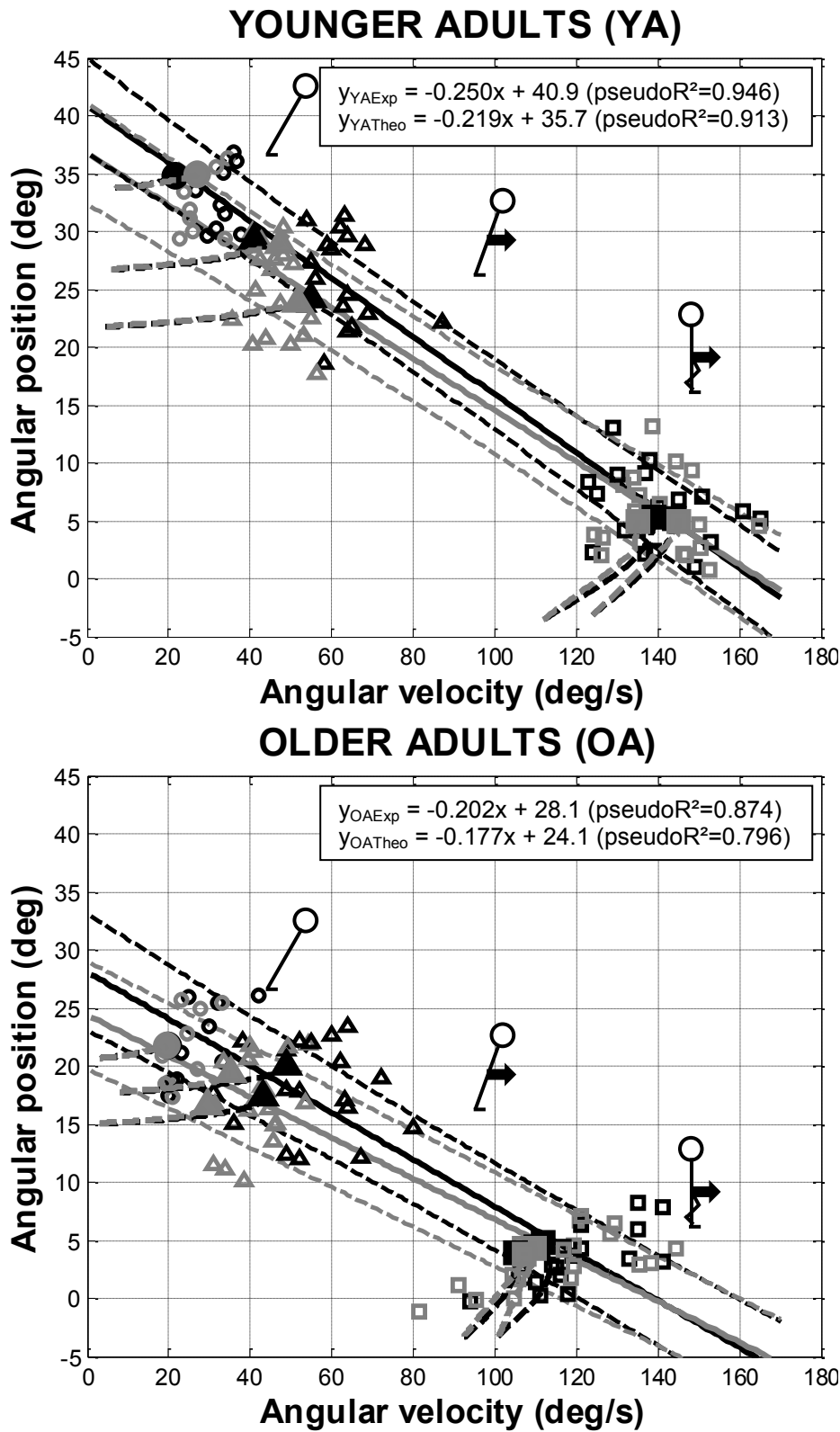


Figure 2.4: The experimental perturbation threshold lines from Moglo and Smeesters (2006, 2014) and theoretical perturbation threshold lines obtained using the inverted pendulum on a skid model, for lean releases, lean releases with waist pulls and waist pulls while walking trials at the threshold of balance recovery for both younger (top) and older (bottom) adults

The experimental (thin solid and dashed black lines and empty black symbols) and theoretical (thin solid and dashed gray lines and empty gray symbols) perturbation threshold lines were formed by the angular positions and velocities at the end of reaction time for the threshold trials at the maximum initial lean angle (circles), maximum initial lean angle with waist pull (triangles) and maximum waist pull force while walking (squares). The experimental (thick dashed black lines ending in filled black symbols) and theoretical (thick dashed gray lines ending in filled gray symbols) angular positions and velocities from onset of perturbation to onset of response are also shown for a typical participant at the threshold of balance recovery.

2.1 Discussion

The inverted pendulum on a skid model did accurately simulate the angular position and velocity of participants from onset of perturbation to onset of response for lean releases, lean releases with waist pulls (to a lesser extent) and waist pulls while walking for both younger and older adults. Indeed, results showed that the majority of RMS errors and errors at reaction time between the experimental and theoretical angular positions and velocities were less than 4% and 5%, respectively (Table 2.2). Only the angular velocity RMS errors and errors at reaction time for lean releases with waist pulls were greater but still less than 12% and 13%, respectively. More importantly, the theoretical angular positions and velocities at the end of reaction time for maximum lean angle and maximum pull force trials formed perturbation threshold lines separating falls from recoveries (Figure 2.4) that were very similar to the ones obtained previously for both younger and older adults in the two experiments by Moglo and Smeesters [2,10]. Finally, both experimental and theoretical perturbation threshold lines declined with age, shifting down and to the left.

The greatest limitation of the inverted pendulum on a skid model were the larger 12% angular velocity RMS errors and 13% errors at reaction time for lean releases with waist pulls (Table 2.2 and Figure 2.4). Thiaux *et al.* [14] also had larger 9% angular velocity RMS errors for surface translations and offered two sources of error: 1) a numerical error in finite differences used to obtain angular velocities from angular positions; and 2) the fact that rubber sheet pull force (F_2), as waist pull force (F_1), was modelled as a step rather than the actual experimental impulse. These two sources of error are thus also present in this study. Furthermore, two additional sources of error need to be considered.

First, the large amplitude of the waist pull forces (Table 2.1) made participants bend at the waist when pulled, causing their lower body to lean more forward than their upper body (see Figure 2 in Moglo and Smeesters [10]). The effect is small but is more pronounced for lean releases with waist pulls than for waist pulls while walking due to the large initial angular velocities in the latter (Table 2.1). Since the inverted pendulum on a skid model has only a single thin rod representing the whole height of the participant (Figure 2.2), it cannot bend at

the waist, which would explain why the experimental angular positions and velocities get ahead of the theoretical ones.

Second, there was a 20 ± 8 ms experimental delay between lean release and pull initiation for lean releases with waist pulls which was included in our simulations (Figure 2.3). Furthermore, because the waist pull force (F_1) was modelled as a step, there was an additional 15 ± 4 ms and 11 ± 1 ms theoretical delay between pull initiation and initial half maximum for lean releases with waist pulls and waist pulls while walking, respectively, which was also included in our simulations. The cumulative effect of both of these delays resulted in the end of reaction time being reached before the full half maximum duration of the simulated pull force could be applied in the majority of lean releases with waist pulls, while the single effect of the second delay resulted in the end of reaction time being reached after the full half maximum duration of the simulated pull force could be applied in the majority of waist pulls while walking. Removing the second delay from our simulations (blue dashed line, Figure 2.3), resulted in the end of reaction time being reached after the full half maximum duration of the simulated pull force could be applied in the majority of all postural perturbations, as well as reduced all angular velocity errors for lean releases with waist pulls to less than 10% while still maintaining angular velocity errors for waist pulls while walking below 5%.

The greatest strength of the inverted pendulum on a skid model was that it can, not only accurately simulate the outcome (fall or recovery) of lean releases and surface translations for younger adults as shown by Thiaux *et al.* [14], but now also accurately simulate the outcome of lean releases, lean releases with waist pulls (to a lesser extent) and waist pulls while walking for both younger and older adults. Indeed, although various inverted pendulum models have been used in the past to individually simulate lean releases [12,13], surface translations [15] and trips [16,17], we have now shown that the same inverted pendulum on a skid model can be used to simulate three of the five different types of postural perturbations as well as one combination: lean releases (with or without waist pulls), waist pulls (while walking) and surface translations. Could it even be possible to use it for trips and slips by setting F_2 equal to the resulting impulsive ground contact force [16]? If so, this simple inverted pendulum on a skid model would reduce the need for time consuming, expensive and

dangerous experiments, especially if large postural perturbations are used and avoiding a fall is not always possible.

With this perspective in mind, we used the inverted pendulum on a skid model to simulate a second combination of the five different types of postural perturbations, lean releases with surface translations, as well as surface translations while walking. To do so, we simulated an average younger adult, with $m=71\text{kg}$, $h=1.73\text{m}$ and $RT=90\text{ms}$ (Figure 2.5). The model inputs were $\tau=0$, $\mu=0.0078551\text{m}+0.16405$, $M=30\text{kg}$, $F_1=0$ and F_2 modelled as a step (Table 2.1). For lean releases with surface translations, the initial conditions were $\theta_o=0-30\text{deg}$, $\omega_o=0$, $x_o=0$ and $v_o=0$. For surface translation while walking, the initial conditions were $\theta_o=0$, $\omega_o=0-100\text{deg/s}$ or walking velocity ($v_{\text{walk}}\approx 0-1.50\text{m/s}$), $x_o=0$ and $v_o=0$. As done by Thiaux *et al.* [14], the amplitude of the rubber sheet pull force, $F_2=(M+m)a$ was set to simulate a motor displacement ($x=0.7\text{m}$), final velocity ($v=0-1.75\text{m/s}$) and acceleration ($a=25\text{m/s}^2$). For each set of initial conditions, we changed the final motor velocity (or duration of the acceleration step) until the angular position (θ) and velocities (ω) at reaction time landed on the perturbation threshold line for younger adults from Moglo and Smeesters [10]. We thus determined the best range and levels of lean release with surface translation and surface translation while walking amplitudes to insure a good distribution of results on the whole perturbation threshold line, saving us hundreds of hours of troubleshooting experiments. Furthermore, these simulations suggest that combining lean releases with surface translations has a better chance of filling in the gap in data points between 80-120deg/s and 10-20deg in the perturbation threshold line for younger adults (Figure 2.1) previously obtained by Moglo and Smeesters [10] than surface translations while walking.

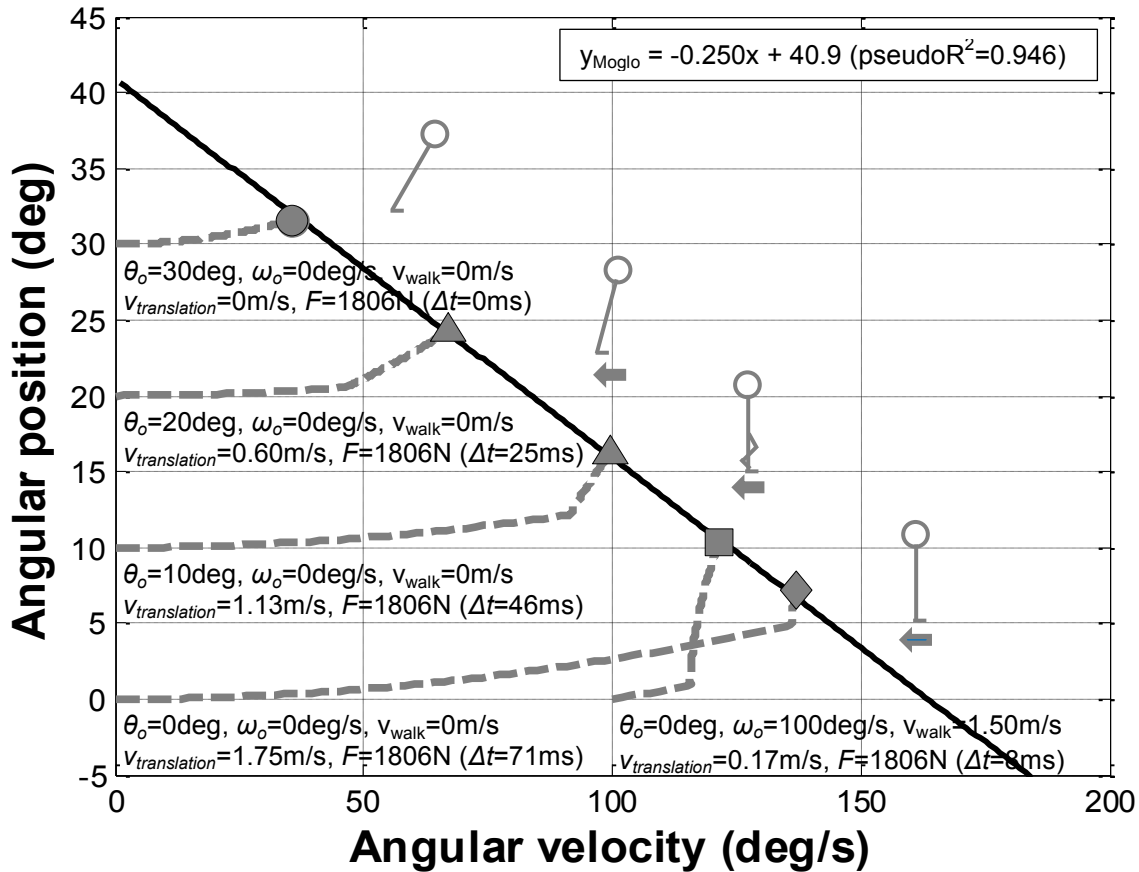


Figure 2.5: Simulations using the inverted pendulum on a skid model for lean releases, lean releases with surface translations, surface translations while walking and surface translations at the threshold of balance recovery for an average younger adult

The angular positions and velocities from onset of perturbation to onset of response (thick dashed gray lines ending in filled gray symbols) are shown for the threshold trials at the maximum initial lean angle (circle), maximum initial lean angle with surface translation (triangles), maximum surface translation velocity while walking (square) and maximum surface translation velocity (diamond). These were obtained for each set of initial conditions (initial lean angle (θ_o), angular velocity (ω_o) and walking velocity (v_{walk})), by changing the final motor velocity ($v_{translation}$, or duration (Δt) of the force (F) step) until the angular position and velocities at reaction time landed on the perturbation threshold line for younger adults (thin solid black line) from Moglo and Smeesters (2014).

2.2 Conflict of interest statement

The authors declare that they have no financial or personal relationships with other people or organisations that inappropriately influenced their work.

2.3 Acknowledgements

This work was supported by National Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) grant 2014-06175. The authors thank Victorien Thiaux for knowledge transfer of the inverted pendulum on a skid model.

2.4 References

1. Hsiao-Wecksler ET, 2008. Biomechanical and age-related differences in balance recovery using the tether-release method. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18(2), 179-187.
2. Moglo KE, Smeesters C, 2006. Effect of age and the nature of the postural perturbation on the threshold of balance recovery. Poster presentation. 30th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Blacksburg VA, Sep 6-9.
3. Feldman F, Robinovitch SN, 2007. Reducing hip fracture risk during sideways falls: evidence in young adults of the protective effects of impact to the hands and stepping. *Journal of Biomechanics* 40(12), 2612-2618.
4. Pijnappels M, Bobbert MF, van Dieen JH, 2005. Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. *Gait and Posture* 21(4), 388-394.
5. Troy KL, Grabiner MD, 2006. Recovery responses to surrogate slipping tasks differ from responses to actual slips. *Gait and Posture* 24(4), 441-447.
6. Owings TM, Pavol MJ, Foley KT, Grabiner MD, 2000. Measures of postural stability are not predictors of recovery from large postural disturbances in healthy older adults. *Journal of the American Geriatrics Society* 48(1), 42-50.
7. Owings TM, Pavol MJ, Grabiner MD, 2001. Mechanisms of failed recovery following postural perturbations on a motorized treadmill mimic those associated with an actual forward trip. *Clinical Biomechanics* 16(9), 813-819.
8. Pavol MJ, Owings TM, Foley KT, Grabiner MD, 2002. Influence of lower extremity strength of healthy older adults on the outcome of an induced trip. *Journal of the American Geriatrics Society* 50(2), 256-262.
9. Mansfield A, Maki BE, 2009. Are age-related impairments in change-in-support balance reactions dependent on the method of balance perturbation? *Journal of Biomechanics* 42(8), 1023-1031.
10. Moglo KE, Smeesters C, revised and resubmitted 03/2014. The threshold of balance recovery in the forward direction is not affected by the choice of the postural perturbation. *Journal of Biomechanics*.

11. Thiaux V, Robinovitch SN, Smeesters C, revised and resubmitted 05/2014. Comparison of the kinematics of the threshold of balance recovery of two postural perturbations: lean release and surface translation. *Journal of Biomechanics*.
12. Hsiao ET, Robinovitch SN, 1999. Biomechanical influences on balance recovery by stepping. *Journal of Biomechanics* 32(10), 1099-1106.
13. Aftab Z, Robert T, Wieber P-B, 2012. Predicting multiple step placements for human balance recovery tasks. *Journal of Biomechanics* 45(16), 2804-2809.
14. Thiaux V, Robinovitch SN, Smeesters C, 2013. Modeling the lean release and surface translation perturbations with an inverted pendulum on a cart. Poster presentation. 37th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Omaha NE, Sep 4-7.
15. Wu M, Ji L, Jin D, Pai Y-c, 2007. Minimal step length necessary for recovery of forward balance loss with a single step. *Journal of Biomechanics* 40(7), 1559-1566.
16. van den Bogert AJ, Pavol MJ, Grabiner MD, 2002. Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip. *Journal of Biomechanics* 35(2), 199-205.
17. Roos PE, McGuigan MP, Trewartha G, 2010. The role of strategy selection, limb force capacity and limb positioning in successful trip recovery. *Clinical Biomechanics* 25(9), 873-878.
18. Lo J, Ashton-Miller JA, 2008b. Effect of Upper and Lower Extremity Control Strategies on Predicted Injury Risk During Simulated Forward Falls: A Study in Healthy Young Adults. *Journal of Biomechanical Engineering* 130(4), 041015-041015.
19. Forner Cordero AF, Koopman HJFM, van der Helm FC, 2004. Mechanical model of the recovery from stumbling. *Biological Cybernetics* 91(4), 212-220.
20. Thelen DG, Burd DR, 2000. Direct dynamics simulation of stepping to recover balance. 24th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Chicago IL, July 19 - 22.
21. Lo J, Ashton-Miller JA, 2008a. Effect of pre-impact movement strategies on the impact forces resulting from a lateral fall. *Journal of Biomechanics* 41(9), 1969-1977.
22. Smeesters C, Hayes WC, McMahon TA, 2007. Determining fall direction and impact location for various disturbances and gait speeds using the articulated total body model. *Journal of Biomechanical Engineering* 129(3), 393-399.
23. Shiratori T, Coley B, Cham R, Hodgins JK, 2009. Simulating balance recovery responses to trips based on biomechanical principles. *Proceedings of the 2009 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation*.
24. Cyr MA, Smeesters C, 2009. Maximum allowable force on a safety harness cable to discriminate a successful from a failed balance recovery. *Journal of Biomechanics* 42(10), 1566-1569.

2.5 Post-scriptum

Les résultats détaillés des comparaisons paires sur l'effet de la perturbation posturale sont présentés ci-dessous (Table 2.3).

Table 2.3: Pairwise comparisons of the effect of the postural perturbations on the RMS errors ($\delta\theta_{RMS}$ and $\delta\omega_{RMS}$) and errors at reaction time ($\delta\theta_{RT}$ and $\delta\omega_{RT}$) between the experimental and theoretical angular positions and velocities

Younger Adults						Older Adults					
$p\delta\theta_{RMS}$	LR	LRwSWP	LRwLWP	WPWWS	WPWWF	$p\delta\theta_{RMS}$	LR	LRwSWP	LRwLWP	WPWWS	WPWWF
LR	1.000	0.002	<0.001	0.343	0.405	LR	1.000	<0.001	0.001	0.142	1.000
LRwSWP		1.000	1.000	0.029	0.004	LRwSWP		1.000	0.256	0.034	0.012
LRwLWP			1.000	0.005	0.001	LRwLWP			1.000	0.034	0.010
WPWWS				1.000	1.000	WPWWS				1.000	1.000
WPWWF					1.000	WPWWF					1.000
$p\delta\omega_{RMS}$	LR	LRwSWP	LRwLWP	WPWWS	WPWWF	$p\delta\omega_{RMS}$	LR	LRwSWP	LRwLWP	WPWWS	WPWWF
LR	1.000	0.001	<0.001	0.264	0.105	LR	1.000	<0.001	0.001	0.027	0.960
LRwSWP		1.000	0.219	0.010	0.002	LRwSWP		1.000	0.045	0.049	0.017
LRwLWP			1.000	0.001	<0.001	LRwLWP			1.000	0.023	0.008
WPWWS				1.000	1.000	WPWWS				1.000	0.495
WPWWF					1.000	WPWWF					1.000
$p\delta\theta_{RT}$	LR	LRwSWP	LRwLWP	WPWWS	WPWWF	$p\delta\theta_{RT}$	LR	LRwSWP	LRwLWP	WPWWS	WPWWF
LR	1.000	0.001	<0.001	0.354	0.839	LR	1.000	0.001	0.002	0.692	1.000
LRwSWP		1.000	1.000	0.044	0.016	LRwSWP		1.000	0.526	0.153	0.035
LRwLWP			1.000	0.005	0.003	LRwLWP			1.000	0.110	0.022
WPWWS				1.000	1.000	WPWWS				1.000	1.000
WPWWF					1.000	WPWWF					1.000
$p\delta\omega_{RT}$	LR	LRwSWP	LRwLWP	WPWWS	WPWWF	$p\delta\omega_{RT}$	LR	LRwSWP	LRwLWP	WPWWS	WPWWF
LR	1.000	0.018	0.001	1.000	0.839	LR	1.000	0.258	0.121	1.000	1.000
LRwSWP		1.000	0.092	0.046	0.024	LRwSWP		1.000	0.932	1.000	0.810
LRwLWP			1.000	0.002	0.003	LRwLWP			1.000	1.000	0.309
WPWWS				1.000	0.998	WPWWS				1.000	1.000
WPWWF					1.000	WPWWF					1.000

LR: Lean release (Waist pull force = 0N), LRwSWP: Lean release with SMALL waist pull (YA: 426N, OA: 373N), LRwLWP: Lean release with LARGE waist pull (YA: 604N, OA: 563N), WPWWS: Waist pull while walking SLOW (YA: 1.80m/s, OA: 1.31m/s), WPWWF: Waist pull while walking FAST (YA: 2.06m/s, OA: 1.54m/s). Significant perturbation effects are **bolded**.

CHAPITRE 3 EXPÉRIENCES

3.1 Avant-propos

Auteurs et affiliations :

M. Pierre : Étudiante à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

C. Smeesters : Professeure, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

Date de soumission : 5 décembre 2015

Revue : Journal of Biomechanics

Titre anglais : Effect of age on the forward perturbation threshold line for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations in younger, middle-aged and older adults

Titre français : Effet de l'âge sur le seuil de perturbation vers l'avant pour les relâchements d'une inclinaison, les relâchements d'une inclinaison avec translations de surface et les translations de surface chez les adultes jeunes, mi-âgés et âgés

Contribution au document :

Cet article contribue au mémoire en déterminant expérimentalement le seuil de perturbation vers l'avant de participants sains jeunes (25 à 44 ans), mi-âgés (45 à 64 ans) et âgés (65 à 84 ans) pour le relâchement d'une inclinaison, le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface et la translation de surface.

Résumé français :

Pour poursuivre le travail sur la méthode de la ligne du seuil de perturbation pour comparer les résultats de différentes perturbations posturales ou de leurs combinaisons, nous avons déterminé l'angle d'inclinaison initial maximal vers l'avant, pour 3 vitesses de translation de surface vers l'arrière (nulle, lente, rapide), et la vitesse de translation de surface maximale vers l'arrière desquels 10 jeunes adultes, 8 adultes mi-âgés et 8 adultes âgés en santé pouvaient être soudainement relâchés et/ou tirés, respectivement, et tout de même rétablir leur équilibre en utilisant un seul pas. Les résultats ont montré que l'angle d'inclinaison maximal pour les relâchements d'une inclinaison (avec ou sans translations de surface) ainsi que la vitesse de translation maximale pour les translations de surface diminuaient avec l'augmentation de l'âge. L'angle d'inclinaison maximal diminuait aussi avec l'augmentation de la vitesse de translation de surface. Aux angles d'inclinaison ou vitesses de translation maximum, alors que les variables d'initiation, d'exécution et de géométrie de la réponse étaient presque toutes affectées par l'âge, seules les variables de géométrie de la réponse étaient affectées par la perturbation posturale. Malgré tout, les lignes du seuil de perturbation formées par ces quatre perturbations posturales diminuaient avec l'âge; séparaient efficacement les chutes (70-80%) des rétablissements (67-74%), quelles que soit la perturbation posturale; et étaient similaires à celles obtenues précédemment en utilisant des relâchement d'une inclinaison (avec et sans tirages à la taille), tirages à la taille (en marchant) et translations de surface chez des adultes jeunes et âgées. La méthode de la ligne du seuil de perturbation a maintenant été établie expérimentalement pour trois des cinq différents types de perturbations posturales, ainsi que pour deux combinaisons, fournissant donc des preuves additionnelles que le choix de la perturbation posturale n'affecte pas la limite du rétablissement de l'équilibre.

Note : À la suite des corrections demandées par les membres du jury, le contenu de cet article diffère de celui qui a été soumis.

3.2 Abstract

To pursue the work on the perturbation threshold line method to compare results from different postural perturbations or their combinations, we determined the maximum forward initial lean angle, for 3 backward surface translation velocities (zero, slow and fast), and the maximum backward surface translation velocity from which 10 younger, 8 middle-aged and 8 older healthy adults could be suddenly released and/or pulled, respectively, and still recover balance using a single step. Results showed that the maximum lean angle for lean releases (with or without surface translations), as well as the maximum translation velocity for surface translations decreased with increasing age. The maximum lean angle also decreased with increasing surface translation velocity. At the maximum lean angles or translation velocities, while response initiation, execution and geometry variables were nearly all affected by age, only response geometry variables were affected by postural perturbation. Nevertheless, the perturbation threshold lines formed by the four postural perturbations declined with age; efficiently separated falls (70-80%) from recoveries (67-74%), regardless of the postural perturbation; and were similar to the ones obtained previously using lean releases (with and without waist pulls), waist pulls (while walking) and surface translations in younger and older adults. The perturbation threshold line method has now been experimentally established for three of the five different types of postural perturbations as well as two combinations, thus providing further evidence that the choice of postural perturbation does not affect the threshold of balance recovery.

3.3 Introduction

At the threshold of balance recovery, where balance recovery and avoiding a fall is not always possible, five different types of large postural perturbations have been used in the laboratory to make people fall (Table 1.1): lean releases [1-9], waist pulls [7,8], surface translations [2,9-13], trips [14-17] and slips [12,18,19]. While a few of these studies have compared responses between younger (18-44yrs) and older (62-86yrs) adults [1,4-7,16], only Carbonneau and Smeesters [6] also included middle-aged (46-64yrs) adults. However, all these studies agree that the ability to recover balance and avoid a fall decreases with age, whether the threshold of balance recovery is measured as the maximum initial lean angle (θ_o) for lean releases [1,4-7],

the maximum waist pull force for lean releases with waist pulls ($\theta_o \neq 0$) or waist pulls while walking ($\omega_o \neq 0$) [7] or simply the number of fallers versus non-fallers for trips [16]. Furthermore, while a few of these studies have looked at sideways (θ_{RT} and ω_{RT} not reported in Table 1.1) [6,10,13] and backward ($\theta_{RT} < 0$, $\omega_{RT} < 0$) [6,10-12,18,19] postural perturbations, most studies have focused on forward ($\theta_{RT} > 0$, $\omega_{RT} > 0$) [1-10,14-17] postural perturbations.

Although the same response initiation, execution and geometry variables are often measured, comparisons between studies and generalizations about balance recovery abilities across postural perturbations are difficult, even when they are in the same direction, because postural perturbation amplitudes differ (ex: initial lean angle, waist pull force, surface translation velocity). In fact, only a handful of experimental studies have attempted to compare results from different postural perturbations:

- Owings *et al.* [2] found that balance recoveries from large forward lean releases, surface translations and trips while walking (via Pavol *et al.* [15]) in older adults were not strongly related if at all. However, Owings *et al.* [20] later reported that falls from surface translations mimicked those from trips while walking.
- Troy and Grabiner [12] found that several performance measures were significantly different between large backward surface translations while walking and slips while walking in younger adults and that 40% of those measures distinguished falls from recoveries.
- Mansfield and Maki [21] found that both direction (forward, sideways versus backward) and age (younger versus older adults) had similar effects on balance recoveries from medium waist pulls and surface translations, but the size of the effects were different due to postural perturbation amplitude differences.

Table 3.1: Synthesis of experimental studies at the threshold of balance recovery as a function of postural perturbation and age

	References	Age	θ_o (deg)	ω_o (deg/s)	Postural perturbation	RT (ms)	θ_{RT} (deg)	ω_{RT} (deg/s)
Lean release	Wojcik <i>et al.</i> (1999) ^{YA,OA/F} Owings <i>et al.</i> (2000) ^{OA/F} Grabiner <i>et al.</i> (2005) ^{OA/F} Madigan and Lloyd (2005) ^{YA,OA/F} Hsiao-Wecksler and Robinovitch (2007) ^{YA,OA/F} Carbonneau and Smeesters (2014) ^{YA,MA,OA/FBS} Moglo and Smeesters (2006, 2014) ^{YA,OA/F} Thiaux <i>et al.</i> (2014) ^{YA/F}	YA	26-32	0	Gravity	62-95	30-33	32-33
		MA	18	0		83	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
		OA	13-20	0		70-91	22	27
Waist pull	Moglo and Smeesters (2006, 2014) ^{YA,OA/F}	YA	22-24	0	Waist pull force = 604-426N (duration = 68ms)	82-84	25-28	64-56
		OA	14-16	0	Waist pull force = 563-373N (duration = 55ms)	86-96	17-19	59-50
		YA	0	119-137	Waist pull force = 505-395N (duration = 54ms)	74-75	6-6	137-143
		OA	0	91-107	Waist pull force = 516-406N (duration = 50ms)	76-76	3-4	116-121
Surface translation	Hsiao and Robinovitch (1998) ^{YA/FBS} Owings <i>et al.</i> (2000) ^{OA/F} Feldman and Robinovitch (2007) ^{YA/S} Thiaux <i>et al.</i> (2014) ^{YA/F}	YA	0	0	2.2 < Velocity < 2.3m/s 25 < Acceleration < 30m/s ² 0.7 < Displacement < 1.15m	99	5	156
		OA	0	0	Velocity = 0 to 0.9m/s (duration = 150ms)	unknown	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
	Pavol <i>et al.</i> (2004) ^{YA/B}	YA	0	25.2	Displacement = 0.29m Coefficient of friction = 0.02	unknown	$\theta_{RT} < 0$	$\omega_{RT} < 0$
	Troy and Grabiner (2006) ^{YA/B}	YA	0	143	Displacement = 0.62m Coefficient of friction unknown	190	$\theta_{RT} < 0$	$\omega_{RT} < 0$
Trip	Smeesters <i>et al.</i> (2001) ^{YA/F} Pavol <i>et al.</i> (2002) ^{OA/F} Pijnappels <i>et al.</i> (2005) ^{YA,OA/F} Marone <i>et al.</i> (2011) ^{OA/F}	YA	0	61-104	Restrain the foot for 681ms or as below	60-80	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
		OA	0	79-101	5.1 < Height < 15cm (duration unknown)	60-80	$\theta_{RT} > 0$	$\omega_{RT} > 0$
Slip	Brady <i>et al.</i> (2000) ^{YA/B} Cham and Redfern (2001) ^{YA/B} Troy and Grabiner (2006) ^{YA/B}	YA	0	91-106	0.62 < Displacement < 0.90 m 0.12 < Coefficient of friction < 1.41	120-150	$\theta_{RT} < 0$	$\omega_{RT} < 0$

Note: YA: Younger Adult, MA: Middle-aged Adult, OA: Older Adult. θ_o and ω_o = initial angular position and velocity. θ_{RT} and ω_{RT} = angular position and velocity at reaction time (RT). Ranges of values for each variable were obtained from the various references cited, but not all these variables were presented in all references. Certain references also include sideways (S) and backward (B) losses of balance, but only values for forward (F) losses of balance are reported here.

- Moglo and Smeesters [7,8] compared large forward lean releases, lean releases with waist pulls and waist pulls while walking at the threshold of balance recovery in both younger and older adults. At the maximum initial lean angles for lean releases with or without waist pulls and maximum waist pull forces for waist pulls while walking, they showed that the angular positions and velocities at the end of reaction time formed a perturbation threshold line (Figure 3.1) which efficiently separated falls from recoveries, regardless of the postural perturbation. Moglo and Smeesters [7] also showed that the perturbation threshold line declines with age, shifting down and to the left.
- Thiaux *et al.* [9] compared large forward lean releases and surface translations at the threshold of balance recovery in younger adults. At the maximum initial lean angles for lean releases and maximum surface translation velocities for surface translations, they obtained a perturbation threshold line that was very similar to the one for younger adults by Moglo and Smeesters [8] (Figure 3.1).

The perturbation threshold line method, to compare results from different postural perturbations or combinations of postural perturbations, thus demonstrates that the choice of postural perturbation does not appear to affect the threshold of balance recovery.

In an effort to pursue the work by Moglo and Smeesters [7,8] and Thiaux *et al.* [9] on the perturbation threshold line method, we tested the hypothesis that similar perturbation threshold lines would also hold for forward lean releases, lean releases with surface translations and surface translations at the threshold of balance recovery in younger (20-44yrs), middle-aged (45-64yrs) and older (65-84yrs) adults. To do so we determined the maximum forward initial lean angle, for 3 backward surface translation velocities (zero, slow and fast), and the maximum backward surface translation velocity from which participants could be suddenly released and/or pulled, respectively, and still recover balance using a single step.

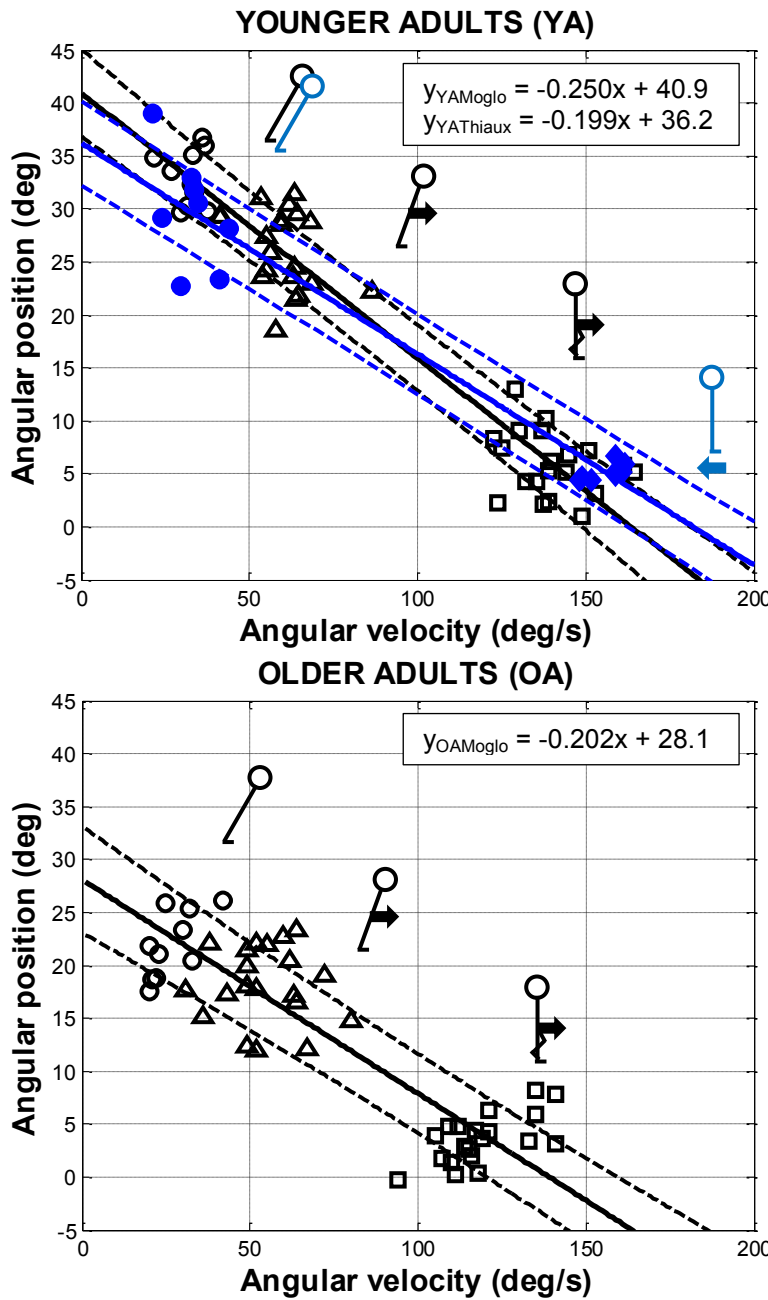


Figure 3.1: The perturbation threshold lines from Moglo and Smeesters (2006, 2014) for lean releases, lean releases with waist pulls and waist pulls while walking (black lines and empty symbols) for younger (top graph, pseudoR²=0.946) and older (bottom graph, pseudoR²=0.874) adults, as well as from Thiaux et al. (2014) for lean releases and surface translations (blue lines and filled symbols) for younger adults (top graph, r²=0.928)

The angular positions and velocities at the end of reaction time for the successful threshold trials at the maximum initial lean angle (circles), maximum initial lean angle with waist pull (triangles), maximum waist pull force while walking (squares) and maximum surface translation velocity (diamonds) formed the perturbation threshold lines (thick solid and thin dashed lines: mean \pm standard deviation), separating falls from recoveries. Indeed, although they are not shown here, YA=78-78% and OA=67% of the successful trials before or at the threshold of balance recovery were below the perturbation threshold line, while YA=90-82% and OA=68% of the failed trials after the threshold of balance recovery were above the perturbation threshold line. Adapted with permission from Moglo and Smeesters (2006, 2014) and Thiaux *et al.* (2014).

3.4 Methods

3.4.1 Participants

Balance recoveries from lean releases, lean releases with surface translations and surface translations were performed by 26 healthy adults ranging in age between 20 and 84yrs, with 2 participants (1 man, 1 woman) for each 5 years of age: 10 younger adults (YA: mean \pm SD=32.1 \pm 8.0yrs, range=21-44yrs; 1.71 \pm 0.08m; 72.9 \pm 11.7kg), 8 middle-aged adults (MA: 55.5 \pm 6.9yrs, range=45-64yrs; 1.69 \pm 0.11m; 67.9 \pm 11.1kg), and 8 older adults (OA: 74.8 \pm 5.3yrs, range=68-83yrs; 1.70 \pm 0.10m; 73.8 \pm 11.7kg). Informed consent was obtained as required by our Institutional Ethics Committee. The Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q) [22] was used to exclude participants with neurological, cognitive, cardiac and musculoskeletal problems. For all participants over 70yrs, the absence of such problems was confirmed by a clinical evaluation supervised by a physical therapist. Finally, all participants over 60yrs and post-menopausal women also underwent a bone mineral density test to rule out osteoporosis.

3.4.2 Experimental procedure

All postural perturbations were conducted using a safety harness attached to an overhead rail by a cable, whose length was adjusted so that their fingertips brushed against the ground. All participants wore fitted shorts, a sleeveless t-shirt and sneakers. 10min rest periods were used between postural perturbation to reduce fatigue and the order was counterbalanced over all participants by gender to balance out any learning effect.

For lean releases [9] with or without surface translations (Figure 3.2), we determined the maximum forward initial lean angle from which each participant could be suddenly released and still recover balance using a single step for 3 backward surface translation velocities (zero, slow and fast). Participants were initially leaned forward from standing using a cable attached to a pelvic belt. After a random delay, the lean cable was suddenly released resulting in a forward loss of balance from which participants had to recover using a single step. For trials with surface translations, the rubber sheet was simultaneously ($\Delta t_{\text{lean-translation}}=1\pm 5\text{ms}$, Table 3.4) pulled backward at either a slow or fast surface translation velocity dependent on

age group (Table 3.2), as described below. The amplitude of this perturbation, the initial lean angle, was controlled by adjusting the length of the lean cable. It started at 5deg, was increased in 5deg and ultimately 2.5deg increments after each successful trial for each surface translation velocity, until participants failed to recover balance twice at a given initial lean angle. The threshold of balance recovery for lean releases with or without surface translations was thus the last successful trial at the maximum recoverable initial lean angle.

Table 3.2: Postural perturbation parameters as a function of age group

Age	Variable	Lean release	Lean release with SLOW surface translation	Lean release with FAST surface translation	Surface translation
Younger adults (N _{YA} =10)	θ_o (deg)	θ_{max}	θ_{max}	θ_{max}	0
	V (m/s)	0.0	1.0	1.5	V_{max}
Middle-aged adults (N _{MA} =8)	θ_o (deg)	θ_{max}	θ_{max}	θ_{max}	0
	V (m/s)	0.0	0.7	1.0	V_{max}
Older adults (N _{OA} =9)	θ_o (deg)	θ_{max}	θ_{max}	θ_{max}	0
	V (m/s)	0.0	0.5	0.7	V_{max}

θ_o : Initial lean angle, θ_{max} : Maximum lean angle.

V : Surface translation velocity, V_{max} : Maximum translation velocity.

For surface translations (Figure 3.2, [9]), we determined the maximum backward surface translation velocity from which each participant could be suddenly pulled and still recover balance using a single step. Participants initially stood on a rubber sheet. After a random delay, the rubber sheet was suddenly pulled backward by a linear motor (T4D 410-8, Parker Hannifin Corporation, Rohnert Park CA)² resulting in a forward loss of balance from which participants had to recover using a single step. The amplitude of this perturbation, the surface translation velocity, was controlled by adjusting the velocity of the linear motor while keeping its displacement and acceleration constant at 700mm and 25m/s², respectively. It started at 1.5m/s, 1.0m/s or 0.7m/s for younger, middle-aged and older adults, was increased in 0.2m/s and ultimately 0.1m/s increments after each successful trial, until participants failed to recover balance twice at a given surface translation velocity. The threshold of balance recovery for surface translations was thus the last successful trial at the maximum recoverable surface translation velocity.

² The linear motor was equipped with two shock absorbers (MC3325-1S, Ace Controls Inc., Farmington Hills MI) at one end to decelerate the moving carriage assembly in case its displacement exceeds its total travel (Figure 3.9).

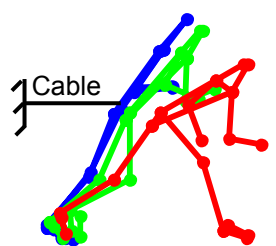
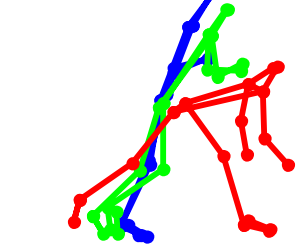
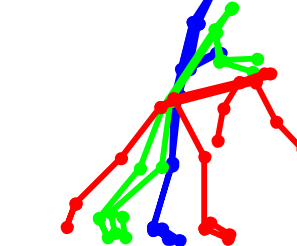
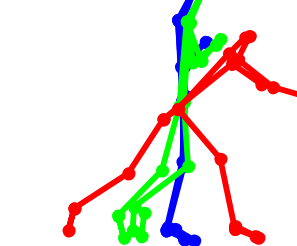
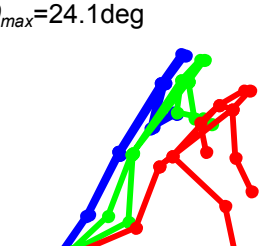
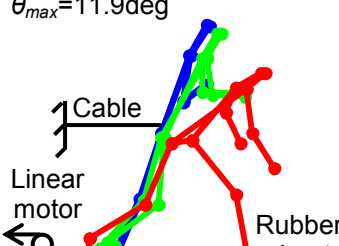
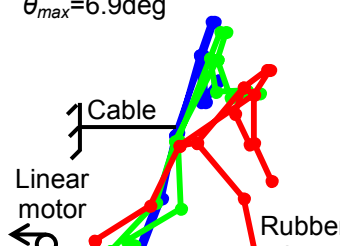
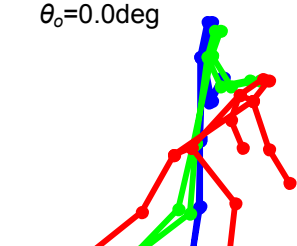
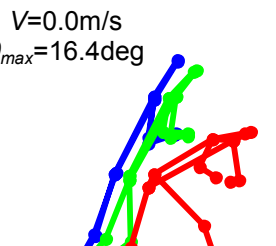
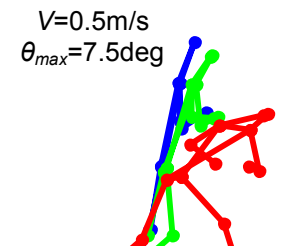
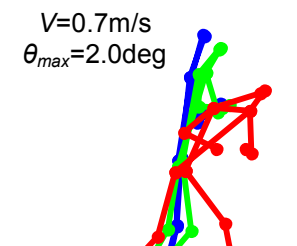
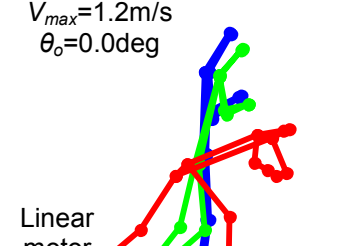
	Lean release	Lean release with SLOW surface translation	Lean release with FAST surface translation	Surface translation
Younger adults (YA)	<p>$V=0.0\text{m/s}$ $\theta_{max}=28.5\text{deg}$</p> 	<p>$V=1.0\text{m/s}$ $\theta_{max}=14.5\text{deg}$</p> 	<p>$V=1.5\text{m/s}$ $\theta_{max}=8.3\text{deg}$</p> 	<p>$V_{max}=2.6\text{m/s}$ $\theta_o=0.0\text{deg}$</p> 
Middle-aged adults (MA)	<p>$V=0.0\text{m/s}$ $\theta_{max}=24.1\text{deg}$</p> 	<p>$V=0.7\text{m/s}$ $\theta_{max}=11.9\text{deg}$</p> 	<p>$V=1.0\text{m/s}$ $\theta_{max}=6.9\text{deg}$</p> 	<p>$V_{max}=2.0\text{m/s}$ $\theta_o=0.0\text{deg}$</p> 
Older adults (OA)	<p>$V=0.0\text{m/s}$ $\theta_{max}=16.4\text{deg}$</p> 	<p>$V=0.5\text{m/s}$ $\theta_{max}=7.5\text{deg}$</p> 	<p>$V=0.7\text{m/s}$ $\theta_{max}=2.0\text{deg}$</p> 	<p>$V_{max}=1.2\text{m/s}$ $\theta_o=0.0\text{deg}$</p> 

Figure 3.2: Experimental setup and typical sagittal plane diagrams of the marker positions for a younger, a middle-aged and an older adults, at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angles (θ_{max}), maximum initial lean angles with slow and fast surface translations and maximum surface translation velocities (V_{max})

For each postural perturbation and age group, positions are shown at onset of perturbation (blue), toe off (green) and heel strike (red). Illustrated markers are the right and left medial aspects of the 1st metatarsal and malleolus as well as the right and left lateral aspects of the 5th metatarsal, malleolus, femoral epicondyle, greater trochanter, acromion, temple, elbow and wrist. The right and left lateral aspects of the mid-calf and mid-thigh are not shown.

For all postural perturbations, balance recovery was successful if participants used no more than one step and supported less than 20% of their body weight in the safety harness [23].

3.4.3 Measuring instruments and variables

Kinematic data (Figure 3.2), consisting of the three-dimensional positions of 24 markers on the participant and 2 markers on the rubber sheet, were recorded by 4 optoelectronic position sensors (Optotrak, NDI, Waterloo ON) at 100Hz. Kinetic data (Figure 3.3), consisting of ground reaction forces under the stepping foot, lean cable load and safety harness cable load, were recorded by 4 force platforms (OR6-7, AMTI, Newton MA), a one-degree of freedom load cell (FD-2, AMTI, Newton MA) and a six-degrees of freedom load cell (MC3A, AMTI, Newton MA), respectively, at 1000Hz. Both data were processed using Matlab (Mathworks, Natick MA). Missing marker positions were spline interpolated. Kinematic and kinetic data were then filtered using a zero-phase-shift 4th order Butterworth filter at cutoff frequencies determined by residual analysis of 14Hz and 50Hz, respectively. Finally, velocities and accelerations were obtained from positions by first and second order centered finite differences on two and three points, respectively.

For all postural perturbations, as done by Thiaux *et al.* [9] the main variables were the angular position (θ) and velocity (ω). The angular position was measured as the sagittal plane angle between the vertical and the line connecting the midpoints of the two lateral malleoli and the two greater trochanters. At the onset of perturbation (OP), the angular position was the initial lean angle (θ_o) and, more importantly, the maximum initial lean angle (θ_{max}) for lean releases with or without surface translations at the threshold of balance recovery. For surface translations, the anterior-posterior velocity of the markers on the rubber sheet (V) was also measured (Figure 3.3) and, more importantly, the maximum surface translation velocity (V_{max}) at the threshold of balance recovery.

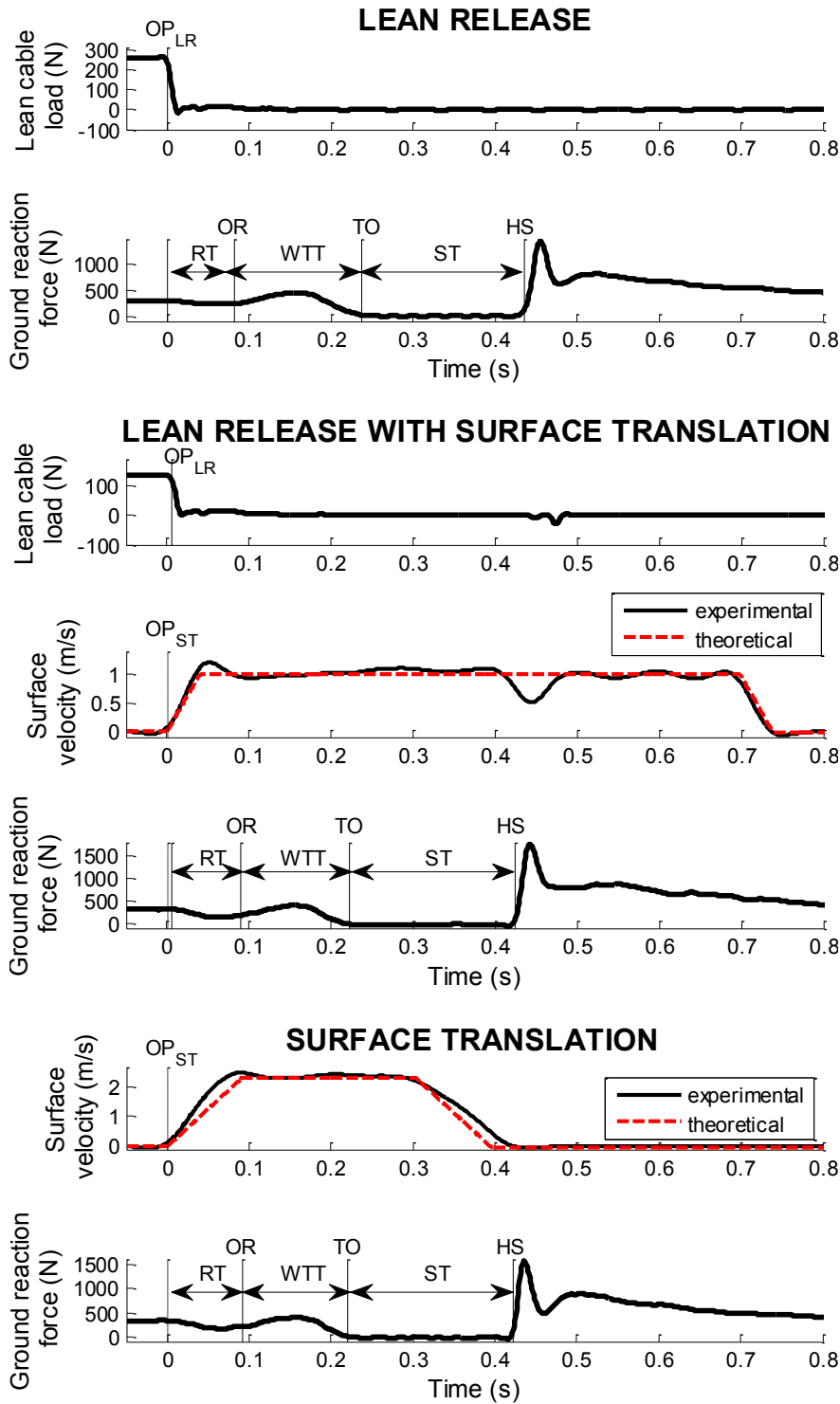


Figure 3.3: Typical time histories for lean releases (top two graphs), lean releases with surface translations (middle three graphs) and surface translations (bottom two graphs) at the threshold of balance recovery, i.e., at the maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with surface translation and maximum surface translation velocity, respectively

For each postural perturbation, lean cable load and/or surface translation velocity as well as vertical ground reaction force are shown. Also shown are reaction time (RT) from onset of perturbation for lean release (OP_{LR}) or surface translation (OP_{ST}) to onset of response (OR), weight transfer time (WTT) from OR to toe off (TO), and step time (ST) from TO to heel strike (HS). For surface translations, note that the experimental surface translation velocity, as measured by the markers on the rubber sheet, was a very good match to the theoretical surface translation velocity programmed into the linear motor, despite the 5% strain (35mm stretch / 700mm surface translation) experienced by the rubber sheet. Note also the slight decrease in surface translation velocity at heel strike when surface translation ends after heel strike, i.e., during postural perturbations with slower surface translation velocities.

Response initiation was measured by reaction time (*RT*), the time difference between onset of response (*OR*) and onset of perturbation (Figure 3.3, [9]). Onset of perturbation occurred when the lean cable load started decreasing or the surface translation velocity started increasing, whichever came first. Onset of response occurred when the vertical ground reaction force started increasing (at inflection point).

Response execution was measured by three variables (Figure 3.3, [6,9]). Weight transfer time (*WTT*) was the time difference between toe off (*TO*) and onset of response. Step time (*ST*) was the time difference between heel strike (*HS*) and toe off. Step velocity (*SV*) was step length (*SL*) divided by step time. Finally, toe off and heel strike occurred when the vertical ground reaction force became zero and non-zero respectively.

Finally, response geometry was measured by four variables. Step length was the anterior-posterior displacement of the lateral malleolus of the stepping foot from toe off to heel strike [9]. The stepping angle (α_c), modified lean angle (β_c) and the angular ratio ($AR=\alpha_c/\beta_c$) at heel strike were also calculated [24]. The sagittal plane angle formed by the lateral metatarsal of the stance foot, the midpoints of the two greater trochanters and the lateral malleolus of the stepping foot at heel strike defined the stepping angle. The sagittal plane angle between the vertical and the line connecting the lateral metatarsal of the stance foot and the midpoints of the two greater trochanters at heel strike defined the modified lean angle.

3.4.4 Data analysis

Data were analysed using SPSS (SPSS Inc., Chicago IL) and $p \leq 0.05$ were significant. For all kinematic variables at the maximum lean angles or translation velocities, two-way analyses of variance with repeated measures were used to determine the overall effects of age, postural perturbation and their interaction. For each postural perturbation, the effect of age on the maximum lean angle and translation velocity was also more finely investigated using one-way analyses of variance. Post-hoc t-tests with a Bonferroni correction were used for all pairwise comparisons. Finally, for each age group, an unconditional growth linear regression model was used to establish the relationship between the angular positions and velocities at the end of reaction time for trials at the threshold of balance recovery.

3.5 Results

3.5.1 Maximum lean angles

Considering lean releases with zero, slow and fast surface translations, both age ($p=0.009$) and postural perturbation ($p<0.001$) had significant overall effects on the maximum lean angle (Table 3.3). Across postural perturbations, maximum lean angles decreased with increasing age by 8.3deg for younger ($17.2\pm 8.8\text{deg}$) vs older ($8.9\pm 8.8\text{deg}$) adults. In particular, the maximum lean angles decreased with increasing age (Figure 3.4) for lean releases ($p<0.001$, with $p_{YA-MA}=0.288$, $p_{YA-OA}<0.001$ and $p_{MA-OA}=0.035$) and lean releases with slow surface translations ($p=0.031$, with $p_{YA-MA}=0.905$, $p_{YA-OA}=0.028$ and $p_{MA-OA}=0.311$), but not lean releases with fast surface translations ($p=0.123$). Nevertheless, post-hoc comparisons between age groups pulled at equal surface translation velocities were significant: $p_{YA-MA}(V=1.0\text{m/s})=0.008$ and $p_{MA-OA}(V=0.7\text{m/s})=0.011$. Across age groups, maximum lean angles for lean releases ($22.9\pm 5.6\text{deg}$) were 11.6 and 17.0deg greater than for lean releases with slow ($11.3\pm 5.4\text{deg}$) and fast ($5.9\pm 5.2\text{deg}$) surface translations, and lean releases with slow surface translations were 5.4deg greater than for fast surface translations. Finally, age and postural perturbation also had a significant interaction for maximum lean angles ($p<0.001$), with greater postural perturbation differences for younger compared to middle-aged compared to older adults.

3.5.2 Maximum translation velocities

Considering surface translations, age ($p<0.001$) had a significant overall effect on the maximum translation velocity (Table 3.3). Maximum translation velocities decreased with increasing age by 0.65, 1.39 and 0.74m/s for younger ($2.61\pm 0.49\text{m/s}$) vs middle-aged ($1.96\pm 0.41\text{m/s}$), younger vs older ($1.23\pm 0.47\text{m/s}$), and middle-aged vs older adults, respectively.

Table 3.3: Effects of age and postural perturbation on the kinematic variables at the maximum lean angles or maximum translation velocities (mean \pm standard deviation)

Postural perturbation	Age	Maximum lean angle (deg)	Maximum translation velocity (m/s)	Reaction time (ms)	Weight transfer time (ms)	Step time (ms)	Step velocity (m/s)	Step length (mm)	Step angle (deg)	Modified lean angle (deg)	Angular ratio
		θ_{max}	V_{max}	RT	WTT	ST	SV	SL	α_c	β_c	$AR=\alpha_c/\beta_c$
Lean release	YA	28.6 \pm 4.5		90 \pm 5	127 \pm 21	207 \pm 24	4.96 \pm 0.57	1019 \pm 76	72.9 \pm 4.4	42.7 \pm 3.0	1.71 \pm 0.07
	MA	24.0 \pm 5.8		93 \pm 8	150 \pm 21	218 \pm 52	4.20 \pm 0.92	887 \pm 170	64.6 \pm 10.3	38.2 \pm 5.9	1.70 \pm 0.11
	OA	16.3 \pm 6.6		97 \pm 5	179 \pm 29	223 \pm 35	3.28 \pm 1.08	723 \pm 237	51.4 \pm 18.8	29.9 \pm 11.2	1.74 \pm 0.11
Lean release with SLOW surface translation	YA	14.7 \pm 4.4		88 \pm 7	133 \pm 14	235 \pm 60	4.57 \pm 0.90	1038 \pm 118	69.3 \pm 6.8	41.4 \pm 3.0	1.67 \pm 0.07
	MA	11.9 \pm 6.1		95 \pm 6	142 \pm 19	235 \pm 37	4.01 \pm 0.84	919 \pm 102	62.1 \pm 5.5	36.4 \pm 4.3	1.71 \pm 0.09
	OA	7.4 \pm 5.8		99 \pm 4	172 \pm 36	227 \pm 27	3.18 \pm 0.95	675 \pm 281	55.8 \pm 12.4	31.9 \pm 6.0	1.74 \pm 0.09
Lean release with FAST surface translation	YA	8.2 \pm 5.9		87 \pm 6	126 \pm 34	204 \pm 15	4.61 \pm 0.54	936 \pm 108	60.9 \pm 8.8	39.1 \pm 4.1	1.56 \pm 0.10
	MA	6.6 \pm 5.3		94 \pm 7	142 \pm 16	230 \pm 30	4.07 \pm 0.69	920 \pm 91	62.9 \pm 6.5	37.9 \pm 5.3	1.67 \pm 0.11
	OA	3.0 \pm 3.9		101 \pm 4	183 \pm 36	242 \pm 31	2.89 \pm 0.83	708 \pm 259	52.5 \pm 16.6	29.7 \pm 8.1	1.76 \pm 0.17
Surface translation	YA		2.61 \pm 0.49	87 \pm 5	122 \pm 15	198 \pm 21	4.18 \pm 0.34	827 \pm 102	56.1 \pm 7.5	38.5 \pm 1.7	1.46 \pm 0.17
	MA		1.96 \pm 0.41	91 \pm 6	141 \pm 22	207 \pm 22	4.00 \pm 0.37	823 \pm 51	56.9 \pm 4.8	38.4 \pm 3.4	1.49 \pm 0.15
	OA		1.23 \pm 0.47	101 \pm 4	169 \pm 49	218 \pm 36	3.38 \pm 0.92	733 \pm 220	49.7 \pm 16.5	30.8 \pm 10.3	1.65 \pm 0.22
P_{Age}		0.009	<0.001	<0.001	<0.001	0.385	<0.001	0.007	0.103	0.010	0.129
$P_{Age \times Perturbation}$		<0.001		0.313	0.275	0.344	0.115	<0.001	0.013	0.009	0.136
$P_{Perturbation}$		<0.001		0.886	0.479	0.057	0.123	<0.001	<0.001	0.008	<0.001
Age difference	YA-MA		0.65	-5							
	YA-OA	8.3	1.39	-11	-49		1.40	245		7.5	
	MA-OA		0.74	-6	-32		0.89				
Perturbation difference	LR-LRSST	11.6									
	LR-LRFST	17.0							6.3	2.9	
	LR-ST							82	8.6		0.19
	LRSST-LRFST	5.4									
	LRSST-ST							83	5.6		0.20
	LRFST-ST										0.16

LR: Lean Release, LRSST: Lean Release with SLOW Surface Translation, LRFST: Lean Release with FAST Surface Translation, ST: Surface translation.

YA: Younger Adult (N=10), MA: Middle-aged Adult (N=8), OA: Older Adult (N=8).

Significant p-values ($p \leq 0.05$) are **bolded**. Mean difference of significant ($p \leq 0.05$) pairwise comparisons between ages and perturbations are shown.

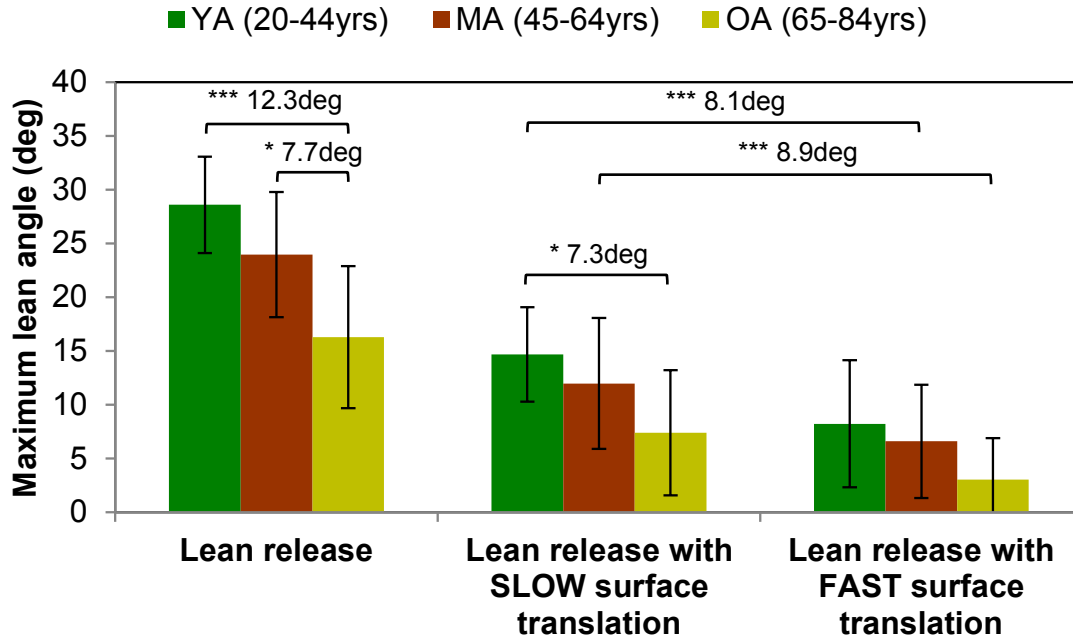


Figure 3.4: The maximum lean angles (mean±standard deviation) decreased with increasing age for lean releases ($p<0.001$) and lean releases with slow surface translations ($p=0.031$) but not lean releases with fast surface translations ($p=0.123$)

Mean difference of significant pairwise comparisons between age groups are shown: * $p\leq 0.05$, ** $p\leq 0.01$, *** $p\leq 0.001$. In particular, note that the two additional post-hoc comparisons between age groups pulled at equal surface translation velocities (1.0 and 0.7m/s) were significant. YA: Younger Adult, MA: Middle-aged Adult, OA: Older Adult.

3.5.3 Response initiation, execution and geometry

At the maximum lean angles or translation velocities, age had a significant overall effect on all response initiation, execution and geometry variables (Table 3.3), except for step time, step angle and angular ratio. Across postural perturbations, reaction time was 5-11ms longer ($p<0.001$), weight transfer time was 32-49ms longer ($p<0.001$), step velocity was 0.89-1.40m/s slower ($p<0.001$), step length was 245mm smaller ($p=0.007$) and modified lean angle was 7.5deg smaller ($p=0.010$) with increasing age (see Table 3.3 for significant post-hoc comparisons).

Conversely, postural perturbation only had a significant overall effect on response geometry variables (Table 3.3). Across age groups, step length was 82 and 83mm shorter for surface translations compared to lean releases and lean releases with slow surface translations, respectively ($p<0.001$). Step angle was 6.3 and 8.6deg greater for lean releases compared to

lean releases with fast surface translations and surface translations, respectively, and also 5.6deg greater for lean releases with slow surface translations compared to surface translations ($p<0.001$). Modified lean angle was 2.9deg greater for lean releases compared to lean releases with fast surface translations ($p=0.008$). Angular ratio was 0.19, 0.20 and 0.16 smaller for surface translations compared to lean releases, lean releases with slow surface translations and lean releases with fast surface translations ($p<0.001$). However, age and postural perturbation had a significant interaction (Table 3.3) for step length ($p<0.001$), step angle ($p=0.013$) and modified lean angle ($p=0.009$).

3.5.4 Perturbation threshold line

For each age group, the angular positions and velocities at the end of reaction time for trials at the threshold of balance recovery, at the maximum lean angles or translation velocities for each of the four postural perturbations, formed a perturbation threshold line (Figure 3.5), which declined with age, shifting down and to the left (Figure 3.6). These perturbation threshold lines efficiently separated falls from recoveries, regardless of the postural perturbation (Figure 3.7). Indeed, 74%, 73% and 67% of the angular position and velocity points at the end of reaction time for successful trials, before or at the threshold of balance recovery, were below the perturbation threshold line for younger, middle-aged and older adults, respectively. Furthermore, 76%, 70% and 80% of the angular position and velocity points at the end of reaction time for failed trials, after the threshold of balance recovery, were above the perturbation threshold line for younger, middle-aged and older adults, respectively. In fact, for each age group, as the initial lean angle or surface translation velocity increased, the angular position and velocity points at the end of reaction time got closer to the perturbation threshold line.

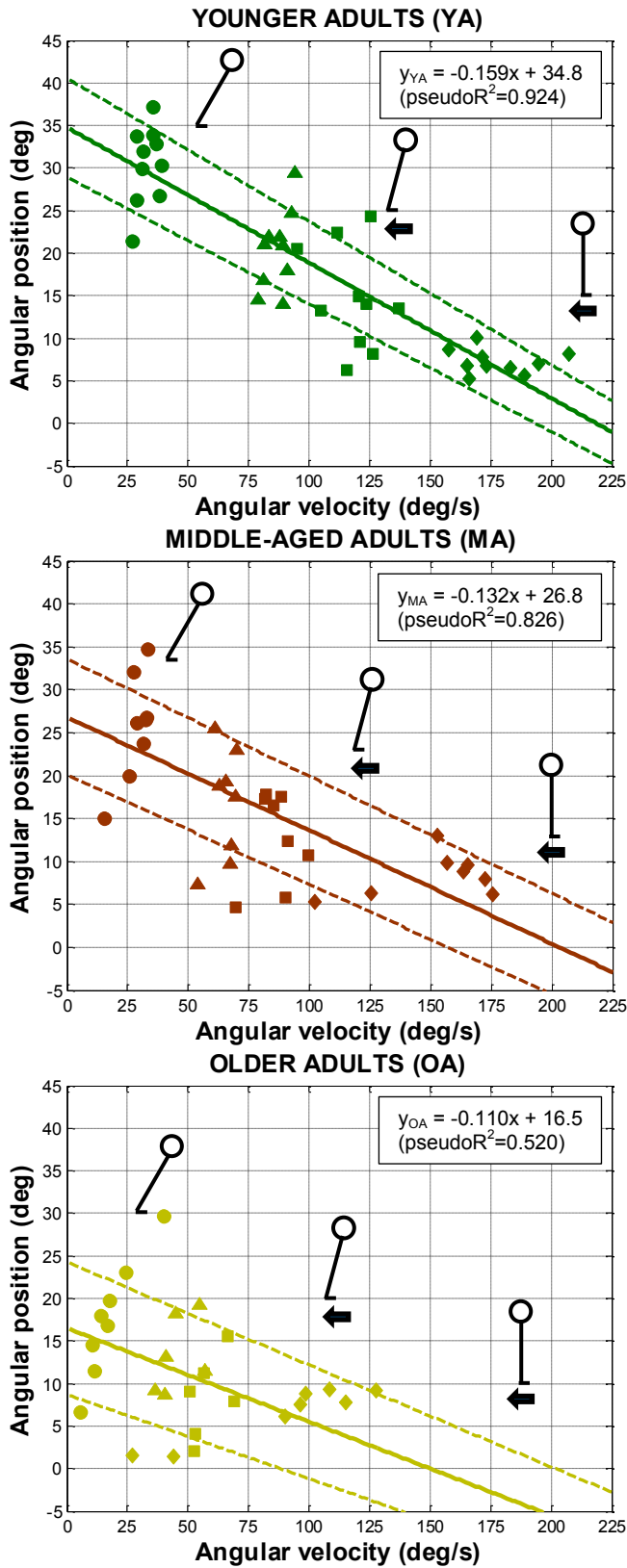


Figure 3.5: The perturbation threshold lines for lean releases with slow and fast surface translations and surface translations trials at the threshold of balance recovery for younger (top), middle-aged (middle) and older (bottom) adults

The perturbation threshold lines (solid and dashed lines) were formed by the angular positions and velocities at the end of reaction time for the threshold trials at the maximum initial lean angle (circles), maximum initial lean angle with slow surface translation (triangles), maximum initial lean angle with fast surface translation (squares) and maximum surface translation velocity (diamonds).

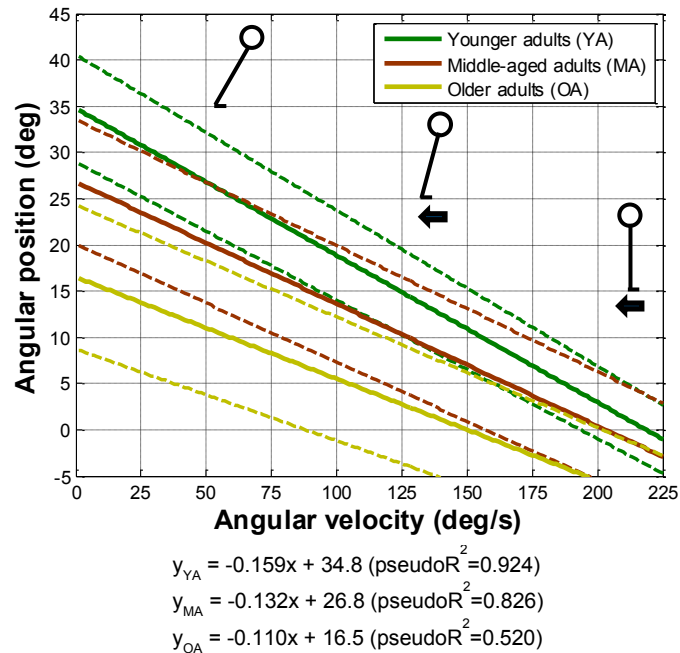


Figure 3.6: The perturbation threshold lines (solid and dashed lines: mean \pm standard deviation) from Figure 3.5 declined with age, shifting down and to the left, from younger to middle-aged to older (bottom) adults

3.6 Discussion

Results showed that the maximum lean angle for lean releases with or without surface translations ($p=0.009$), as well as the maximum translation velocity for surface translations ($p<0.001$) decreased with increasing age (Table 3.3 and Figure 3.4). The maximum lean angle also decreased with increasing surface translation velocity ($p<0.001$). At the maximum lean angles or translation velocities, while response initiation, execution and geometry variables were nearly all affected by age ($p\leq 0.010$), only response geometry variables were affected by postural perturbation ($p\leq 0.008$). Finally, the perturbation threshold lines formed by the four postural perturbations (lean releases, lean releases with slow and fast surface translations and surface translations) declined with age, shifting down and to the left (Figure 3.5 and Figure 3.6), as well as efficiently separated falls from recoveries, regardless of the postural perturbation (Figure 3.7).

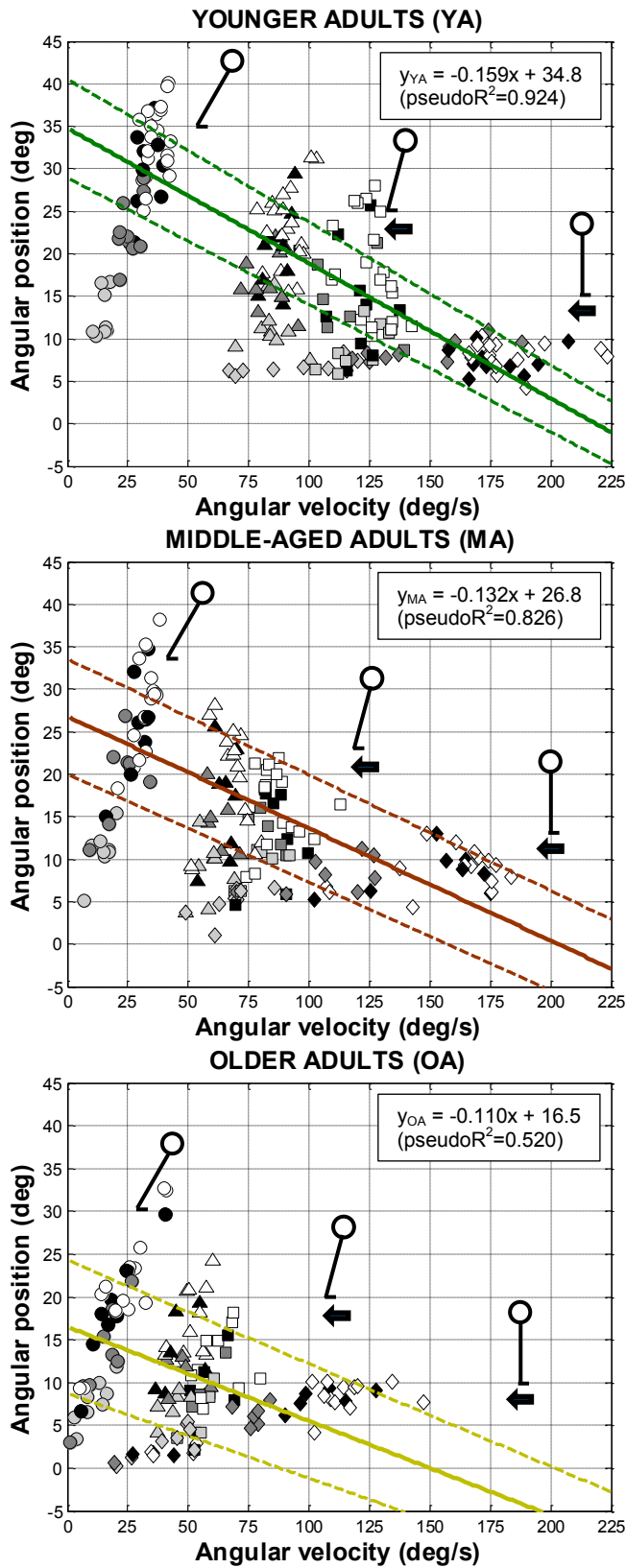


Figure 3.7: The perturbation threshold lines for lean releases (circles), lean releases with slow (triangles) and fast (squares) surface translations and surface translations (diamonds) from Figure 3.5 efficiently separate falls from recoveries for younger (top), middle-aged (middle) and older (bottom) adults

For each age group, the perturbation threshold lines (solid and dashed lines: mean \pm standard deviation) were obtained from the successful maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with slow surface translation, maximum initial lean angle with fast surface translation and maximum surface translation velocity trials (filled black symbols). As the initial lean angle or surface translation velocity increased, the angular position and velocity points at the end of reaction time got closer to the perturbation threshold line (see filled light gray (YA~37%, MA~38%, OA~47% of maximum trial) vs dark gray (YA~74%, MA~75%, OA~70% of maximum trial) symbols). Moreover, 74%, 73% and 67% of the angular position and velocity points at the end of reaction time for successful trials, before or at the threshold of balance recovery, were below the perturbation threshold line for younger, middle-aged and older adults, respectively (filled gray symbols). Similarly, 76%, 70% and 80% of the angular position and velocity points at the end of reaction time for failed trials, after the threshold of balance recovery, were above the perturbation threshold line for younger, middle-aged and older adults, respectively (empty black symbols: YA~117%, MA~119%, OA~125% of maximum trial).

While the maximum forward initial lean angles for younger [1,4-6,8,9], middle-aged [6] and older [1-7] adults were comparable to those obtained by other studies for lean releases (Table 1.1), this is the first determination of the maximum forward initial lean angles for lean releases with surface translations in any age group. In fact, although our participants had slightly better maximum lean angles for lean releases than Carbonneau and Smeesters [6], they showed a similar exponential decrease of the maximum lean angles with increasing age (Figure 3.8).

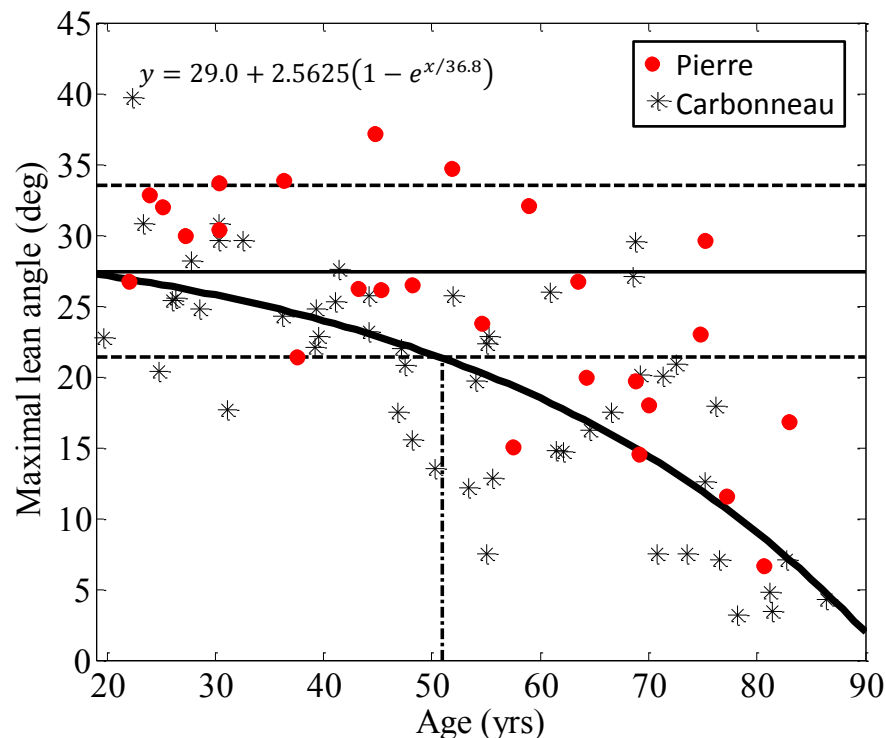


Figure 3.8: Exponential decrease of the maximum lean angles with increasing age from the 52 participants from Carbonneau and Smeesters (2014) and the 26 participants from this study

Exponential regression curve (thick solid line) from Carbonneau and Smeesters (2014), showing that the maximum forward lean angles decreased below one standard deviation (horizontal dashed lines) of the mean (thin solid line) value of younger adults 18yrs of age at the critical ages of 51.0yrs (vertical dashed-dotted line). Note that our participants (red circles) had slightly better maximum lean angles than Carbonneau and Smeesters (2014, black stars). Adapted with permission from Carbonneau and Smeesters (2014).

While the maximum backward surface translation velocities for younger adults were comparable to those obtained by Thiaux *et al.* [9], this is the first determination of the maximum backward surface translation velocities for middle-aged and older adults. Indeed,

our result for the maximum translation velocity for younger adults of $V_{max}=2.61\pm 0.49\text{m/s}$ is only slightly higher than Thiaux *et al.*'s [9] $V_{max}(\text{fallers})=2.25\pm 0.33\text{m/s}$ and $V_{max}(\text{fallers}+\text{non-fallers})=2.42\pm 0.36\text{m/s}$. In fact, it confirms Thiaux *et al.*'s [9] hypothesis that their 4 participants who never failed to recover balance even at the greatest achievable surface translation velocity ($V=2.75\text{m/s}$) were probably very close to their maximum translation velocities.

At the maximum lean angles or translation velocities, age and postural perturbation effects on response initiation, execution and geometry variables were also comparable to those obtained by other studies. As obtained by Carbonneau and Smeesters [6], while reaction time was longer, weight transfer time was longer, step velocity was slower and step length was smaller with increasing age, age did not affect step time. For lean releases, lean releases with waist pulls and waist pulls while walking, Moglo and Smeesters [7,8] showed no postural perturbation effects on weight transfer time, step time, step velocity and step length, except for reaction time (9-20ms) and weight transfer time for older adults (25-27ms). For lean releases and surface translations, Thiaux *et al.* [9] showed no postural perturbation effects on reaction time, weight transfer time and modified lean angle, but did show an effect on step time (45ms), step velocity (0.46m/s), step length (269mm), step angle (23.5deg) and angular ratio (0.56). However, they attributed these poorer response execution and geometry variables to a greater fear of stepping off the mat (on top of which their experiment was conducted) during surface translations compared to lean releases. Their hypothesis is confirmed by our study which did not use a mat, since we showed younger adult step lengths for surface translations of $827\pm 102\text{mm}$ compared to theirs of $668\pm 118\text{mm}$. Finally, for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations, we showed no postural perturbation effects on reaction time, weight transfer time, step time and step velocity, but did show an effect on step length (82-83mm), step angle (5.6-8.6deg), modified lean angle (2.9deg) and angular ratio (0.16-0.20). We attributed these poorer response geometry variables to a greater instability of the feet at heel strike during postural perturbations with faster surface translation velocities, since heel strike usually occurred just as the rubber sheet was decelerating, essentially causing a second postural perturbation (Figure 3.3 and Table 3.5). Nevertheless, the similarity between the stick figures at heel strike for the four postural perturbations is remarkable (Figure 3.2).

While, the perturbation threshold line for younger adults was very similar to the ones obtained by Moglo and Smeesters [8] and Thiaux *et al.* [9] (Figure 3.1), the perturbation threshold line for older adults was further down and to the left compared to the one obtained by Moglo and Smeesters [7]. This is also the first determination of the perturbation threshold line for middle-aged adults. The slight differences between the three perturbation threshold lines for younger adults were easily explained: a) The younger adults were younger in Moglo and Smeesters [8] (20-25yrs) compared to Thiaux *et al.* [9] (22-30yrs) and this study (21-44yrs), which resulted in better participant performance for lean releases. b) The accuracy and precision of the surface translation equipment was better in Thiaux *et al.* [9] and even better in this study (all participants fell and no artefact due to a mat) compared to the waist pull equipment in Moglo and Smeesters [8], which resulted in faster trial setup, less participant fatigue and better participant performance for postural perturbations with surface translations. Similarly, the considerable difference between the two perturbation threshold lines for older adults were also easily explained: The older adults were younger in Moglo and Smeesters [7] (62-73yrs) compared to this study (68-83yrs) and in fact closer to our middle-aged adults (45-64yrs), which resulted in better participant performance. Finally, in all four studies, the perturbation threshold line was very efficient in separating falls (YA: 76-90%, MA: 70%, OA: 68-80%) from recoveries (YA: 74-78%, MA: 73%, OA: 67-67%), regardless of the postural perturbation.

The perturbation threshold line method to compare results from different postural perturbations has now been experimentally established for three of the five different types of postural perturbations as well as two combinations: lean releases (with or without waist pulls and with or without surface translations), waist pulls (while walking) and surface translations. This thus provides further evidence that the choice of postural perturbation does not affect the threshold of balance recovery. Furthermore, for each age group, the distance from the origin to the perturbation threshold line of the angular position and velocity points at the end of reaction time for trials before and after the threshold of balance recovery is proportional to the postural perturbation amplitude of these trials with respect to their maximums (Figure 3.7). This reinforces the point that, to adequately compare different postural perturbations, they must be at comparable amplitudes with respect to their maximums. Ultimately, being able to compare results across postural perturbations should help researchers make faster and broader

conclusions about balance recovery abilities, since results from any of the five types of postural perturbations may thus be applicable to the other four.

3.7 Conflict of interest statement

The authors declare that they have no financial or personal relationships with other people or organisations that inappropriately influenced their work.

3.8 Acknowledgements

This work was supported by National Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) grant 2014-06175. The authors thank Evelyne Carbonneau, Antoine Guillerand and Mathieu Hamel for their technical assistance.

3.9 References

1. Wojcik LA, Thelen DG, Schultz AB, Ashton-Miller JA, Alexander NB, 1999. Age and gender differences in single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology* 54A(1), M44-50.
2. Owings TM, Pavol MJ, Foley KT, Grabiner MD, 2000. Measures of postural stability are not predictors of recovery from large postural disturbances in healthy older adults. *Journal of the American Geriatrics Society* 48(1), 42-50.
3. Grabiner MD, Owings TM, Pavol MJ, 2005. Lower extremity strength plays only a small role in determining the maximum recoverable lean angle in older adults. *Journals of Gerontology* 60A(11), M1447-1450.
4. Madigan ML, Lloyd EM, 2005. Age and stepping limb performance differences during a single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology* 60A(4), M481-485.
5. Hsiao-Weckslar ET, Robinovitch SN, 2007. The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. *Clinical Biomechanics* 22(5), 574-580.
6. Carbonneau E, Smeesters C, 2014. Effects of age and lean direction on the threshold of single-step balance recovery in younger, middle-aged and older adults. *Gait and Posture* 39(1), 365-371.
7. Moglo KE, Smeesters C, 2006. Effect of age and the nature of the postural perturbation on the threshold of balance recovery. Poster presentation. 30th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Blacksburg VA, Sep 6-9.

8. Moglo KE, Smeesters C, revised and resubmitted 03/2014. The threshold of balance recovery in the forward direction is not affected by the choice of the postural perturbation. *Journal of Biomechanics*.
9. Thiaux V, Robinovitch SN, Smeesters C, revised and resubmitted 05/2014. Comparison of the kinematics of the threshold of balance recovery of two postural perturbations: lean release and surface translation. *Journal of Biomechanics*.
10. Hsiao ET, Robinovitch SN, 1998. Common protective movements govern unexpected falls from standing height. *Journal of Biomechanics* 31(1), 1-9.
11. Pavol MJ, Runtz EF, Pai YC, 2004. Diminished stepping responses lead to a fall following a novel slip induced during a sit-to-stand. *Gait and Posture* 20(2), 154-162.
12. Troy KL, Grabiner MD, 2006. Recovery responses to surrogate slipping tasks differ from responses to actual slips. *Gait and Posture* 24(4), 441-447.
13. Feldman F, Robinovitch SN, 2007. Reducing hip fracture risk during sideways falls: evidence in young adults of the protective effects of impact to the hands and stepping. *Journal of Biomechanics* 40(12), 2612-2618.
14. Smeesters C, Hayes WC, McMahon TA, 2001. The threshold trip duration for which recovery is no longer possible is associated with strength and reaction time. *Journal of Biomechanics* 34(5), 589-595.
15. Pavol MJ, Owings TM, Foley KT, Grabiner MD, 2002. Influence of lower extremity strength of healthy older adults on the outcome of an induced trip. *Journal of the American Geriatrics Society* 50(2), 256-262.
16. Pijnappels M, Bobbert MF, van Dieen JH, 2005. Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. *Gait and Posture* 21(4), 388-394.
17. Marone JR, Rosenblatt NJ, Troy KL, Grabiner MD, 2011. Fear of falling does not alter the kinematics of recovery from an induced trip: a preliminary study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 92(12), 2093-2095.
18. Brady RA, Pavol MJ, Owings TM, Grabiner MD, 2000. Foot displacement but not velocity predicts the outcome of a slip induced in young subjects while walking. *Journal of Biomechanics* 33(7), 803-808.
19. Cham R, Redfern MS, 2001. Lower extremity corrective reactions to slip events. *Journal of Biomechanics* 34(11), 1439-1445.
20. Owings TM, Pavol MJ, Grabiner MD, 2001. Mechanisms of failed recovery following postural perturbations on a motorized treadmill mimic those associated with an actual forward trip. *Clinical Biomechanics* 16(9), 813-819.
21. Mansfield A, Maki BE, 2009. Are age-related impairments in change-in-support balance reactions dependent on the method of balance perturbation? *Journal of Biomechanics* 42(8), 1023-1031.
22. Gledhill N, 2002. Physical Activity Readiness Questionnaire - PAR-Q. Canadian Society for Exercise Physiology, Ottawa ON.

23. Cyr MA, Smeesters C, 2009. Maximum allowable force on a safety harness cable to discriminate a successful from a failed balance recovery. *Journal of Biomechanics* 42(10), 1566–1569.
24. Hsiao ET, Robinovitch SN, 2001. Elderly subjects' ability to recover balance with a single backward step associates with body configuration at step contact. *Journals of Gerontology* 56A(1), M42-47.

3.10 Post-scriptum

Ce post-scriptum présente des informations complémentaires à l'expérience présentée dans ce chapitre qui n'ont pas pu être incluses dans l'article soumis.

3.10.1 Synchronisation des perturbations posturales

Les résultats détaillés des délais mécaniques pour le relâchement d'une inclinaison et la translation de surface pour chacune des quatre perturbations posturales sont présentés ci-dessous (Table 3.4). En moyenne, la synchronisation entre le relâchement d'une inclinaison et la translation de surface était $\Delta t_{LR-ST}=1\pm 5\text{ms}$: relâchement d'une inclinaison avec translation de surface LENTE ($\Delta t_{LR-ST}=3\pm 4\text{ms}$) et relâchement d'une inclinaison avec translation de surface RAPIDE ($\Delta t_{LR-ST}=0\pm 4\text{ms}$).

Table 3.4: Mechanical delays of the four postural perturbations

Mechanical delay (ms)	LR	LRSST			LRFST			ST
		LR	ST	Δt_{LR-ST}	LR	ST	Δt_{LR-ST}	
YA	25±1	27±2	24±2	2±3	26±1	29±3	-3±3	33±2
MA	24±1	26±1	23±3	4±3	26±3	26±2	0±4	32±4
OA	23±5	25±6	23±5	2±8	26±1	24±7	3±3	30±6

LR: Lean Release, LRSST: Lean Release with SLOW Surface Translation,
LRFST: Lean Release with FAST Surface Translation, ST: Surface translation.
YA: Younger Adult (N=10), MA: Middle-aged Adult (N=8), OA: Older Adult (N=8).

3.10.2 Absorbeurs de choc pour le moteur linéaire

Lors des essais préliminaires avec le moteur linéaire, une combinaison d'erreurs logicielles (décalage graduel du zéro absolu de l'encodeur) et protocolaires (manque de repères visuels pour valider la remise à zéro entre les essais) a causé un déplacement du chariot du moteur excédant la longueur maximale disponible. Le participant et les opérateurs n'ont pas été blessés, mais la base d'aluminium du moteur a subi une rupture par portance et cisaillement lorsque le chariot est rentré en collision avec les amortisseurs élastomériques au bout du moteur (Figure 3.9). Afin d'éviter qu'un tel bris ne se reproduise, la sécurité logicielle (refus du moteur de se déplacer s'il n'est pas remis à zéro) et protocolaire (ajout de repères visuels pour valider la remise à zéro entre les essais) a été renforcée. De plus, les amortisseurs élastomériques originaux ont été remplacés à un bout du moteur par deux absorbeurs de choc (MC3325-1S, Ace Controls Inc., Farmington Hills MI) et une structure en acier dimensionnés

de manière à complètement décélérer le chariot de masse $m=24\text{kg}$ dans le cas d'un impact allant jusqu'à une vitesse $v=5\text{m/s}$, une accélération $a=25\text{m/s}^2$ et une force du moteur $F_{max}=3928\text{N}$ avec une force de réaction de 12,680N.

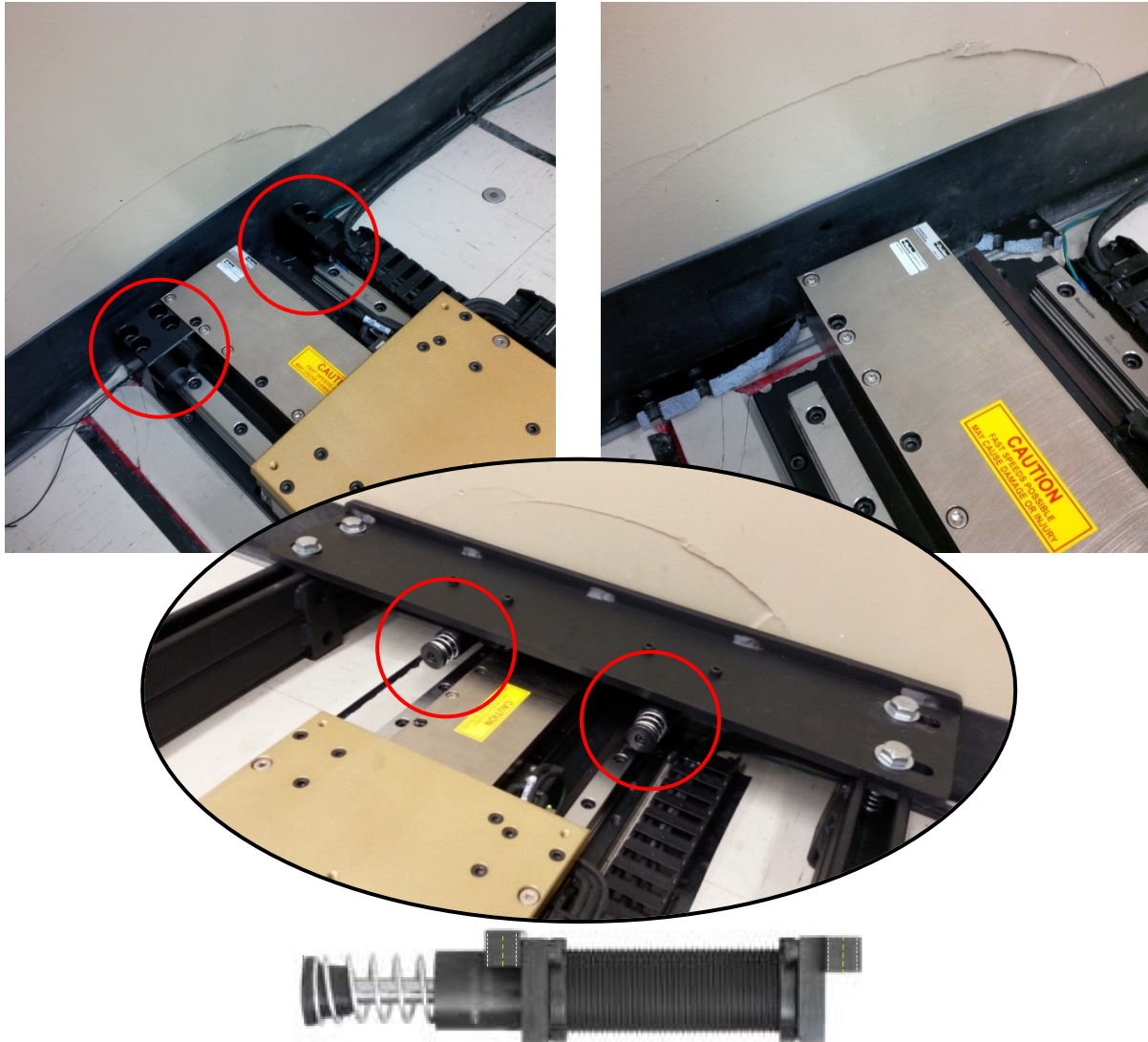


Figure 3.9: Absorbeurs de choc pour le moteur linéaire

Amortisseurs élastomériques originaux au bout du moteur linéaire (en haut à gauche). Rupture en portance et cisaillement de la base d'aluminium du moteur (en haut à droite) et enfoncement du mur en Gyproc suite à un impact du charriot avec les amortisseurs élastomériques (retirés pour la photo). Nouvelle structure en acier (au milieu) et absorbeurs de choc MC3325-1S de Ace Controls Inc. (en bas)

3.10.3 Effets de la perturbation postural sur la longueur du pas

Afin d'expliquer la source des effets de la perturbation posturale sur la géométrie de la réponse, et plus particulièrement sur la longueur du pas, différentes méthodes pour calculer la longueur du pas ont été tentés :

- *Step length 1* : Le déplacement antérieur-postérieur de la malléole latérale du pied qui fait le pas du décollement de l'orteil à l'impact du talon, soit tel que dans l'article soumis.
- *Step length 2* : Le déplacement antérieur-postérieur de la malléole latérale du pied qui fait le pas de l'initiation de la perturbation à l'impact du talon. Cette méthode avait pour but de déterminer si la source des effets était due au fait que, pour le relâchement d'une inclinaison les talons des pieds du participant ne sont souvent pas en contact avec le sol et ont tendance à glisser vers l'arrière lors que le câble d'inclinaison est soudainement relâché, alors que pour la translation de surface les pieds sont bien à plat sur le sol et basculent vers l'avant lors que le tapis de caoutchouc est soudainement tiré vers l'arrière.
- *Step length 3* : Le déplacement antérieur-postérieur du métatarse latéral du pied qui fait le pas du décollement de l'orteil à l'impact du talon. Avec cette méthode, l'emplacement du pied devrait être la même en relâchement d'une inclinaison et en translation de surface puisque la position du métatarse n'est pas affectée par le fait que les talons sont en contact avec le sol ou non. C'est l'analogue du *step length 1* sur le plan temporel.
- *Step length 4* : Le déplacement antérieur-postérieur du métatarse latéral du pied qui fait le pas de l'initiation de la perturbation à l'impact du talon. Cette méthode est l'analogue du *step length 3* sur le plan du marqueur et l'analogue du *step length 2* sur le plan temporel.

Malheureusement, aucune de ses méthodes n'a réussi à expliquer la source des effets de la perturbation posturale sur la géométrie de la réponse, l'effet sur la longueur du pas diminuant dans le meilleur cas de $p < 0.001$ à $p = 0.010$, passant de deux à un seul contraste significatif diminuant de 83 à 78mm (Table 3.5). Finalement, nous attribuons cette pauvre géométrie de la réponse à une plus grande instabilité des pieds à l'impact du talon durant les perturbations posturales à vitesse rapide de translation du tapis, parce que l'impact du talon se produisait habituellement juste au moment où le tapis de caoutchouc décélèrait, provoquant essentiellement une deuxième perturbation posturale (Figure 3.3).

Table 3.5: Effects of age and postural perturbation on different step length calculation methods at the maximum lean angles or maximum translation velocities (mean \pm standard deviation)

Postural perturbation	Age	Step length 1	Step length 2	Step length 3	Step length 4
		(mm) <i>SL1</i>	(mm) <i>SL2</i>	(mm) <i>SL3</i>	(mm) <i>SL4</i>
Lean release	YA	1019 \pm 76	1140 \pm 79	1143 \pm 77	1166 \pm 81
	MA	887 \pm 170	1008 \pm 176	1000 \pm 191	1033 \pm 180
	OA	723 \pm 237	817 \pm 261	812 \pm 266	840 \pm 270
Lean release with SLOW surface translation	YA	1038 \pm 118	1177 \pm 131	1162 \pm 121	1193 \pm 125
	MA	919 \pm 102	1024 \pm 122	1021 \pm 124	1046 \pm 127
	OA	675 \pm 281	811 \pm 246	807 \pm 254	829 \pm 254
Lean release with FAST surface translation	YA	936 \pm 108	1064 \pm 114	1045 \pm 119	1076 \pm 123
	MA	920 \pm 91	1030 \pm 102	1024 \pm 103	1049 \pm 103
	OA	708 \pm 259	839 \pm 276	784 \pm 277	804 \pm 279
Surface translation	YA	827 \pm 102	982 \pm 105	948 \pm 112	982 \pm 113
	MA	823 \pm 51	967 \pm 57	938 \pm 62	974 \pm 57
	OA	733 \pm 220	830 \pm 237	818 \pm 245	842 \pm 245
P_{Age}		0.007	0.005	0.006	0.005
P_{Age x Perturbation}		<0.001	0.008	<0.001	<0.001
P_{Perturbation}		<0.001	0.010	<0.001	<0.001
Age difference	YA-MA				
	YA-OA	245	279	269	275
	MA-OA				
Perturbation difference	LR-LRSST				
	LR-LRFST				
	LR-ST	82		83	80
	LRSST-LRFST				
	LRSST-ST	83	78	95	90
	LRFST-ST				

LR: Lean Release, LRSST: Lean Release with SLOW Surface Translation, LRFST: Lean Release with FAST Surface Translation, ST: Surface translation. YA: Younger Adult (N=10), MA: Middle-aged Adult (N=8), OA: Older Adult (N=8).

Significant p-values ($p \leq 0.05$) are **bolded**.

Mean difference of significant ($p \leq 0.05$) pairwise comparisons between ages and perturbations are shown.

CHAPITRE 4 MODÉLISATION

4.1 Avant-propos

Auteurs et affiliations :

M. Pierre : Étudiante à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

C. Smeesters : Professeure, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

Date de soumission : 5 décembre 2015

Revue : Journal of Biomechanics

Titre anglais : Modeling the lean release, lean release with surface translation and surface translation perturbations with an inverted pendulum on a skid for younger, middle-aged and older adults

Titre français : Modélisation des perturbations de relâchement d'une inclinaison, relâchement d'une inclinaison avec translation de surface et translation de surface avec un pendule inversé sur surface glissante pour les adultes jeunes, mi-âgés et âgés

Contribution au document :

Cet article contribue au mémoire en validant le modèle de pendule inverse sur surface glissante de Thiaux *et al.* (2013) pour les perturbations posturales de relâchement d'une inclinaison, de relâchement d'une inclinaison avec translation de surface (lente et rapide) et de translation de surface des participants sains jeunes, mi-âgés et âgés des chutes en laboratoire du Chapitre 3.

Résumé français :

Les modèles théoriques peuvent pallier aux frais, au temps et aux dangers des expériences sur le rétablissement de l'équilibre. De plus, ils ne se fatiguent pas et ne se plaignent jamais, quel que soit le nombre de simulations exécutés. Deux études théoriques récentes avec des adultes jeunes et âgés ont montré que le même modèle en deux dimensions de pendule inverse à barre mince sur surface glissante horizontale peut prédire avec précision l'issue (chute ou rétablissement) de relâchements d'une inclinaison, relâchements d'une inclinaison avec tirages à la taille (un peu moins bien), tirages à la taille en marchant et translations de surface. Le même modèle pourrait-il être utilisé pour simuler d'autres perturbations posturales ainsi que simuler avec précision leurs issues pour des adultes mi-âgés? Nous avons donc utilisé ce modèle de pendule inversé sur surface glissante pour simuler la position et la vitesse angulaire d'adultes jeunes, mi-âgés et âgés de l'initiation de la perturbation jusqu'à l'initiation de la réponse pour des relâchements d'une inclinaison, relâchements d'une inclinaison avec translations de surface et translations de surface maximum d'une étude expérimentale récente. Les résultats ont montré que la majorité des erreurs moyennes quadratiques et des erreurs au temps de réaction entre les positions et vitesses angulaires expérimentales et théoriques étaient inférieures à 3% et 5%, respectivement. Seule l'erreur moyenne quadratique de vitesse angulaire pour les translations de surface était plus grande mais toujours moins de 8%. Mieux encore, les positions et vitesses angulaires théoriques à la fin du temps de réaction pour les essais d'angle d'inclinaison maximum et de vitesse de translation maximum ont formé des lignes de seuils de perturbation séparant les chutes des rétablissements qui étaient très similaires à celles obtenues dans l'étude expérimentale précédente pour des adultes jeunes, mi-âgés et âgés.

Note : À la suite des corrections demandées par les membres du jury, le contenu de cet article diffère de celui qui a été soumis.

4.2 Abstract

Theoretical models can overcome the expense, time consumption and danger of balance recovery experiments. Moreover, they don't get tired and never complain, no matter how many times you run them. Two recent theoretical studies in younger and older adults showed that the same two-dimensional thin rod inverted pendulum model mounted on a horizontally moving skid could accurately simulate the outcome (fall or recovery) of lean releases, lean releases with waist pulls (to a lesser extent), waist pulls while walking and surface translations. Could the same model be used to simulate other postural perturbations as well as accurately simulate their outcome for middle-aged adults? We thus used this inverted pendulum on a skid model to simulate the angular position and velocity of younger, middle-aged and older adults from onset of perturbation to onset of response for maximum lean releases, lean releases with surface translations and surface translations from a recent experimental study. Results showed that the majority of root mean square errors and errors at reaction time between the experimental and theoretical angular positions and velocities were less than 3% and 5%, respectively. Only the angular velocity root mean square error for surface translations was greater but still less than 8%. More importantly, the theoretical angular positions and velocities at the end of reaction time for maximum lean angle and maximum translation velocity trials formed perturbation threshold lines separating falls from recoveries that were very similar to the ones obtained for younger, middle-aged and older adults in the previous experimental study.

4.3 Introduction

Theoretical models have emerged to overcome the disadvantages of balance recovery experiments. On the one hand, the financial investment to acquire the necessary experimental equipment can be important for the researcher. The time commitment necessary for both preliminary and actual experimental trials can be considerable for participants and personnel. The physical and psychological demands on the participants can be challenging, especially if frail older adults are tested or large postural perturbations are used. On the other hand, theoretical models are often less expensive, much faster, and not dangerous. Moreover, unlike participants, they don't get tired and never complain, no matter how many times you run them.

Five different types of large postural perturbations have been experimentally investigated at the threshold of balance recovery, where balance recovery and avoiding a fall is not always possible: lean releases [1], waist pulls [2], surface translations [3], trips [4] and slips [5]. The five different types of postural perturbations have also been simulated by theoretical models using medium to large postural perturbations (Table 4.1): lean releases [6-12], waist pulls [12], surface translations [11,13], trips [14-18] and slips [16]. Although more complex two [8,15] and three [7,8,16,17] dimensional multi-segment models have been used, the majority were simpler two dimensional inverted pendulum models [6,10-14,18]. Could a single inverted pendulum model be used to model all five types of postural perturbations? For this to be possible, postural perturbations would have to be similar enough to be comparable.

Table 4.1: Theoretical models at the threshold of balance recovery by postural perturbation

Postural perturbation	References	2D inverted pendulum model	2D multi-segment (S) model	3D multi-segment (S) model
Lean release	Hsiao and Robinovitch (1999)	+ spring		
	Thelen and Burd (2000)			7S + actuators
	Lo and Ashton-Miller (2008b)		7S + actuators	
	Lo and Ashton-Miller (2008a)			11S + actuators
	Aftab <i>et al.</i> (2012)	+ controller		
	Thiaux <i>et al.</i> (2013)	simple		
	Pierre <i>et al.</i> (2015)	simple		
Waist pull	Pierre <i>et al.</i> (2015)	simple		
Surface translation	Wu <i>et al.</i> (2007)	2 pendulums		
	Thiaux <i>et al.</i> (2013)	simple		
Trip	van den Bogert <i>et al.</i> (2002)	simple		
	Forner Cordero <i>et al.</i> (2004)		3S + actuators	
	Smeesters <i>et al.</i> (2007)			17S
	Shiratori <i>et al.</i> (2009)			17S + controller
	Roos <i>et al.</i> (2010)	+ spring		
Slip	Smeesters <i>et al.</i> (2007)			17S

Only six experimental studies (Table 4.2) have attempted to compare results from different medium and large postural perturbations [2,5,19-25]. However, differences in postural perturbation amplitudes (ex: initial lean angle, waist pull force, surface translation velocity), even when they are in the same direction, made comparisons between studies and generalizations about balance recovery abilities across postural perturbations difficult. Therefore, to adequately compare different postural perturbations, they must be at comparable amplitudes with respect to their maximums. In fact, Moglo and Smeesters [23], Thiaux *et al.* [24] and Pierre and Smeesters [25] showed in younger adults that the angular positions and velocities at the end of reaction time of the threshold of balance recovery trials (at the

maximum initial lean angles, maximum waist pull forces and maximum surface translation velocities) formed very similar perturbation threshold lines separating falls (above the line) from recoveries (below the line), regardless of the postural perturbation (Figure 4.1). Furthermore, Moglo and Smeesters [2] in younger and older adults and Pierre and Smeesters [25] in younger, middle-aged and older adults showed that the perturbation threshold line declined with age, shifting down and to the left.

Similarly, only three theoretical studies (Table 4.2) have attempted to compare results from different medium and large postural perturbations [11,12,16]. In particular, Thiaux *et al.* [11] in younger adults and Pierre *et al.* [12] in younger and older adults showed that the same two-dimensional thin rod inverted pendulum model mounted on a horizontally moving skid (Figure 2.2) could accurately simulate the outcome of lean releases, lean releases with waist pulls (to a lesser extent), waist pulls while walking and surface translations: an unavoidable fall (above the perturbation threshold line) or balance recovery (below the line). Indeed, the majority of root mean square errors from onset of perturbation to onset of response and errors at reaction time between the experimental and theoretical angular positions and velocities were less than 4% and 5%, respectively. Only the angular velocity root mean square error for surface translations as well as the angular velocity root mean square error and error at reaction time for lean releases with waist pulls were greater but still less than 9%, 12% and 13%, respectively. Could the same inverted pendulum on a skid model be used to simulate other postural perturbations and even combinations of postural perturbations? Would it also accurately simulate the outcome of postural perturbations for middle-aged adults?

The purpose of this study was thus to determine if the inverted pendulum on a skid model by Thiaux *et al.* [11] could also simulate the angular position and velocity of participants from onset of perturbation to onset of response for the lean releases, lean releases with (slow and fast) surface translations and surface translations from the experiment by Pierre and Smeesters [25] for younger, middle-aged and older adults.

Table 4.2: Studies comparing results from different postural perturbations

References	Amplitude	Direction	Age	Postural perturbation				
				Lean release	Waist pull	Surface translation	Trip	Slip
Experimental studies								
Owings <i>et al.</i> (2000), Owings <i>et al.</i> (2001) and Pavol <i>et al.</i> (2002)	Large	F	OA	✓		✓	✓	
Troy and Grabiner (2006)	Large	B	YA			✓		✓
Mansfield and Maki (2009)	Medium	F+S+B	YA+OA		✓	✓		
Moglo and Smeesters (2006; 2014) *	Large	F	YA+OA	✓	+	✓		
Thiaux <i>et al.</i> (2014)	Large	F	YA	✓		✓		
Pierre and Smeesters (2015) †	Large	F	YA+MA+OA	✓		+	✓	
Theoretical studies								
Smeesters <i>et al.</i> (2007)	Medium	F	YA				✓	✓
Thiaux <i>et al.</i> (2013)	Large	F	YA	✓		✓		
Pierre <i>et al.</i> (2015) *	Large	F	YA+OA	✓	+	✓		

Small: Recovery with sway, Medium: Recovery with step, Large: Recovery with step and Falls. F: Forward, S: Sideways, B: Backward.

YA: Younger Adult, MA: Middle-aged Adult, OA: Older Adult.

* Includes lean releases with waist pulls. † Includes lean releases with surface translations.

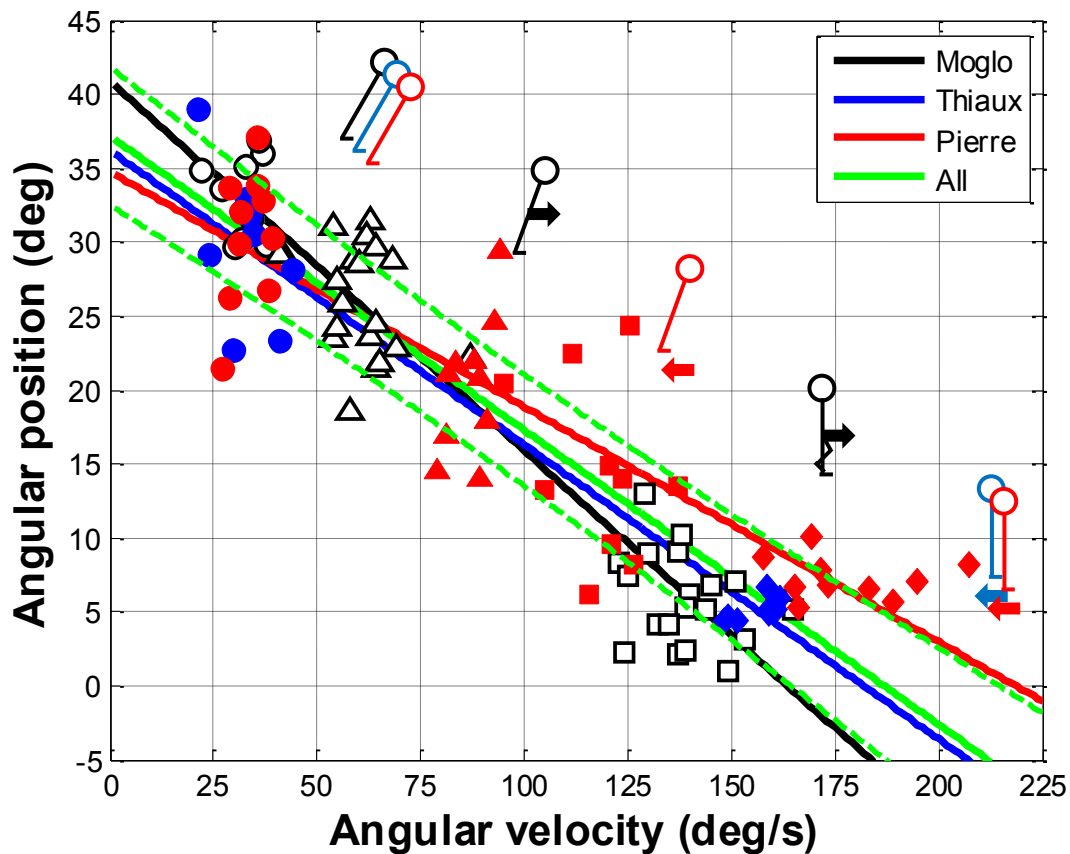


Figure 4.1: The perturbation threshold lines for younger adults from Moglo and Smeesters (2014) for lean releases, lean releases with waist pulls and waist pulls while walking (black line and empty symbols), Thiaux *et al.* (2014) for lean releases and surface translations (blue line and filled symbols), as well as Pierre and Smeesters (2015) for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations (red line and filled symbols)

The angular positions and velocities at the end of reaction time for the successful threshold trials at the maximum initial lean angle (circles), maximum initial lean angle with waist pull (empty triangles), maximum initial lean angle with slow (filled triangles) and fast (filled squares) surface translation, maximum waist pull force while walking (empty squares) and maximum surface translation velocity (diamonds) formed the overall perturbation threshold line (solid and dashed green lines: mean \pm standard deviation, $y_{All} = -0.199x + 37.2$, pseudoR²=0.874), separating falls from recoveries. Indeed, although they are not shown here, 74-78% of the successful trials before or at the threshold of balance recovery were below the perturbation threshold line, while 76-90% of the failed trials after the threshold of balance recovery were above the perturbation threshold line. Adapted with permission from Moglo and Smeesters (2014), Thiaux *et al.* (2014) and Pierre and Smeesters (2015).

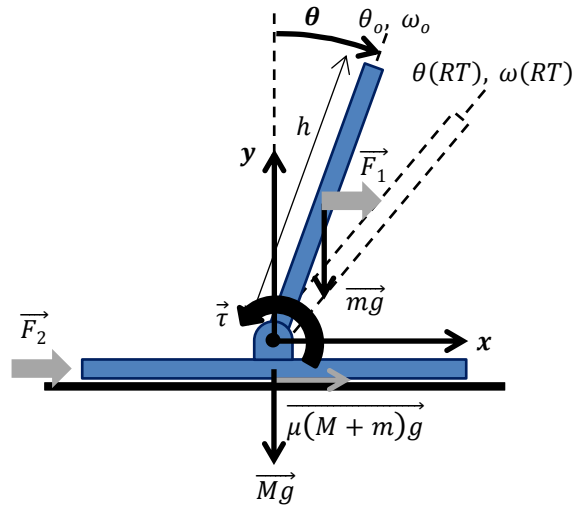


Figure 4.2: Two-dimensional thin rod inverted pendulum mounted on a horizontally moving skid model used by Thiaux *et al.* (2013) to simulate lean releases and surface translations

Inputs: participant mass (m), skid mass (M), participant height (h), gravity (g), waist pull force (F_1), rubber sheet pull force (F_2), coefficient of friction between the rubber sheet and mat (μ) and ankle torque (τ). Outputs: angular and translational positions (θ and x), velocities (ω and v) and accelerations (α and a), from onset of perturbation at $t=0$ to onset of response at reaction time (RT). Reproduced with permission from Thiaux *et al.* (2013).

4.4 Methods

4.4.1 Experimental methods

Participants

Experimental data was obtained from the study by Pierre and Smeesters [25] (Chapitre 3) which determined: 1) the maximum forward initial lean angle from which 10 healthy younger adults (YA: mean \pm SD=32.1 \pm 8.0yrs, range=21-44yrs; 1.71 \pm 0.08m; 72.9 \pm 11.7kg), 8 healthy middle-aged adults (MA: 55.5 \pm 6.9yrs, range=45-64yrs; 1.69 \pm 0.11m; 67.9 \pm 11.1kg) and 8 healthy older adults (OA: 74.8 \pm 5.3yrs, range=68-83yrs; 1.70 \pm 0.10m; 73.8 \pm 11.7kg), 50% women, could be suddenly released and still recover balance using a single step for 3 backward surface translation velocities (zero, slow and fast, i.e., YA: 0, 1.0 and 1.5m/s; MA: 0, 0.7 and 1.0m/s; OA: 0, 0.5 and 0.7m/s), and 2) the maximum backward surface translation velocity from which the same participants could be suddenly pulled and still recover balance using a single step.

Experimental procedure

Balance recoveries from both procedures were conducted using a safety harness attached to an overhead rail [25]. For lean releases with or without surface translations, the initial lean angle was increased from 5deg in 5deg and ultimately in 2.5deg increments after each successful trial for each surface translation velocity, until participants failed to recover balance twice at a given initial lean angle. For surface translations, the surface translation velocity of a rubber sheet pulled by a linear motor (T4D 410-8, Parker Hannifin Corporation, Rohnert Park CA) was increased from 1.5m/s, 1.0m/s or 0.7m/s for younger, middle-aged and older adults in 0.2m/s and ultimately in 0.1m/s increments after each successful trial, until participants failed to recover balance twice at a given surface translation velocity (with constant displacement=700mm and acceleration=25m/s², Figure 4.3). The threshold of balance recovery was thus the last successful trial at the maximum recoverable initial lean angle for lean releases with or without surface translations and at the maximum recoverable surface translation velocity for surface translation. Balance recovery was successful if participants used no more than one step and supported less than 20% of their body weight in the safety harness [26].

Measuring instruments and variables

Kinematic and kinetic data were recorded at 100 and 1000Hz respectively, using 4 optoelectronic position sensors with 26 markers (Optotrak, NDI, Waterloo ON), 4 force platforms (OR6-7, AMTI, Newton MA), a one-degree of freedom load cell (FD-2, AMTI, Newton MA) and a six-degrees of freedom load cells (MC3A, AMTI, Newton MA). Both data were filtered and processed using Matlab (Mathworks, Natick MA) as detailed in Pierre and Smeesters [25].

For both procedures, the main variables were the angular position (θ) and angular velocity (ω) [25]. The angular position (or lean angle) was measured as the sagittal plane angle between the vertical and the line connecting the midpoints of the two lateral malleoli and the two greater trochanters. Its derivative, the angular velocity, was also obtained. For surface translations, the anterior-posterior position (x), velocity (v) and acceleration (a) of the markers on the rubber sheet were also measured (Figure 4.3).

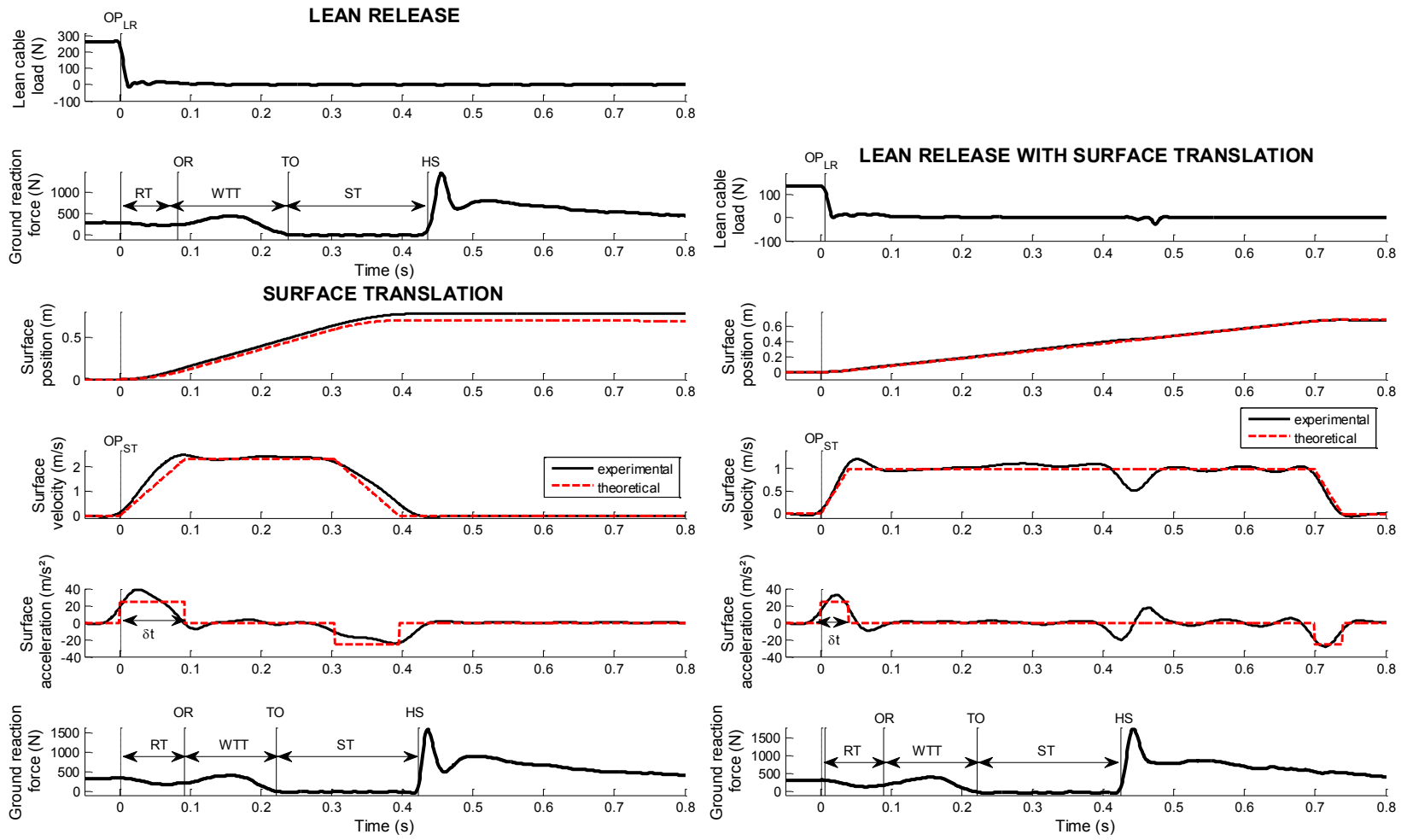


Figure 4.3: Time histories for lean releases (top two left graphs) lean releases with FAST surface translations (five right graphs) and surface translations (bottom four left graphs) for a typical middle-aged adult at the threshold of balance recovery

Experimental lean cable load and/or surface translation position, velocity and acceleration, as well as step leg vertical ground reaction force are shown at the maximum initial lean angle, maximum initial lean angle with FAST surface translation and maximum surface translation velocity. Also shown are reaction time (RT) from onset of perturbation for lean release (OP_{LR}) or surface translation (OP_{ST}) to onset of response (OR), weight transfer time (WTT) from OR to toe off (TO), and step time (ST) from TO to heel strike (HS), as detailed in Pierre and Smeesters (2015). For surface translations, note that the experimental surface translation (black solid line), as measured by the markers on the rubber sheet, was a very good match to the theoretical surface translation (red dashed line, an acceleration step of amplitude 25m/s^2 and duration $\delta t=16\text{-}132\text{ms}$) programmed into the linear motor. Note also the slight decrease in the experimental surface translation velocity at heel strike when surface translation ends after heel strike, i.e., during postural perturbations with slower surface translation velocities.

These variables were measured during the reaction time ($RT_{YA}=88\pm 6\text{ms}$, $RT_{MA}=93\pm 6\text{ms}$, $RT_{OA}=99\pm 6\text{ms}$) [25], the time difference between onset of response (OR) and onset of perturbation (OP, Figure 4.3). Onset of perturbation occurred when the lean cable load started decreasing or the surface translation velocity started increasing, whichever came first. Onset of response occurred when the vertical ground reaction force started increasing (at inflection point).

4.4.2 Theoretical methods

Inverted pendulum on a skid model

The maximum lean release with or without surface translation and surface translation postural perturbations from the study by Pierre and Smeesters [25] were simulated in Matlab using the inverted pendulum on a skid model (Figure 2.2) by Thiaux *et al.* [11], setting the waist pull force $F_I=0$ (Table 4.3).

Table 4.3: Inverted pendulum on a skid model parameters for each postural perturbation

Variable	Symbol	Units	Lean Release	Lean Release with Surface Translation	Surface Translation
Participant					
Mass	m	kg		Depends on participant	
Height	h	m		Depends on participant	
Reaction time	RT	ms		Depends on participant	
Ankle torque	τ	Nm		0	
Skid					
Coefficient of friction	μ			0.74	
Skid mass	M	kg	∞		25.6 *
Initial conditions					
Angular position	θ_0	deg	5 to 35	0 to 22.5	0
Angular velocity	ω_0	deg/s	≈ 0	≈ 0	0
Translational position	x_0	m		0	
Translational velocity	v_0	m/s		0	
Gravity	g	m/s ²		9.81	
Waist pull force					
Amplitude	F_1	N		0	
Duration		ms		0	
Rubber sheet pull force					
Motor displacement	F_2	N	0		(M+m)a
Motor velocity	x	m	0		0.7
Motor acceleration	v	m/s	0		0.40 to 3.30
	a	m/s ²	0		25

* The sum of the masses of the rubber sheet, the moving carriage assembly of the linear motor and all the attachment hardware.

Theoretical procedure

For both procedures, the mass (m), height (h) and reaction time (RT) of the model were adjusted according to each participant simulated (Table 4.3). The model inputs were the skid mass (M), rubber sheet pull force $F_2=(M+m)a$, coefficient of friction between the rubber sheet and mat ($\mu=0.74$, Figure 4.4) and the ankle torque $\tau=0$. For lean releases, $M=\infty$ and the motor acceleration (a) was set to zero. For lean releases with surface translations and surface translations, $M=25.6\text{kg}$ and the motor acceleration (a) was modelled as a step (Figure 4.3). The amplitude of the motor acceleration was equal to the theoretical amplitude programmed into the linear motor of 25m/s^2 , while its duration was equal to the theoretical time for the linear motor to reach the surface translation velocity for the trial simulated ($\delta t=16\text{-}132\text{ms}$). The model outputs were the angular and translational positions (θ and x), velocities (ω and v) and accelerations (α and a) from onset of perturbation at $t=0$ to onset of response at reaction time.

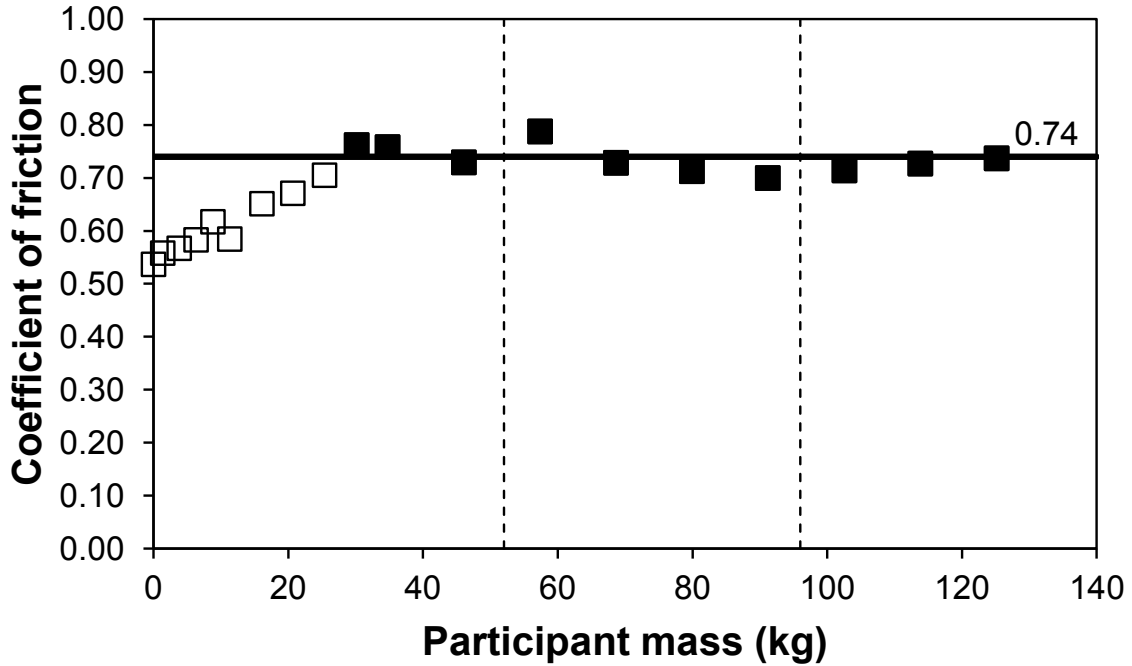


Figure 4.4: Coefficient of friction between the rubber sheet and the mat (μ) as a function of participant mass (m)

The coefficient of friction was experimentally determined by dividing the rubber sheet pull force necessary to pull the rubber sheet at a surface translation velocity of 1m/s by the total weight placed on the rubber sheet for a range of masses from 0 to 125kg (squares). The coefficient of friction was relatively constant at a mean value of 0.74 (horizontal solid line) for masses from 30 to 125kg (filled squares), which included the range of participant masses from 52 to 96kg delimited by the vertical dashed lines.

For lean releases with or without surface translations, the initial conditions were the initial lean angle (θ_o) and angular velocity ($\omega_o \approx 0$) for the trial simulated, $x_o=0$ and $v_o=0$ (Table 4.3). For surface translations, the initial conditions were $\theta_o=0$, $\omega_o=0$, $x_o=0$ and $v_o=0$.

4.4.3 Data analysis

Data were analysed using SPSS (SPSS Inc., Chicago IL) and $p \leq 0.05$ were significant. As done by Thiaux *et al.* [11], the error between the experimental and theoretical angular positions ($\delta\theta$) and velocities ($\delta\omega$) was first calculated from onset of perturbation at $t=0$ ($i=1$) to onset of response at reaction time ($i=N_{RT}$), for trials at the maximum lean angles or maximum translation velocities (Figure 4.5).

$$\begin{aligned} \delta\theta_i &= \theta_{i \text{ exp}} - \theta_{i \text{ theo}} \\ \delta\omega_i &= \omega_{i \text{ exp}} - \omega_{i \text{ theo}} \end{aligned} \quad \text{for } i = 1 \text{ to } N_{RT}$$

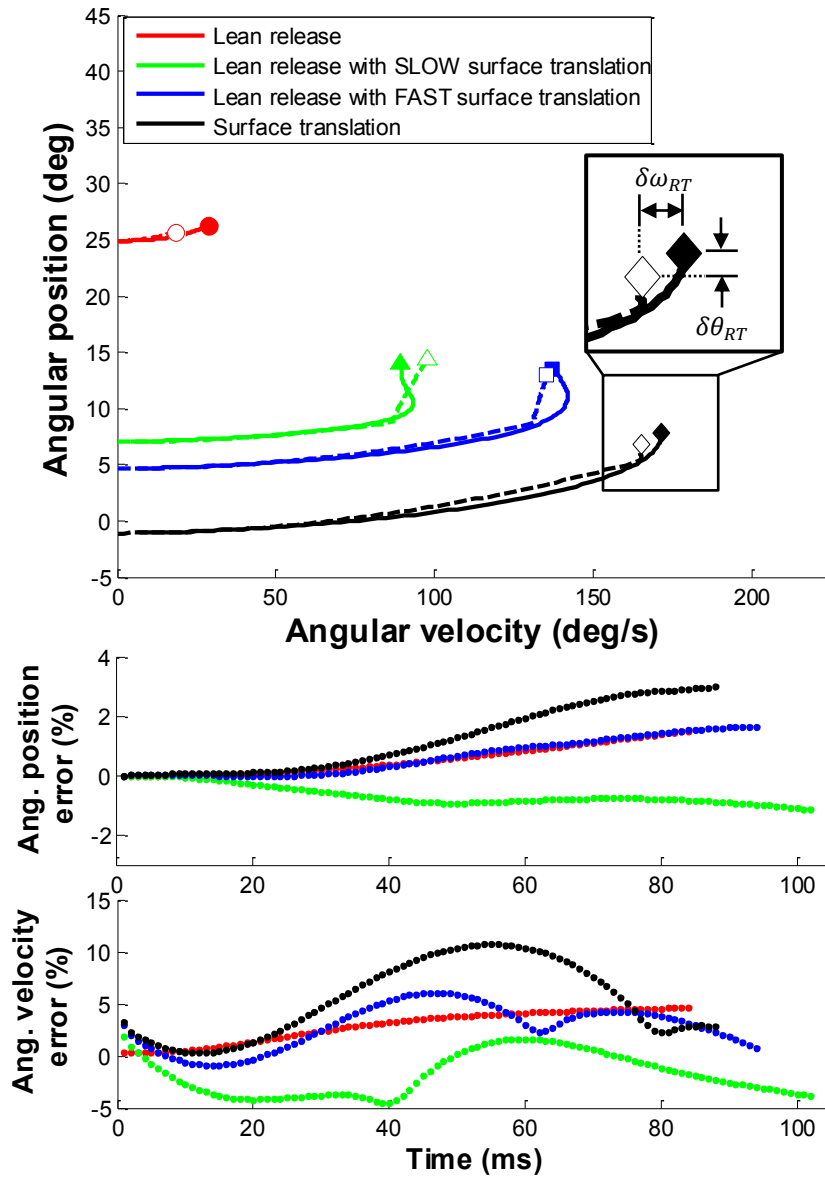


Figure 4.5: Errors between the experimental and theoretical angular positions ($\delta\theta$) and angular velocities ($\delta\omega$) from onset of perturbation to onset of response at reaction time

Angular position as a function of angular velocity from onset of perturbation at $t=0$ to onset of response at reaction time (top graph), for typical trials at the maximum initial lean angle (red lines and circles), maximum initial lean angle with SLOW surface translation (green lines and triangles), maximum initial lean angle with FAST surface translation (blue lines and squares) and maximum surface translation velocity (black lines and diamonds). Both the experimental data (full lines) and the theoretical data using the inverted pendulum on a skid model (dashed lines) are shown. The errors between the experimental (filled symbols) and theoretical (empty symbols) angular position ($\delta\theta_{RT}$) and velocity ($\delta\omega_{RT}$) at reaction time are also shown (inset top graph). Finally, the normalized errors (dotted lines) between the experimental and theoretical angular position ($\delta\theta/y_{intercept}$, middle graph) and velocity ($\delta\omega/x_{intercept}$, bottom graph) from onset of perturbation at $t=0$ to onset of response at reaction time are shown for these four postural perturbations trials at the threshold of balance recovery. The x and y intercepts are respectively 219deg/s and 34.8deg, results from the experimental perturbation threshold line for YA (Figure 4.6, top graph).

Single sample t-tests then determined if both the root mean square error from onset of perturbation to onset of response ($\delta\theta_{RMS}$ and $\delta\omega_{RMS}$) and the error at reaction time ($\delta\theta_{RT}$ and $\delta\omega_{RT}$) were significantly different from zero.

Single sample t-tests then determined if both the root mean square error from onset of perturbation to onset of response ($\delta\theta_{RMS}$ and $\delta\omega_{RMS}$) and the error at reaction time ($\delta\theta_{RT}$ and $\delta\omega_{RT}$) were significantly different from zero.

$$\delta\theta_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_{RT}} \delta\theta_i^2}{N_{RT}}} \quad \text{and} \quad \delta\theta_{RT} = \theta_{N_{RT} \text{ exp}} - \theta_{N_{RT} \text{ theo}}$$

$$\delta\omega_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_{RT}} \delta\omega_i^2}{N_{RT}}} \quad \text{and} \quad \delta\omega_{RT} = \omega_{N_{RT} \text{ exp}} - \omega_{N_{RT} \text{ theo}}$$

One-way analyses of variance with repeated measures also determined the effect of the four postural perturbations on both the RMS error and the error at reaction time. Post-hoc paired t-tests with a Bonferroni correction were used for pairwise comparisons. Finally, for both the experimental and theoretical data, unconditional growth linear regression models were used to establish the relationships between the angular positions and velocities at the end of reaction time for trials at the threshold of balance recovery.

4.5 Results

4.5.1 Differences from zero of the errors

Considering all age groups together for trials at the maximum lean angles or maximum translation velocities, all RMS errors (Table 4.4) and errors at reaction time (Table 4.5 and Figure 4.6) were significantly different from zero ($p \leq 0.007$), except for $\delta\theta_{RT}$ for lean releases with slow ($p=0.640$) and fast ($p=0.731$) surface translations and $\delta\omega_{RT}$ ($p=0.702$) for surface translations (see Table 4.4 and Table 4.5 for results by age groups). Nevertheless, angular position and velocity errors were all smaller than 1.1deg (3%) and 10deg/s (5%), respectively, except for $\delta\omega_{RMS}=17\text{deg/s}$ (8%) for surface translations.

Table 4.4: RMS errors from onset of perturbation to onset of response between the experimental and theoretical angular positions ($\delta\theta$) and velocities ($\delta\omega$)

		Lean Release		Lean release with SLOW surface translation		Lean release with FAST surface translation		Surface translation		$P_{\text{perturbation}}$
		Mean \pm SD	$p_{\mu\neq 0}$	Mean \pm SD	$p_{\mu\neq 0}$	Mean \pm SD	$p_{\mu\neq 0}$	Mean \pm SD	$p_{\mu\neq 0}$	
YA (N=10)	$\delta\theta$ (deg)	0.5 \pm 0.2	***	0.3 \pm 0.2	**	0.3 \pm 0.2	***	0.7 \pm 0.3	***	0.003
	$\delta\theta/y_{\text{intercept}}$	1 \pm 1%		1 \pm 1%		1 \pm 1%		2 \pm 1%		
	$\delta\omega$ (deg/s)	11 \pm 5	***	7 \pm 3	***	8 \pm 4	***	18 \pm 8	***	0.017
	$\delta\omega/x_{\text{intercept}}$	5 \pm 2%		3 \pm 2%		4 \pm 2%		8 \pm 4%		
MA (N=8)	$\delta\theta$ (deg)	0.4 \pm 0.3	**	0.2 \pm 0.1	***	0.3 \pm 0.2	**	0.8 \pm 0.4	**	0.003
	$\delta\theta/y_{\text{intercept}}$	1 \pm 1%		1 \pm 0%		1 \pm 1%		2 \pm 1%		
	$\delta\omega$ (deg/s)	9 \pm 4	***	7 \pm 1	***	9 \pm 4	***	18 \pm 8	***	0.001
	$\delta\omega/x_{\text{intercept}}$	4 \pm 2%		3 \pm 1%		4 \pm 2%		8 \pm 4%		
OA (N=8)	$\delta\theta$ (deg)	0.4 \pm 0.5		0.5 \pm 0.3	*	0.5 \pm 0.3	*	0.7 \pm 0.4	***	0.172
	$\delta\theta/y_{\text{intercept}}$	1 \pm 1%		2 \pm 1%		1 \pm 1%		2 \pm 1%		
	$\delta\omega$ (deg/s)	8 \pm 9		12 \pm 4	**	10 \pm 4	**	14 \pm 6	***	0.205
	$\delta\omega/x_{\text{intercept}}$	5 \pm 4%		6 \pm 2%		3 \pm 2%		6 \pm 2%		
All (N=26)	$\delta\theta$ (deg)	0.4 \pm 0.3	***	0.3 \pm 0.2	***	0.3 \pm 0.2	***	0.7 \pm 0.4	***	<0.001
	$\delta\theta/y_{\text{intercept}}$	1 \pm 1%		1 \pm 1%		1 \pm 1%		2 \pm 1%		
	$\delta\omega$ (deg/s)	10 \pm 6	***	8 \pm 4	***	9 \pm 4	***	17 \pm 7	***	<0.001
	$\delta\omega/x_{\text{intercept}}$	5 \pm 3%		4 \pm 2%		4 \pm 2%		8 \pm 3%		

YA: Younger Adult, MA: Middle-aged Adult, OA: Older Adult.

The x and y intercepts are respectively 219deg/s and 34.8deg, results from the experimental perturbation threshold line for YA (Figure 4.6, top graph).

Significantly different from zero: * $p\leq 0.05$, ** $p\leq 0.01$, *** $p\leq 0.001$. Significant perturbation effects are **bolded**.

Table 4.5: Errors at reaction time between the experimental and theoretical angular positions ($\delta\theta$) and velocities ($\delta\omega$)

		Lean Release		Lean release with SLOW surface translation		Lean release with FAST surface translation		Surface translation		$P_{\text{perturbation}}$
		Mean \pm SD	$P_{\text{u}\neq 0}$	Mean \pm SD	$P_{\text{u}\neq 0}$	Mean \pm SD	$P_{\text{u}\neq 0}$	Mean \pm SD	$P_{\text{u}\neq 0}$	
YA (N=10)	$\delta\theta$ (deg)	0.9 \pm 0.4	***	0.1 \pm 0.6		0.0 \pm 0.7		1.3 \pm 0.7	***	<0.001
	$\delta\theta/y_{\text{intercept}}$	3 \pm 1%		0 \pm 2%		0 \pm 2%		4 \pm 2%		
	$\delta\omega$ (deg/s)	12 \pm 4	***	-6 \pm 5	**	-8 \pm 14		8 \pm 17		0.026
	$\delta\omega/x_{\text{intercept}}$	6 \pm 2%		-3 \pm 2%		-4 \pm 6%		4 \pm 8%		
MA (N=8)	$\delta\theta$ (deg)	0.8 \pm 0.4	***	-0.2 \pm 0.2		0.4 \pm 0.6		1.3 \pm 0.8	**	<0.001
	$\delta\theta/y_{\text{intercept}}$	2 \pm 1%		0 \pm 1%		1 \pm 2%		4 \pm 2%		
	$\delta\omega$ (deg/s)	10 \pm 4	***	-6 \pm 6	*	-3 \pm 9		-2 \pm 14		<0.001
	$\delta\omega/x_{\text{intercept}}$	4 \pm 2%		-3 \pm 3%		-1 \pm 4%		-1 \pm 7%		
OA (N=8)	$\delta\theta$ (deg)	0.6 \pm 0.8		-0.8 \pm 0.6	*	-0.7 \pm 0.5	*	0.6 \pm 1.0		0.042
	$\delta\theta/y_{\text{intercept}}$	2 \pm 3%		-1 \pm 3%		-1 \pm 2%		1 \pm 3%		
	$\delta\omega$ (deg/s)	4 \pm 6		-13 \pm 8	*	-10 \pm 8	*	-11 \pm 6	**	<0.001
	$\delta\omega/x_{\text{intercept}}$	2 \pm 3%		-5 \pm 3%		-3 \pm 4%		-6 \pm 3%		
All (N=26)	$\delta\theta$ (deg)	0.8 \pm 0.5	***	-0.2 \pm 0.6		-0.1 \pm 0.7		1.1 \pm 0.8	***	<0.001
	$\delta\theta/y_{\text{intercept}}$	2 \pm 2%		0 \pm 2%		0 \pm 2%		3 \pm 3%		
	$\delta\omega$ (deg/s)	9 \pm 6	***	-8 \pm 7	***	-7 \pm 11	**	-1 \pm 15		<0.001
	$\delta\omega/x_{\text{intercept}}$	4 \pm 3%		-3 \pm 3%		-3 \pm 5%		-1 \pm 7%		

YA: Younger Adult, MA: Middle-aged Adult, OA: Older Adult.

The x and y intercepts are respectively 219deg/s and 34.8deg, results from the experimental perturbation threshold line for YA (Figure 4.6, top graph).

Significantly different from zero: * $p\leq 0.05$, ** $p\leq 0.01$, *** $p\leq 0.001$. Significant perturbation effects are **bolded**.

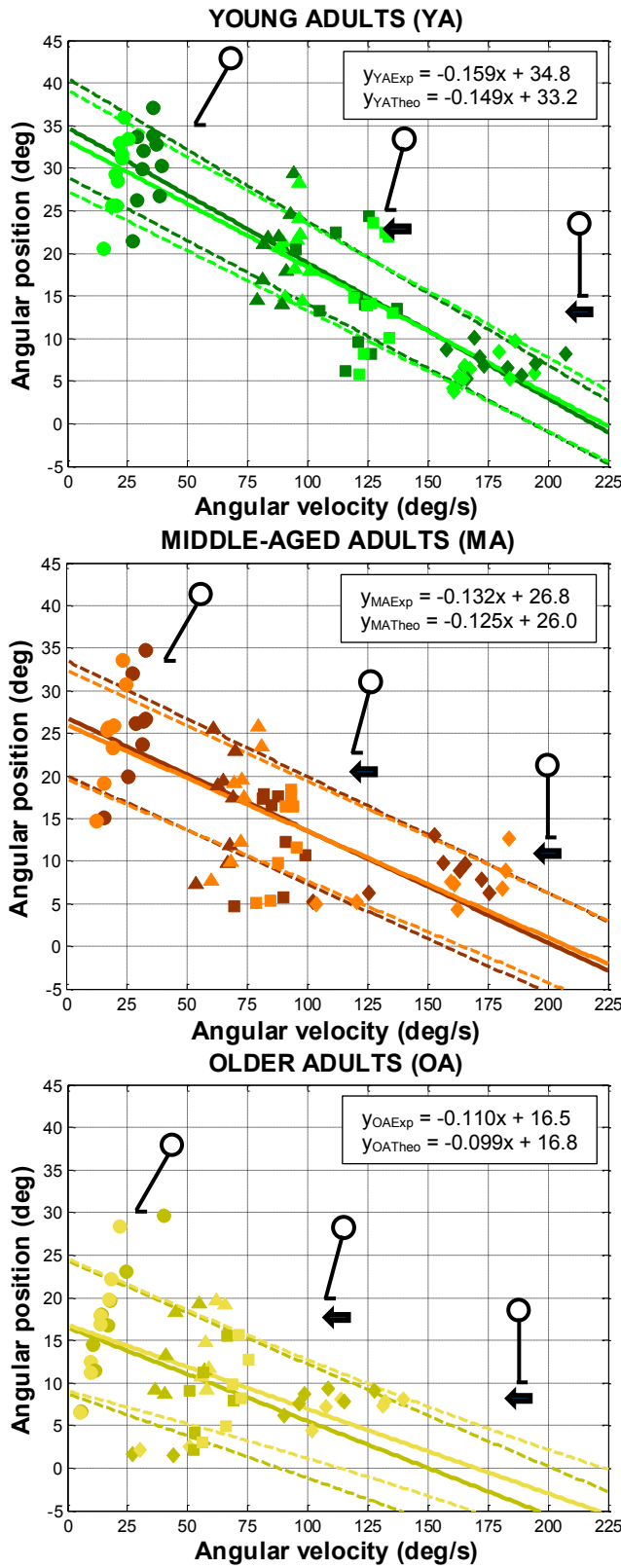


Figure 4.6: The experimental perturbation threshold lines from Pierre and Smeesters (2015) and theoretical perturbation threshold lines obtained using the inverted pendulum on a skid model, for lean releases, lean releases with slow and fast surface translations and surface translations trials at the threshold of balance recovery for younger (top), middle-aged (middle) and older (bottom) adults

The experimental (dark colored solid and dashed lines and symbols: mean \pm standard deviation, $\text{pseudo}R^2=0.924$, 0.826 and 0.520 for younger, middle-aged and older adults) and theoretical (light colored solid and dashed lines and symbols, $\text{pseudo}R^2=0.850$, 0.906 and 0.683 for younger, middle-aged and older adults) perturbation threshold lines were formed by the angular positions and velocities at the end of reaction time for the threshold trials at the maximum initial lean angle (circles), maximum initial lean angle with SLOW surface translation (triangles), maximum initial lean angle with FAST surface translation (squares) and maximum surface translation velocity (diamonds). Note that both experimental and theoretical perturbation threshold lines declined with age, shifting down and to the left.

4.5.2 Effect of the postural perturbations on the errors

Considering all age groups together for trials at the maximum lean angles or maximum translation velocities, all RMS errors (Table 4.4) and errors at reaction time (Table 4.5 and Figure 4.6) were significant for postural perturbation effects ($p < 0.001$, see Table 4.4 and Table 4.5 for results by age groups). Pairwise comparisons (Table 4.6 and Table 4.7) revealed that $\delta\theta_{RMS}$ was greater for surface translations compared to lean releases with surface translations ($p < 0.001$), and that $\delta\omega_{RMS}$ was greater for surface translations compared to lean releases ($p = 0.002$) and lean releases with surface translations ($p < 0.001$). Similarly, $\delta\theta_{RT}$ was greater for lean releases ($p < 0.001$) and surface translations ($p < 0.001$) compared to lean releases with surface translations, and $\delta\omega_{RT}$ was greater for lean releases compared to lean releases with surface translations ($p < 0.001$) and surface translations ($p = 0.014$).

4.5.3 Perturbation threshold lines

For younger, middle-aged and older adults, the experimental linear regressions between the angular positions and velocities at the end of reaction time for trials at the threshold of balance recovery from the study by Pierre and Smeesters [25] were very similar to the theoretical ones obtained using the inverted pendulum on a skid model (Figure 4.6).

4.6 Discussion

The inverted pendulum on a skid model did accurately simulate the angular position and velocity of participants from onset of perturbation to onset of response for lean releases, lean releases with (slow and fast) surface translations and surface translations for younger, middle-aged and older adults. Indeed, results showed that the majority of RMS errors (Table 4.4) and errors at reaction time (Table 4.5) between the experimental and theoretical angular positions and velocities were less than 3% and 5%, respectively. Only the angular velocity RMS error for surface translations was greater but still less than 8%. More importantly, the theoretical angular positions and velocities at the end of reaction time for maximum lean angle and maximum translation velocity trials formed perturbation threshold lines separating falls from recoveries (Figure 4.6) that were very similar to the ones obtained previously for younger, middle-aged and older adults in the experiment by Pierre and Smeesters [25]. Finally, both

experimental and theoretical perturbation threshold lines declined with age from younger to middle-aged to older adults, shifting down and to the left, and were similar to the ones obtained previously for younger [11,12,23,24] and older adults [2,12], considering differences in age ranges between studies.

The greatest limitation of the inverted pendulum on a skid model was the larger 8% angular velocity RMS errors for surface translations (Table 4.4 and Figure 4.5). Thiaux *et al.* [11] also had larger 9% angular velocity RMS errors for surface translations, while Pierre *et al.* [12] had larger 12% angular velocity RMS errors (and 13% errors at reaction time) for lean releases with waist pulls. They offered two sources of error that are also present in this study: 1) a numerical error in finite differences used to obtain angular velocities from angular positions; and 2) the fact that rubber sheet pull force (F_2) was modelled as a step rather than using the actual experimental impulse (Figure 4.3). Despite this limitation, errors at reaction time between the experimental and theoretical angular positions and velocities for surface translations were less than 3% and 4%, respectively.

The greatest strength of the inverted pendulum on a skid model was that it can, not only accurately simulate the outcome (fall or recovery) of lean releases, lean releases with waist pulls (to a lesser extent), waist pulls while walking and surface translations for younger and older adults as shown by Thiaux *et al.* [11] and Pierre *et al.* [12], but now also accurately simulate the outcome of lean releases, lean releases with surface translations and surface translations for younger, middle-aged and older adults. Indeed, although various inverted pendulum models have been used in the past to individually simulate lean releases [6,10], surface translations [13] and trips [14,18], we have now shown that the same inverted pendulum on a skid model can be used to simulate three of the five different types of postural perturbations as well as two combinations: lean releases (with or without waist pulls and with or without surface translations), waist pulls (while walking) and surface translations. Could it even be possible to use it for trips and slips by setting F_2 equal to the resulting impulsive ground contact force [14]? If so, this simple inverted pendulum on a skid model would reduce the need for expensive, time consuming and dangerous experiments, especially if large postural perturbations are used and avoiding a fall is not always possible.

In fact, Pierre *et al.* [12] used the inverted pendulum on a skid model to perform preliminary simulations of lean releases with surface translations. They did this to determine the best range and levels of lean release with and without surface translation amplitudes to use in this study, to insure a good distribution of results on the whole perturbation threshold line for younger adults from Moglo and Smeesters [23], thus filling the gap in data points between 80-120deg/s and 10-20deg (Figure 4.1). The dozens of hours spent on these preliminary simulations were nothing compared to the hundreds of hours of troubleshooting experiments they saved us. Moreover, the predictions made by Pierre *et al.* [12] (θ_{max} =30, 20 and 10deg for V =0, 0.60 and 1.13m/s) were extremely close to the experimental results obtained by Pierre and Smeesters [25] (θ_{max} =28.6, 14.7 and 8.2deg for V =0, 1.0 and 1.5m/s).

4.7 Conflict of interest statement

The authors declare that they have no financial or personal relationships with other people or organisations that inappropriately influenced their work.

4.8 Acknowledgements

This work was supported by National Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) grant 2014-06175. The authors thank Victorien Thiaux for knowledge transfer of the inverted pendulum on a skid model.

4.9 References

1. Hsiao-Weckler ET, 2008. Biomechanical and age-related differences in balance recovery using the tether-release method. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18(2), 179-187.
2. Moglo KE, Smeesters C, 2006. Effect of age and the nature of the postural perturbation on the threshold of balance recovery. Poster presentation. 30th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Blacksburg VA, Sep 6-9.
3. Feldman F, Robinovitch SN, 2007. Reducing hip fracture risk during sideways falls: evidence in young adults of the protective effects of impact to the hands and stepping. *Journal of Biomechanics* 40(12), 2612-2618.

4. Pijnappels M, Bobbert MF, van Dieen JH, 2005. Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. *Gait and Posture* 21(4), 388-394.
5. Troy KL, Grabiner MD, 2006. Recovery responses to surrogate slipping tasks differ from responses to actual slips. *Gait and Posture* 24(4), 441-447.
6. Hsiao ET, Robinovitch SN, 1999. Biomechanical influences on balance recovery by stepping. *Journal of Biomechanics* 32(10), 1099-1106.
7. Thelen DG, Burd DR, 2000. Direct dynamics simulation of stepping to recover balance. 24th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Chicago IL, July 19 - 22.
8. Lo J, Ashton-Miller JA, 2008b. Effect of Upper and Lower Extremity Control Strategies on Predicted Injury Risk During Simulated Forward Falls: A Study in Healthy Young Adults. *Journal of Biomechanical Engineering* 130(4), 041015-041015.
9. Lo J, Ashton-Miller JA, 2008a. Effect of pre-impact movement strategies on the impact forces resulting from a lateral fall. *Journal of Biomechanics* 41(9), 1969-1977.
10. Aftab Z, Robert T, Wieber P-B, 2012. Predicting multiple step placements for human balance recovery tasks. *Journal of Biomechanics* 45(16), 2804-2809.
11. Thiaux V, Robinovitch SN, Smeesters C, 2013. Modeling the lean release and surface translation perturbations with an inverted pendulum on a cart. Poster presentation. 37th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Omaha NE, Sep 4-7.
12. Pierre M, Moglo KE, Smeesters C, submitted 12/2015. Modeling the lean release, lean release with waist pull and waist pull while walking perturbations with an inverted pendulum. *Journal of Biomechanics*.
13. Wu M, Ji L, Jin D, Pai Y-c, 2007. Minimal step length necessary for recovery of forward balance loss with a single step. *Journal of Biomechanics* 40(7), 1559-1566.
14. van den Bogert AJ, Pavol MJ, Grabiner MD, 2002. Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip. *Journal of Biomechanics* 35(2), 199-205.
15. Forner Cordero AF, Koopman HJFM, van der Helm FC, 2004. Mechanical model of the recovery from stumbling. *Biological Cybernetics* 91(4), 212-220.
16. Smeesters C, Hayes WC, McMahon TA, 2007. Determining fall direction and impact location for various disturbances and gait speeds using the articulated total body model. *Journal of Biomechanical Engineering* 129(3), 393-399.
17. Shiratori T, Coley B, Cham R, Hodgins JK, 2009. Simulating balance recovery responses to trips based on biomechanical principles. Proceedings of the 2009 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation.
18. Roos PE, McGuigan MP, Trewartha G, 2010. The role of strategy selection, limb force capacity and limb positioning in successful trip recovery. *Clinical Biomechanics* 25(9), 873-878.

19. Owings TM, Pavol MJ, Foley KT, Grabiner MD, 2000. Measures of postural stability are not predictors of recovery from large postural disturbances in healthy older adults. *Journal of the American Geriatrics Society* 48(1), 42-50.
20. Owings TM, Pavol MJ, Grabiner MD, 2001. Mechanisms of failed recovery following postural perturbations on a motorized treadmill mimic those associated with an actual forward trip. *Clinical Biomechanics* 16(9), 813-819.
21. Pavol MJ, Owings TM, Foley KT, Grabiner MD, 2002. Influence of lower extremity strength of healthy older adults on the outcome of an induced trip. *Journal of the American Geriatrics Society* 50(2), 256-262.
22. Mansfield A, Maki BE, 2009. Are age-related impairments in change-in-support balance reactions dependent on the method of balance perturbation? *Journal of Biomechanics* 42(8), 1023-1031.
23. Moglo KE, Smeesters C, revised and resubmitted 03/2014. The threshold of balance recovery in the forward direction is not affected by the choice of the postural perturbation. *Journal of Biomechanics*.
24. Thiaux V, Robinovitch SN, Smeesters C, revised and resubmitted 05/2014. Comparison of the kinematics of the threshold of balance recovery of two postural perturbations: lean release and surface translation. *Journal of Biomechanics*.
25. Pierre M, Smeesters C, submitted 12/2015. Effect of age on the forward perturbation threshold line for lean releases, lean releases with surface translations and surface translations in younger, middle-aged and older adults. *Journal of Biomechanics*.
26. Cyr MA, Smeesters C, 2009. Maximum allowable force on a safety harness cable to discriminate a successful from a failed balance recovery. *Journal of Biomechanics* 42(10), 1566–1569.

4.10 Post-scriptum

Les résultats détaillés des comparaisons pairées sur l'effet de la perturbation posturale sont présentés ci-dessous pour les erreurs RMS (Table 4.6) et les erreurs au temps de réaction (Table 4.7).

Table 4.6: Pairwise comparisons of the effect of the postural perturbations on the RMS errors ($\delta\theta_{RMS}$ and $\delta\omega_{RMS}$) between the experimental and theoretical angular positions and velocities for younger, middle-aged and older adults

$\delta\theta_{RMS}$					$\delta\omega_{RMS}$				
pYA	LR	LRSST	LRFST	ST	pYA	LR	LRSST	LRFST	ST
LR	1.000	0.134	0.716	1.000	LR	1.000	0.171	1.000	0.433
LRSST		1.000	1.000	0.028	LRSST		1.000	1.000	0.007
LRFST			1.000	0.030	LRFST			1.000	0.011
ST				1.000	ST				1.000
pMA	LR	LRSST	LRFST	ST	pMA	LR	LRSST	LRFST	ST
LR	1.000	0.411	1.000	0.760	LR	1.000	0.779	1.000	0.122
LRSST		1.000	0.745	0.044	LRSST		1.000	1.000	0.052
LRFST			1.000	0.042	LRFST			1.000	0.031
ST				1.000	ST				1.000
pOA	LR	LRSST	LRFST	ST	pOA	LR	LRSST	LRFST	ST
LR	1.000	1.000	1.000	0.605	LR	1.000	1.000	1.000	0.425
LRSST		1.000	1.000	0.202	LRSST		1.000	0.202	0.395
LRFST			1.000	0.082	LRFST			1.000	0.182
ST				1.000	ST				1.000
pAll	LR	LRSST	LRFST	ST	pAll	LR	LRSST	LRFST	ST
LR	1.000	0.398	1.000	0.052	LR	1.000	1.000	1.000	0.002
LRSST		1.000	1.000	<0.001	LRSST		1.000	1.000	<0.001
LRFST			1.000	<0.001	LRFST			1.000	<0.001
ST				1.000	ST				1.000

LR: Lean release (Surface translation velocity = 0m/s), LRSST: Lean release with SLOW surface translation (YA: 1.0m/s, MA: 0.7m/s, OA: 0.5m/s),

LRFST: Lean release with FAST surface translation (YA: 1.5m/s, MA: 1.0m/s, OA: 0.7m/s), ST: surface translation.

YA: Younger Adult, MA: Middle-aged Adult, OA: Older Adult.

Significant perturbation effects are **bolded**.

Table 4.7: Pairwise comparisons of the effect of the postural perturbations on the errors at reaction time ($\delta\theta_{RT}$ and $\delta\omega_{RT}$) between the experimental and theoretical angular positions and velocities for younger, middles-aged and older adults

$\delta\theta_{RT}$					$\delta\omega_{RT}$				
pYA	LR	LRSST	LRFST	ST	pYA	LR	LRSST	LRFST	ST
LR	1.000	0.002	0.006	1.000	LR	1.000	<0.001	0.002	1.000
LRSST		1.000	1.000	0.004	LRSST		1.000	1.000	0.213
LRFST			1.000	0.015	LRFST			1.000	0.537
ST				1.000	ST				1.000
pMA	LR	LRSST	LRFST	ST	pMA	LR	LRSST	LRFST	ST
LR	1.000	0.002	0.824	1.000	LR	1.000	<0.001	0.010	0.124
LRSST		1.000	0.088	0.003	LRSST		1.000	1.000	1.000
LRFST			1.000	0.007	LRFST			1.000	1.000
ST				1.000	ST				1.000
pOA	LR	LRSST	LRFST	ST	pOA	LR	LRSST	LRFST	ST
LR	1.000	0.043	0.081	1.000	LR	1.000	0.052	0.083	0.016
LRSST		1.000	1.000	0.305	LRSST		1.000	0.740	1.000
LRFST			1.000	0.317	LRFST			1.000	0.805
ST				1.000	ST				1.000
pAll	LR	LRSST	LRFST	ST	pAll	LR	LRSST	LRFST	ST
LR	1.000	<0.001	<0.001	0.766	LR	1.000	<0.001	<0.001	0.014
LRSST		1.000	0.714	<0.001	LRSST		1.000	1.000	0.186
LRFST			1.000	<0.001	LRFST			1.000	1.000
ST				1.000	ST				1.000

LR: Lean release (Surface translation velocity = 0m/s), LRSST: Lean release with SLOW surface translation (YA: 1.0m/s, MA: 0.7m/s, OA: 0.5m/s),

LRFST: Lean release with FAST surface translation (YA: 1.5m/s, MA: 1.0m/s, OA: 0.7m/s), ST: surface translation.

YA: Younger Adult, MA: Middle-aged Adult, OA: Older Adult.

Significant perturbation effects are **bolded**.

CHAPITRE 5 CONCLUSION

L'objectif général de ce projet de maîtrise était de déterminer, de manière expérimentale et théorique, l'influence de l'âge sur la méthode du seuil de perturbation pour comparer différentes perturbations posturales vers l'avant à la limite du rétablissement de l'équilibre, soit le relâchement d'une inclinaison, le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface et la translation de surface.

De cet objectif général découlaient trois objectifs spécifiques concernant : 1) la modélisation des essais de Moglo et Smeesters [1, 2], 2) les chutes en laboratoire, et 3) la modélisation des essais de chute en laboratoire. Les sections suivantes effectuent le bilan des résultats, soulignent les contributions de cette maîtrise à la recherche et ses conséquences sur la santé, et présentent des recommandations pour les études futures.

5.1 Bilan des résultats

Le bilan des résultats est effectué en concluant sur la confirmation ou non des hypothèses associées à chacun des trois objectifs spécifiques.

5.1.1 Modélisation des essais de Moglo et Smeesters [1, 2]

Le premier objectif était de valider le modèle de pendule inverse sur surface glissante de Thiaux *et al.* [3] pour les perturbations posturales de relâchement d'une inclinaison, de relâchement d'une inclinaison avec tirage à la taille et de tirage à la taille en marchant chez des participants sains jeunes et âgés des expériences de Moglo et Smeesters [1, 2] (Chapitre 2) :

- Les erreurs moyennes quadratiques du début de la perturbation au temps de réaction et les erreurs au temps de réaction entre les positions et les vitesses angulaires expérimentales et théoriques étaient majoritairement inférieures au 10 % espéré, avec un maximum de 5 % pour les trois types de perturbations posturales ainsi que pour les deux groupes d'âge. Seules les erreurs de vitesses angulaires pour le relâchement d'une inclinaison avec tirage

à la taille s'élevaient malheureusement jusqu'à 13 %, mais pouvaient être réduites en deçà de 10 % en ôtant le délai entre l'initiation de la force de tirage et sa demi-hauteur initiale.

- Les seuils de perturbation expérimentaux et théoriques formés par les trois perturbations posturales étaient similaires pour les deux groupes d'âges.

5.1.2 Chutes en laboratoire

Le deuxième objectif était de déterminer expérimentalement le seuil de perturbation vers l'avant de participants sains jeunes (25 à 44 ans), mi-âgés (45 à 64 ans) et âgés (65 à 84 ans) pour le relâchement d'une inclinaison, le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface (lente et rapide) et la translation de surface (Chapitre 3) :

- L'angle d'inclinaison maximal et la vitesse de translation maximale diminuaient avec l'augmentation de l'âge.
- L'angle d'inclinaison maximal diminuait avec l'augmentation de la vitesse de translation du tapis.
- Les seuils de perturbation formés par les quatre perturbations posturales se déplaçaient vers la gauche et vers le bas avec l'augmentation de l'âge.
- Les seuils de perturbation formés par les quatre perturbations posturales pour les jeunes et les âgés étaient similaires à ceux des études précédentes de Moglo et Smeesters [1, 2] et Thiaux *et al.* [3], considérant les différences d'âges des groupes entre les études.
- La majorité des variables d'initiation, d'exécution et de géométrie de la réponse étaient affectées par l'âge (sauf la durée du pas, l'angle du pas et le ratio angulaire), mais pas par les quatre perturbations posturales (sauf la longueur du pas, l'angle du pas, l'angle d'inclinaison modifié et le ratio angulaire).

5.1.3 Modélisation des essais de chute en laboratoire

Le troisième et dernier objectif était de valider le modèle de pendule inverse sur surface glissante de Thiaux *et al.* [3] pour les perturbations posturales de relâchement d'une inclinaison, de relâchement d'une inclinaison avec translation de surface (lente et rapide) et de translation de surface des participants sains jeunes, mi-âgés et âgés des chutes en laboratoire ci-dessus (Chapitre 4).

- Les erreurs moyennes quadratiques du début de la perturbation au temps de réaction et les erreurs au temps de réaction entre les positions et les vitesses angulaires expérimentales et théoriques étaient toutes inférieures au 10 % espéré, avec un maximum de 5% pour les quatre perturbations posturales ainsi que pour les trois groupes d'âge. Seules les erreurs moyennes quadratiques de vitesses angulaires pour la translation de surface s'élevaient jusqu'à 8%.
- Les seuils de perturbation expérimentaux et théoriques formés par les quatre perturbations posturales étaient similaires pour les trois groupes d'âges en plus d'être similaires à ceux des études précédentes de Moglo et Smeesters [1, 2] et Thiaux *et al.* [3, 4].

Toutes les hypothèses de chacun des trois objectifs spécifiques ont donc été confirmées, avec quelques nuances pour certaines. Ce projet de recherche est donc un succès puisqu'il répond totalement à l'objectif général.

5.2 Contributions à la recherche

Cette maîtrise a amené plusieurs contributions importantes à la recherche sur la limite du rétablissement de l'équilibre :

- *Réduction du nombre d'heures d'expérience* : Le Chapitre 2 a permis d'illustrer comment le modèle de pendule inverse sur surface glissante de Thiaux *et al.* [3] peut être utilisé pour simuler une nouvelle perturbation posturale (translation de surface en marchant) ou une nouvelle combinaison de perturbations posturales (relâchement d'une inclinaison avec translation de surface). Il a permis de déterminer les meilleures plages et niveaux d'amplitudes à expérimenter pour chacune de ces deux perturbations posturales afin d'assurer une bonne distribution des résultats sur toute la ligne du seuil de perturbation. Ceci a donc drastiquement réduit le nombre d'heures d'expériences préliminaires pour ce projet de maîtrise. De plus, ces simulations n'ont demandé qu'une douzaine d'heures, ont engendré très peu de coûts, sont totalement sécuritaires, ne se sont jamais fatiguées et ne se sont jamais plaintes malgré le grand nombre de simulations effectués.
- *Nouvelles limites du rétablissement de l'équilibre établies pour plusieurs groupes d'âges* : Le Chapitre 3 a permis d'établir pour la première fois 1) l'angle d'inclinaison initial maximal vers l'avant pour le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface

chez les adultes jeunes, mi-âgés et âgés, 2) la vitesse de translation de surface maximale vers l'arrière pour la translation de surface chez les adultes mi-âgés et âgés (en plus de confirmer celle pour les jeunes adultes).

- *Validation de la méthode du seuil de perturbation pour 60% des perturbations posturales et deux combinaisons* : Le Chapitre 3 a permis d'établir expérimentalement le seuil de perturbation pour une nouvelle combinaison de perturbations posturales, le relâchement d'une inclinaison avec translation de surface. La méthode du seuil de perturbation a donc maintenant été validée pour trois des cinq types de perturbations posturales ainsi que pour deux combinaisons : relâchement d'une inclinaison (avec ou sans tirage à la taille et avec ou sans translation de surface), tirage à la taille (en marchant) et translation de surface. Ceci vient donc appuyer l'hypothèse que le choix de la perturbation postural ne semble pas affecter la limite du rétablissement de l'équilibre. De plus, il semble que la distance de l'origine à la ligne du seuil de perturbation des points de positions et vitesses angulaires à la fin du temps de réaction pour les essais avant ou après la limite du rétablissement de l'équilibre semble être proportionnelle à l'amplitude de la perturbation posturale de ces essais par rapport à leurs maximums.
- *Validation de la méthode du seuil de perturbation pour plusieurs groupes d'âges* : Le Chapitre 3 a permis d'établir le seuil de perturbation pour les mi-âgés, de préciser le seuil de perturbations pour les âgés et de confirmer celui pour les jeunes adultes. Pour chaque groupe d'âge, la méthode du seuil de perturbation peut donc prédire l'issue d'une perturbation posturale, i.e., si elle mènera inévitablement à une chute ou si le rétablissement de l'équilibre est possible.
- *Validation du modèle de pendule inverse sur surface glissante pour 60% des perturbations posturales et deux combinaisons* : Les Chapitre 2 et 4 ont permis de valider le modèle de pendule inverse sur surface glissante pour une nouvelle perturbation posturale ainsi que pour deux nouvelles combinaisons : relâchement d'une inclinaison avec tirage à la taille, relâchement d'une inclinaison avec translation de surface et tirage à la taille en marchant. En particulier, les simulations de tirage à la taille en marchant sont les premières à valider le modèle pour une perturbation posturale dynamique, soit avec une vitesse initiale non nulle. Le même modèle de pendule inverse sur surface glissante a donc maintenant été validé pour trois des cinq types de perturbations posturales ainsi que pour deux

combinaisons : relâchement d'une inclinaison (avec ou sans tirage à la taille et avec ou sans translation de surface), tirage à la taille (en marchant) et translation de surface.

- *Validation du modèle de pendule inverse sur surface glissante pour plusieurs groupes d'âge* : Les Chapitre 2 et 4 ont permis de valider que le modèle de pendule inverse sur surface glissante peut prédire l'issue d'une perturbation posturale, i.e., si elle mènera inévitablement à une chute ou si le rétablissement de l'équilibre est possible, pour deux nouveaux groupes d'âges, soit les adultes mi-âgés et âgés, en plus de jeunes adultes.

5.3 Conséquences sur la santé

Ultimement, tous les projets de recherche sur les chutes visent la baisse des statistiques sur les chutes (décès, handicaps, blessures, hospitalisations, frais médicaux) évoquées précédemment (Chapitre 1). En effet, les chutes sont une des causes majeures de décès pour les personnes âgées. Par exemple, pour beaucoup d'entre elles, une fracture de la hanche suite à une chute engendre souvent une hospitalisation et un alitement forcé qui démarre une réaction en chaîne de déclin physique et psychologique jusqu'au décès.

Pour éviter tout biais, les participants recrutés pour ce projet de maîtrise étaient des personnes saines. Malgré leur bon état de santé, les équipements de sécurité du laboratoire et la présence des opérateurs, les personnes âgées n'étaient pas rassurées à l'idée de tomber dans le laboratoire. Les résultats ayant démontré que l'âge est un facteur augmentant le risque de chute chez ses participants sains, imaginez alors le risque de chute chez des personnes dont la santé est précaire? Pour ces personnes frêles, la question n'est plus si elles vont tomber, mais plutôt quand et où elles vont tomber et si on peut réduire l'impact de leur chute.

Le but est donc d'éviter la première chute chez les personnes actuellement en santé. Bien sûr, il est possible de prévenir les chutes par de simples gestes du quotidien comme enlever les tapis, installer un bon éclairage, avoir de bonnes lunettes, etc... Toutefois, ce n'est pas suffisant. La solution pour prévenir une chute est d'améliorer l'habileté à rétablir son équilibre. Cela nécessite une intervention adaptée à chaque individu et la personnalisation de l'intervention est encore plus importante lorsqu'une personne a déjà été victime d'une première chute. Malheureusement, plusieurs de ces personnes arrêtent de faire de l'exercice

physique à cause de leur peur de tomber de nouveau, ce qui ne fera que réduire encore plus leur habileté à rétablir l'équilibre.

Aujourd'hui, il est possible de mesurer en laboratoire l'habileté à rétablir son équilibre à l'aide de plusieurs perturbations posturales. Cependant, la méthode du seuil de perturbation permettant de comparer les perturbations posturales entre elles, insinue que les résultats de n'importe laquelle des cinq types de perturbations posturales devraient être applicables aux quatre autres. En particulier, l'expérience de la tour inclinée est la plus facile, la moins coûteuse et la moins éprouvante physiquement à réaliser parmi toutes les perturbations posturales. De plus, ses résultats sont très fiables. Elle pourrait donc devenir le moyen de mesure de l'habileté à rétablir son équilibre. Cette mesure pourrait ainsi servir à déterminer l'efficacité d'un programme d'intervention personnalisé. La méthode du seuil de perturbation et le modèle de pendule inverse sur surface glissante devraient donc aider les chercheurs et les cliniciens à tirer des conclusions plus rapidement et plus étendues sur l'habileté à rétablir l'équilibre.

Finalement, il est important de souligner que lors essais expérimentaux de ce projet de maîtrise le commentaire « Vous m'apprenez à tomber ! » a été émis par une majorité des participants âgés. En vérité, c'étaient plutôt des petites astuces que nous avons données aux participants pour apprendre à rétablir leur équilibre, comme par exemple le fait d'écartier les bras, ou de faire le plus grand pas possible. Les participants quittaient donc le laboratoire avec plus de sérénité et avec le sentiment d'être plus fort face à la chute.

5.4 Recommandations pour les études futures

En terminant, des recommandations pour les études futures sont présentées ci-dessous :

- *Translation de surface en marchant* : Les simulations préliminaires du Chapitre 2 à l'aide du modèle de pendule inverse sur surface glissante de Thiaux *et al.* [3] suggéraient que combiner le relâchement de l'inclinaison avec la translation de surface avait une meilleure chance de remplir le manque de données entre 80-120deg/s et 10-20deg sur la ligne du seuil de perturbation des jeunes adultes de Moglo et Smeesters [2] que la translation de surface en marchant. C'était donc une raison importante pour ne pas inclure la translation de surface en marchant dans ce projet de maîtrise. De plus certains problèmes

méthodologiques devront être réglés si cette perturbation posturale est utilisée pour des études futures :

- L'implémentation d'un mouvement de marche n'est pas aisée. Les participants doivent marcher à un rythme constant imposé par un métronome. L'effet de surprise est très difficile à maintenir, puisque la disposition du laboratoire est telle que les participants savent exactement à quel moment ils vont être perturbés. Ils anticipent donc en ralentissant et/ou en baissant leur centre de masse.
- Une reconfiguration du Laboratoire de biomécanique du mouvement a été nécessaire due à l'achat du moteur linéaire. Par mesure de sécurité, ce dernier a été placé contre un mur, réduisant de fait l'espace disponible pour atteindre les vitesses de marche désirées avant d'atteindre la fosse à plateformes de force où doivent s'effectuer les essais. Cet espace est insuffisant pour permettre le minimum de deux pas nécessaires pour atteindre les vitesses de marche désirées.
- Ajouter cette perturbation au protocole expérimental imposerait fort probablement deux visites au laboratoire par participant, doublant ainsi le montant des compensations monétaires et la durée du recrutement. De plus, de nombreuses investigations théoriques et expérimentales supplémentaires devront être menées pour définir la vitesse de marche par tranche d'âge, le contrôle de la perturbation par rapport à l'emplacement du participant et la synchronisation du système d'acquisition en conséquence.
- *Effet du sexe* : Parmi les participants recrutés pour cette maîtrise, deux femmes âgées n'ont pas été capables de rétablir leur équilibre pour le relâchement d'une inclinaison initiale avec translation de surface (lente et rapide). De plus, les femmes sont généralement plus craintives à l'idée de tomber en laboratoire, et cette crainte s'accroît avec l'âge. Il pourrait donc être intéressant d'étudier l'effet du sexe sur la limite du rétablissement de l'équilibre. Pour cela, plus de participants seront cependant nécessaires.
- *Effet de la direction* : Dans la continuité des travaux sur la méthode du seuil de perturbation, il faudrait maintenant « se tourner » vers l'étude de l'effet de la direction des perturbations posturales. Jusqu'à aujourd'hui, seule la direction vers l'avant a été étudiée avec cette méthode. Les directions du côté et de l'arrière seraient donc à expérimenter.

Une réflexion quant aux placements des plateformes et aux vitesses de translation sera cependant indispensable.

- *Trébucher et glisser* : Seules trois types de perturbations posturales sur cinq ont actuellement été soumises à la méthode du seuil de perturbation. Il serait intéressant de savoir où se positionnent le trébuchement et le glissement sur le seuil de perturbation, mais l'amplitude de ces deux perturbations posturales est beaucoup plus difficile non seulement à définir, mais également à implémenter expérimentalement. Une première étape serait de simuler ces perturbations posturales à l'aide du modèle de pendule inverse sur surface glissante de Thiaux *et al.* [3] en se basant sur les données des études expérimentales sur le trébuchement et le glissement de la Table 3.1 afin de déterminer leurs positions et vitesses angulaires à la fin du temps de réaction par rapport au seuil de perturbation. D'ailleurs, il serait particulièrement intéressant de simuler les perturbations posturales des études expérimentales qui ont tentés de comparer les résultats de différentes perturbations de la Table 4.2 afin de confirmer les différences d'amplitudes de ces perturbations posturales par rapport à leurs maximums.
- *Détails méthodologiques à ne pas oublier* : Lors de ce projet de maîtrise, quelques petits détails méthodologiques expérimentaux et théoriques ont été oubliés et devraient être inclus dans les études futures :
 - Pour cette maîtrise, les fréquences de coupures utilisées pour le filtrage des données cinématiques (14Hz) et cinétiques (50Hz) étaient celles déterminées par le personnel du laboratoire de biomécanique du mouvement avant l'ajout du moteur linéaire. L'impact sur les résultats n'est pas énorme, mais pour bien faire une nouvelle analyse résiduelle devrait être effectuée.
 - Pour la modélisation des essais de chutes en laboratoires, il aurait été utile de mesurer l'amplitude maximale de l'accélération positive du moteur linéaire ainsi que sa durée à mi-hauteur pour les essais expérimentaux afin de quantifier leurs différences avec les valeurs théoriques. De même, malgré le fait qu'une validation qualitative a été effectuée, il aurait été utile de quantifier les erreurs moyennes quadratiques du début de la perturbation au temps de réaction (δx_{RMS}) et les erreurs au temps de réaction (δx_{RT}) entre les positions et les vitesses de translation de surface expérimentales et théoriques.

5.5 Références

1. Moglo, K.E. and C. Smeesters. *Effect of age and the nature of the postural perturbation on the threshold of balance recovery*. in *30th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*. 2006. Blacksburg VA.
2. Moglo, K.E. and C. Smeesters, *The threshold of balance recovery in the forward direction is not affected by the choice of the postural perturbation*. *Journal of Biomechanics*, revised and resubmitted 03/2014.
3. Thiaux, V., S.N. Robinovitch, and C. Smeesters, *Comparison of the kinematics of the threshold of balance recovery of two postural perturbations: lean release and surface translation*. *Journal of Biomechanics*, revised and resubmitted 05/2014.
4. Thiaux, V., S.N. Robinovitch, and C. Smeesters. *Modeling the lean release and surface translation perturbations with an inverted pendulum on a cart*. in *37th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*. 2013. Omaha NE.