

Université de Montréal

Étude du contrôle postural quasi-statique et dynamique en position debout des
personnes ayant une lésion médullaire incomplète

par Jean-François Lemay

École de réadaptation, Faculté de Médecine

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de
Philosophiae Doctor (Ph.D.)
en Sciences de la réadaptation

Octobre 2014

©Jean-François Lemay, 2014

Université de Montréal

Faculté des études supérieures et postdoctorales

Cette thèse intitulée :

Étude du contrôle postural quasi-statique et dynamique en position debout des
personnes ayant une lésion médullaire incomplète

présentée par Jean-François Lemay

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Dorothy Barthélemy, Ph.D.

Président-rapporteur

Sylvie Nadeau, Ph.D.

Directrice de recherche

Dany Gagnon, Ph.D.

Codirecteur

Robert Forget, Ph.D.

Membre du jury

Joyce Fung, Ph. D.

Examineur externe

RÉSUMÉ

Étude du contrôle postural quasi-statique et dynamique en position debout des personnes ayant une lésion médullaire incomplète

L'atteinte sensorimotrice découlant d'une lésion médullaire traumatique affecte la capacité à se tenir debout de façon sécuritaire. Chez les individus ayant une lésion médullaire incomplète, les chutes lors des tâches locomotrices sont fréquentes après la réadaptation, entraînant des blessures qui affectent la participation sociale et la qualité de vie. Une meilleure compréhension du contrôle postural en clinique aiderait à cibler des interventions efficaces à ce niveau. L'objectif général de cette thèse était donc d'étudier le contrôle postural debout lors de tâches variées chez les personnes avec lésion médullaire traumatique en utilisant une approche biomécanique. Les objectifs spécifiques étaient d'étudier divers aspects du contrôle postural en lien avec chacune des tâches et d'identifier les variables prédictives de la stabilité. Vingt-cinq (25) personnes ayant une lésion médullaire traumatique incomplète ont été recrutées. Elles ont été évaluées au laboratoire d'analyse de mouvement lors du maintien de la station debout quasi-statique yeux ouverts et fermés, de l'exécution d'un test des limites de stabilité multidirectionnelles, de la marche naturelle et de l'initiation et l'arrêt de la marche. Des mesures biomécaniques caractérisant le déplacement du centre de pression (COP) ainsi que le modèle du contrôle postural dynamique des forces stabilisantes et déstabilisantes ont été utilisés pour comparer le contrôle postural des patients à celui d'un groupe formé de 33 personnes en santé. Les résultats ont montré une diminution du contrôle postural quasi-statique et dynamique chez les personnes ayant une lésion médullaire comparativement aux personnes en santé. Cette diminution s'accompagnait d'une contribution élevée des informations visuelles à la station debout quasi-statique qui était associée au score du mini BESTest. Le déplacement du COP lors du test des limites de stabilité multidirectionnelle se caractérisait par une difficulté à suivre la direction indiquée. Ce manque de précision causait une augmentation du trajet nécessaire pour atteindre la distance maximale dans chacune des directions. Les résultats au maintien de la station debout quasi-

statique et au test des limites de stabilité multidirectionnelle n'étaient pas corrélés. La phase unipodale de la marche des personnes ayant une lésion médullaire différait de celle des personnes en santé par une force stabilisante maximale moindre et une force déstabilisante plus grande alors que l'arrêt de la marche se révélait plus instable que l'initiation de la marche chez les personnes ayant une lésion médullaire. Pour l'ensemble des tâches de marche, la vitesse du COM et la distance entre le COP et la base de support étaient les facteurs explicatifs principaux des forces stabilisantes et déstabilisantes. En somme, les résultats confirment l'impression clinique d'une atteinte générale du contrôle postural debout des personnes ayant une lésion médullaire; ils en précisent les caractéristiques et ciblent les paramètres à considérer dans la rééducation.

Mots-clés : lésion médullaire, contrôle postural debout, ambulation, évaluation, biomécanique, réadaptation.

ABSTRACT

Analysis of quasi-static and dynamic postural control while standing among individuals with an incomplete spinal cord injury

Sensorimotor impairments resulting from a traumatic spinal cord injury affect the ability to stand safely. Individuals with incomplete spinal cord injury commonly experience falls while performing locomotor tasks after rehabilitation, resulting in injuries that affect social participation and quality of life. A better understanding of postural control in the clinical setting would help to identify effective interventions in this regard. The main objective of this thesis was to investigate standing postural control during various tasks among individuals with traumatic spinal cord injury using biomechanical assessments. The specific objectives were to explore the various aspects of postural control associated with each task and to identify explanatory factors of postural control. Twenty-five (25) people with incomplete traumatic spinal cord injury were recruited and underwent biomechanical assessments in a pathokinesiology laboratory. These assessments examined quasi-static stance with eyes open and closed, comfortable multidirectional limits of stability, natural gait, and gait initiation and termination. Biomechanical measures characterizing the displacement of the center of pressure (COP) as well as the stabilizing/destabilizing force model were used to compare the postural control of individuals with spinal cord injury with 33 able-bodied individuals. The results showed a decrease in quasi-static and dynamic postural control in people with spinal cord injury compared to their healthy counterparts. This decrease was accompanied by excessive reliance on visual information during quasi-static standing and correlated with the scores achieved on the Mini-BESTest. Displacement of the COP during the comfortable multidirectional limits of stability test was characterized by difficulty in following the indicated direction. This lack of precision increased the distance required to reach the maximal position in each direction. Measures of quasi-static stance did not correlate with those of the comfortable multidirectional limits of stability test. The single-support phase of gait among individuals with spinal cord injury was found to have a lower

maximal stabilizing force and a greater destabilizing force compared to able-bodied individuals, whereas gait termination was more challenging than gait initiation for individuals with spinal cord injury. For all gait tasks, the COM velocity and the distance between the COP and the base of support were the main explanatory factors of stabilizing and destabilizing forces. To summarize, the results confirm the clinical impression of standing postural control impairment among individuals with spinal cord injury and identify the characteristics and parameters to consider for rehabilitation.

Keywords: spinal cord injury, standing postural control, gait, evaluation, biomechanics, rehabilitation

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	II
TABLE DES MATIÈRES	VI
LISTE DES TABLEAUX	X
LISTE DES FIGURES	XII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XIV
DÉDICACE	XVI
REMERCIEMENTS	XVII
CHAPITRE 1: INTRODUCTION	1-1
CHAPITRE 2: RECENSION DES ÉCRITS	2-1
2.1 Lésion médullaire.....	2-1
2.1.1 Incidence, prévalence et coûts associés	2-1
2.1.2 Classification des lésions médullaires	2-1
2.1.3 Conséquences d'une lésion médullaire	2-4
2.2 Contrôle postural.....	2-8
2.2.1 Définition du contrôle postural	2-8
2.2.2 Composantes biomécaniques du contrôle postural	2-8
2.2.3 Physiologie du contrôle postural.....	2-11
2.2.4 Contrôle postural debout quasi-statique	2-19
2.2.5 Contrôle postural debout dynamique.....	2-21
2.2.6 Évaluation clinique du contrôle postural debout.....	2-32
2.3 Résumé de la revue de la littérature	2-38
CHAPITRE 3: OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	3-1
3.1 Objectifs généraux et hypothèses générales de la thèse.....	3-1
3.2 Objectifs spécifiques de la thèse.....	3-1
CHAPITRE 4: MÉTHODOLOGIE	4-1

4.1	Approbations liées à la réalisation du projet.....	4-1
4.2	Population à l'étude.....	4-1
4.3	Recrutement des participants	4-2
4.4	Procédure	4-3
4.4.1	Évaluations cliniques.....	4-4
4.4.2	Évaluations en laboratoire.....	4-8
4.4.3	Analyse des données.....	4-12
4.4.4	Analyses statistiques.....	4-12
CHAPITRE 5: RÉSULTATS		5-1
5.1	Article # 1: Influence of visual inputs on quasi-static standing postural steadiness in individuals with spinal cord injury	5-3
5.1.1	Préface	5-4
5.1.2	Abstract.....	5-5
5.1.3	Introduction:.....	5-6
5.1.4	Methods:.....	5-6
5.1.5	Results:.....	5-7
5.1.6	Discussion:.....	5-8
5.1.7	Conclusion:.....	5-9
5.1.8	Acknowledgements:.....	5-9
5.1.9	Conflict of interest statement.....	5-9
5.1.10	References.....	5-10
5.2	Article # 2: Center-of-pressure total trajectory length is a complementary measure to maximum excursion to better differentiate multidirectional standing limits of stability between individuals with incomplete spinal cord injury and able-bodied individuals	5-16
5.2.1	Préface	5-17
5.2.2	Abstract.....	5-18
5.2.3	Background:.....	5-20
5.2.4	Methods:.....	5-22
5.2.5	Results:.....	5-26
5.2.6	Discussion.....	5-27
5.2.7	Conclusion	5-33

5.2.8	References:	5-35
5.3	Article # 3: Postural and dynamic balance while walking in adults with incomplete spinal cord injury	5-45
5.3.1	Préface	5-46
5.3.2	Abstract	5-48
5.3.3	Introduction	5-49
5.3.4	Methods	5-51
5.3.5	Results	5-55
5.3.6	Discussion	5-57
5.3.7	Conclusion	5-61
5.4	Article 4: Balance during gait initiation and termination of adults with incomplete spinal cord injury	5-72
5.4.1	Préface	5-73
5.4.2	Abstract	5-75
5.4.3	Introduction	5-76
5.4.4	Methods	5-77
5.4.5	Results	5-82
5.4.6	Discussion	5-84
5.4.7	Conclusion	5-87
5.4.8	References	5-88
CHAPITRE 6: DISCUSSION GÉNÉRALE DES RÉSULTATS		6-1
6.1	Synthèse des résultats de la thèse	6-1
6.1.1	Équilibre quasi-statique	6-1
6.1.2	Intégration sensorielle	6-4
6.1.3	Liens entre le contrôle postural quasi-statique vs dynamique	6-5
6.1.4	Modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes	6-6
6.2	Contribution à la pratique clinique	6-12
6.2.1	Évaluer de façon exhaustive le contrôle postural debout en clinique	6-12
6.2.2	Améliorer le contrôle du COP	6-14
6.2.3	Favoriser la normalisation de l'intégration sensorielle	6-15
6.2.4	Paramètres à varier pour améliorer le contrôle postural dynamique	6-15
6.3	Limites des travaux	6-16

6.3.1	Limites associées aux qualités métrologiques des tests utilisés	6-16
6.3.2	Limites méthodologiques.....	6-17
6.3.3	Généralisation des études.....	6-19
6.4	Avenues de recherches futures	6-19
6.4.1	Évaluation de l'intégration sensorielle	6-20
6.4.2	Validation d'une échelle clinique	6-20
6.4.3	Évaluation biomécanique exhaustive de la marche	6-21
6.4.4	Déterminants du contrôle postural debout.....	6-22
CHAPITRE 7:	CONCLUSION	7-1
CHAPITRE 8:	RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	8-1
ANNEXE I:	CERTIFICAT D'ÉTHIQUE	I
ANNEXE II:	FORMULAIRES DE CONSENTEMENT	IV
ANNEXE III:	ABRÉGÉS DES PRÉSENTATIONS PUBLIÉES.....	XIX
ANNEXE IV:	ABRÉGÉS NON PUBLIÉS.....	XXVI

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 : Échelle de sévérité de l'American Spinal Cord Injury Association (ASIA).....	2-4
Tableau 2.2 : Épreuves de l'échelle de Berg.....	2-33
Tableau 4.1: Critères d'inclusion et d'exclusion pour les participants ayant une LM.....	4-2
Tableau 4.2: Provenance des participants selon les publications.....	4-4
Tableau 4.3: Données démographiques et évaluations cliniques des participants ayant une LM.....	4-5
Tableau 4.4: Évaluations en laboratoire effectuées par les participants ayant une LM.....	4-6
Tableau 4.5 : Caractéristiques démographiques et évaluations des personnes en santé.....	4-7
Tableau 4.6: Emplacement des marqueurs.....	4-11
Tableau 4.7: Repères anatomiques sondés.....	4-11
Tableau 5.1 : Median and quartiles for all COP-related measures and Romberg ratios.....	5-15
Tableau 5.2: Descriptive characteristics of the participants (n=32), mean (SD) and range.....	5-38
Tableau 5.3: Descriptive characteristics of the participants on the dynamic and quasi-static tests.....	5-39
Tableau 5.4: Correlation matrix between the dynamic and the quasi-static tests for individuals with SCI.....	5-40
Tableau 5.5 : Characteristics (mean \pm SD) for all participants and subgroups.....	5-65
Tableau 5.6 : Between-group comparisons on stability variables during the single support phase of walking.....	5-66
Tableau 5.7 : Pearson's correlation coefficients between stability and biomechanical parameters.....	5-67

Tableau 5.8 : Multiple regression analyses (stepwise) on stability parameters.....	5-68
Tableau 5.9 : Mean characteristics of the participants (n=12)	5-91
Tableau 5.10 : Median and range of stabilizing and destabilizing forces as well as biomechanical explanatory factors during gait initiation and termination	5-92
Tableau 5.11 : Level of significance of the Wilcoxon signed-rank tests and effect sizes (Pearson's r correlation coefficient) on tasks comparison.	5-93

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1 : Évaluation des fonctions sensibles et motrices de l'American Spinal Cord Injury Association (ASIA)	2-3
Figure 2.2: Base de support, limites de stabilité et aire usuelle des déplacements du COP lors de la station debout quasi-statique.....	2-10
Figure 2.3: Trajectoire du COM et du COP durant la marche.....	2-24
Figure 2.4: Trajectoire du COM et du COP durant l'initiation de la marche	2-26
Figure 2.5: Trajectoire du COM et du COP durant l'arrêt de la marche.....	2-27
Figure 2.6: Modèle d'évaluation de l'équilibre dynamique par les forces stabilisantes et déstabilisantes	2-30
Figure 2.7: Test des limites de stabilité du Balance Master.....	2-32
Figure 2.8: Épreuves du Balance Evaluation Systems Test et des versions abrégées.....	2-37
Figure 4.1: Standardisation de la position des pieds	4-9
Figure 4.2: Test des limites de stabilité multidirectionnelle.....	4-10
Figure 5.1 : Profile of the COP velocity and displacement of two participants.....	5-13
Figure 5.2 : Scatter plots of the Mini BESTest and Romberg ratio of the COP parameters	5-14
Figure 5.3 : Mean and standard deviation (SD) of the COP _{max} and the COP _{length} for both groups of participants.	5-42
Figure 5.4 : Example of COP displacement during the MLST for a SCI and an able-bodied participant.....	5-43
Figure 5.5 : Statistically significant level of association between the QST and the MLST parameters in individuals with SCI.	5-44
Figure 5.6 : Profile of the stabilizing and destabilizing forces and their potential explanatory factors for both groups of participants.	5-70

Figure 5.7 : Scatter plots of the maximal stabilizing force and the minimal destabilizing force as a function of their potential explanatory factors..... 5-71

Figure 5.8 : Comparison between the single-support and bipodal phases of gait initiation and termination..... 5-95

Figure 5.9: Profiles of the stabilizing and destabilizing forces and their potential explanatory factors. 5-97

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

ABLE	Activity-based Balance Evaluation Scale
AIS	ASIA Impairment Scale
APA	Ajustements posturaux anticipatoires
ASIA	American Spinal Cord Injury Association
AVC	Accident vasculaire cérébral
BBS	Berg Balance Scale
BESTest	Balance Evaluation Systems Test
BOS	Base of support/Base de support
COG	Centre de gravité
COM	Centre de masse
COP	Centre de pression
COP_{area}	Aire du polygone formé par le COP_{max}
COP_{length}	Longueur du trajet du COP
COP_{max}	Distance maximale franchie par le COP
CRIR	Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation
ERRSM	Équipe de recherche en réadaptation sensorimotrice
FRQ-S	Fond de recherche du Québec-Santé
IRGLM	Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal
LM	Lésion médullaire
LEMS	Lower Extremity Motor Score
LOS	Limits of stability/limites de stabilité
MBT	Mini BESTest
REPAR	Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation

RMS	Root mean square/moyenne quadratique
RPA	Réponse posturale automatique
SBM	Smart Balance Master
SCI	Spinal Cord Injury
SCI-FAI	Spinal Cord Injury Functional Ambulation Inventory
SCIM	Spinal Cord Injury Independence Measure
VPS	Verticale posturale subjective
VVS	Verticale visuelle subjective
WISCI	Walking Index for Spinal Cord Injury

DÉDICACE

À Léonard et Philémon,

À Marie,

Vous m'êtes très précieux.

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à exprimer toute ma reconnaissance envers ma directrice, Dre Sylvie Nadeau. Après mes études de maîtrise, je la remercie d'avoir accepté de me superviser pour mes études doctorales. Elle a su me guider à travers les nombreuses étapes du doctorat. Malgré son horaire chargé, j'ai toujours senti sa disponibilité et son écoute. J'ai donc pu bénéficier d'un encadrement sans pareil qui m'a permis d'approfondir encore plus mes connaissances en recherche. Merci mille fois, Sylvie.

J'aimerais également remercier Dr. Dany Gagnon, mon co-directeur, pour sa très grande implication et sa complicité tout au long de mes études. J'ai particulièrement apprécié sa contribution pour la rédaction des divers articles scientifiques inclus dans cette thèse. Il a su m'apporter un éclairage nouveau à cet effet. Grâce à lui, j'ai mieux compris la structure de ces productions écrites et l'interprétation des analyses statistiques. Merci Dany pour ta rigueur et ton support.

Parallèlement, j'aimerais remercier Dr. Cyril Duclos pour son apport à mes études doctorales. Sa connaissance profonde du modèle d'équilibre dynamique m'a été utile pour peaufiner la rédaction des deux derniers articles de cette thèse. J'ai pu avoir avec lui des discussions de très haut niveau sur le contrôle postural qui m'ont grandement éclairé par la suite dans mes études. Merci Cyril pour ton implication.

Plusieurs personnes m'ont soutenu lors des collectes de données en laboratoire et du traitement de ces données. J'aimerais remercier Philippe Gourdou, Youssef El-Khamlichi, Carole Miéville, Guillaume Desroches et de feu Pierre Desjardins. Leur assistance précieuse m'a permis de comprendre et réaliser ces tâches complexes. Je tiens particulièrement à souligner la contribution importante de Philippe Gourdou pour l'analyse du test des limites de stabilité multidirectionnelles. J'aimerais également remercier Michel Goyette, ingénieur, pour son support en ce qui concerne le matériel informatique.

Avec le recul, je réalise que l'examen de synthèse aura été une étape déterminante pour développer et consolider mes connaissances. En plus de mes directeurs,

j'aimerais remercier Dr. Robert Forget, Dr. Luc Noreau et Dre. Debbie Feldmann d'avoir accepté de prendre part à cet exercice aussi exigeant qu'instructif. Parallèlement, j'aimerais souligner le travail de Marie Brodeur Gélinas et Gilles Bisson pour la révision linguistique de mes épreuves.

L'aventure doctorale n'aurait pu se dérouler sans un soutien financier important. Les bourses provenant du FRQ-S, de la faculté des études supérieures et postdoctorales, de même que la contribution de ma directrice et de l'IRGLM m'ont permis de réaliser mes études en minimisant les impacts financiers sur ma petite famille. Je remercie également la fondation Craig H. Nielsen et l'ERRSM pour le support financier au projet de recherche ainsi que le CRIR et le REPAR pour l'aide financière m'ayant permis de participer à divers congrès et de réaliser des affiches scientifiques.

Tout aussi important que le soutien financier est le soutien moral dont j'ai pu bénéficier. J'aimerais saluer chaleureusement la présence de mes amies du doctorat, soit Carole Miéville, Séléna Lauzière et Martina Betschart, pour leur écoute et les joyeux moments de décrochage délicieusement accompagnés de chocolat suisse! Surtout, je vous souhaite bonne chance pour la suite. J'ai une bonne pensée aussi pour tous les autres étudiants aux études supérieures de l'École de réadaptation de l'Université de Montréal. Cette petite communauté m'a fourni un support exceptionnel à de multiples niveaux et c'était avec grand plaisir que je les retrouvais quelques fois par année lors de colloques ou de soupers informels. À tous ceux-ci, j'ajoute enfin les encouragements de mes amis et collègues de travail dans les divers programmes de l'IRGLM.

J'aimerais enfin remercier ma famille, ma belle-famille et mes amis. Un merci particulier à Gilles, mon ami, pour son écoute unique. Je t'en dois plusieurs! Merci à mes fistons, Léonard et Philémon, mon rôle de papa étant encore la meilleure façon de décrocher du traitement de données, des analyses statistiques et des périodes de rédaction. Leur présence fut salutaire pour me garder les pieds sur terre et poursuivre mon autre doctorat, celui en paternité. Merci enfin à Marie, ma conjointe, pour son amour, sa présence, sa compréhension, son support et sa complicité.

CHAPITRE 1: INTRODUCTION

Au Canada, on estime qu'environ 4 300 nouvelles personnes seront victimes d'une lésion à la moelle épinière chaque année. Selon les différentes études, cela représente une incidence se situant entre 35 et 53 cas par million, ce qui concorde avec l'incidence rapportée sur le plan international (Dryden et al., 2003; Pickett et al., 2006; Pickett et al., 2003; Wyndaele et Wyndaele, 2006). On retrouve jusqu'à 51% de lésions médullaires (LM) d'origine traumatique (Farry et Baxter, 2010; Noonan et al., 2012). La prévalence de cette condition au Canada s'élève à 85 556 personnes, une donnée combinant tant les lésions de type traumatique que non traumatique (Farry et Baxter, 2010). Les études rapportent une tendance vers un plus grand nombre de lésions incomplètes (47,9 à 60%) par rapport aux lésions complètes (Wyndaele et Wyndaele, 2006). Une proportion non négligeable de cette clientèle peut donc aspirer à retrouver une certaine fonction en position debout.

Récupérer la locomotion est jugé prioritaire par les personnes ayant subi une LM (Ditunno et al., 2008). Si l'atteinte de cet objectif est limitée suite à une lésion complète, les statistiques révèlent que la plupart des gens présentant initialement une certaine motricité sous le niveau lésionnel retrouvent un niveau de marche fonctionnel après la réadaptation. En effet, alors que moins de 10% des personnes ayant une lésion complète (AIS A) peuvent remarcher, cette statistique s'élève à plus de 80% chez les personnes présentant une lésion incomplète de type AIS D (Scivoletto et al., 2009).

Cependant, cette récupération de la station debout et de l'ambulation s'accompagne d'un risque de chute particulièrement élevé chez ces individus. En effet, de récentes études prospectives et rétrospectives rapportent que de 54 à 75% des personnes atteintes d'une LM incomplète et ayant récupéré une certaine mobilité ambulatoire rapportent avoir chuté au moins une fois durant la période évaluée (Amatachaya et al., 2011; Brotherton et al., 2007a; Phonthee et al., 2013). Ces chutes ne sont pas sans conséquence, telles que le révèlent les fractures (18%) et la réduction de la

participation sociale (45%) qui en résultent (Amatachaya et al., 2011; Brotherton et al., 2007a). Comme le contrôle postural en position debout sert fréquemment de facteur prédictif du risque de chute et de la fonction ambulatoire chez de multiples populations dont celle atteinte d'une LM (Saraf et al., 2010; Scivoletto et al., 2008; Wirz et al., 2010), il s'avère pertinent d'en comprendre les particularités chez cette clientèle afin de mieux orienter les interventions visant à réduire le nombre de chutes et à optimiser la fonction en position debout.

À l'heure actuelle, en dépit de la pertinence, peu d'études portent sur le contrôle postural de personnes ayant une LM. Parmi celles-ci, Thigpen et al. (2009) ont observé une latence plus importante des réponses posturales à une perturbation externe chez huit personnes ayant une LM traumatique par rapport à autant de personnes en santé. Lee et al. ont étudié le contrôle postural quasi-statique de 10 personnes ayant une LM incomplète et de 10 personnes en santé à l'aide du système d'évaluation du contrôle postural Tetrax (Lee et al., 2012). L'ensemble des évaluations révélait une stabilité diminuée, une plus grande intensité de la fréquence des oscillations posturales, une distribution de la mise en charge plus asymétrique et un indice de chute plus élevé dans le groupe de personnes ayant une LM. Des informations somatosensorielles limitées ou une compensation insuffisante par les informations visuelles expliqueraient les altérations du contrôle postural détectées, selon les auteurs (Lee et al., 2012). Des évidences indirectes d'une atteinte de l'intégration sensorielle nécessaire au contrôle postural émergent d'une étude de Van Hedel et al. (2005) qui notent une capacité moindre à éviter un obstacle en marchant sur un tapis roulant lorsque la vision est obstruée chez cette clientèle par rapport à des individus en santé. Chez des individus présentant une myélopathie cervicale, on rapporte aussi la présence d'une plus grande instabilité lors de la station debout et des latences plus importantes des réactions posturales suite à une perturbation en comparaison à des personnes en santé (Nardone et al., 2008; Yoshikawa et al., 2008). Parallèlement, quelques recherches ont porté sur les qualités métrologiques de certains outils de mesure clinique du contrôle postural debout tels que l'échelle de Berg (Datta et al., 2012; Datta et al., 2009; Wirz et al., 2010), le Activity-based

Balance Level Evaluation (Ardolino, 2010; Ardolino et al., 2012) et certaines épreuves du Balance Master (Lemay et Nadeau, 2013). Ces études mettent en relief plusieurs lacunes dans ces évaluations, tels qu'un effet plafond et une validité prédictive limitée du risque de chute. Elles suggèrent également une atteinte générale du contrôle postural sans en préciser les caractéristiques.

En ce qui a trait à l'évaluation de la marche chez les personnes avec LM, elle semble être caractérisée par une variabilité accrue des paramètres de marche (longueur, largeur et placement des pas) et d'équilibre (marge de stabilité) par rapport aux sujets en santé (Day et al., 2012). Des adaptations posturales sont également présentes chez ces individus lors de la marche sur tapis roulant. Entre autres, Leroux et al. (2006) rapportent une augmentation de la flexion antérieure du tronc et du bassin durant la marche sur un plan horizontal ou incliné (Leroux et al., 2006) alors que Pepin et al., (2003) constatent des modifications dans l'activité électromyographique des muscles des membres inférieurs et de la cinématique du genou par rapport à des individus en santé (Pepin et al., 2003). L'ensemble de ces observations suggèrent une altération du contrôle postural lors des activités locomotrices usuelles et justifient des études visant à mieux comprendre les atteintes de cette clientèle afin de guider la réadaptation.

Jusqu'à présent, les interventions visant à améliorer principalement ou en parallèle le contrôle postural debout des personnes ayant une lésion à la moelle épinière (LM) ont fait l'objet de quelques études. Ces interventions sont composées d'exercices réalisés sur une plateforme de force avec une tâche affichée sur un écran (Sayenko et al., 2010; Tamburella et al., 2013) ou d'exercices généraux conventionnels de physiothérapie (Alexeeva et al., 2011; Fritz et al., 2011; Harkema et al., 2011). Dans cette dernière étude, les exercices ciblant le contrôle postural ne sont pas suffisamment décrits pour répliquer la méthodologie. Même si toutes ces études ne comprennent pas toutes un groupe contrôle, elles montrent néanmoins une amélioration du contrôle postural suivant l'entraînement, quel qu'il soit. Des

connaissances supplémentaires sur le contrôle postural debout permettraient de préciser comment en optimiser les paramètres.

En somme, les caractéristiques du contrôle postural debout suite à une LM ne sont que partiellement exposées et ne suffisent pas à formuler des recommandations quand aux évaluations et interventions à privilégier. Parmi les études répertoriées précédemment, seulement trois ont tenté de caractériser le contrôle postural d'individus ayant une LM traumatique à partir d'évaluations quantifiant des paramètres biomécaniques (Day et al., 2012; Lee et al., 2012; Thigpen et al., 2009).

En comptant la présente introduction, cette thèse comprend sept (7) chapitres dédiés successivement à la recension des écrits nécessaires à la compréhension de cet ouvrage (cf. Chapitre 2), à la description des objectifs généraux et spécifiques ainsi que la formulation des hypothèses qui en découlent (cf. Chapitre 3), à la présentation de la méthodologie complémentaire à celle décrite dans les articles scientifiques (cf. Chapitre 4), aux résultats de quatre (4) articles (cf. Chapitre 5), à la discussion générale portant sur l'ensemble des résultats de la thèse (cf. Chapitre 6) et à la conclusion (cf. Chapitre 7). Des quatre (4) manuscrits inclus dans la section résultat, trois (3) sont maintenant publiés dans une revue avec comité de pairs et le dernier a été soumis pour publication et est présentement en révision. En parallèle, 5 abrégés ont été présentés dans des congrès sur les scènes provinciale, nationale et internationale en lien avec les résultats de ce projet d'études doctorales. Des exemples sont présentés aux annexes III et IV.

CHAPITRE 2: RECENSION DES ÉCRITS

2.1 Lésion médullaire

2.1.1 Incidence, prévalence et coûts associés

Au pays, l'incidence annuelle des lésions à la moelle épinière se situe entre 35 et 53 cas par million, ce qui représente environ 4300 nouveaux cas par année (Farry et Baxter, 2010; Noonan et al., 2012; Pickett et al., 2006; Pickett et al., 2003; Pirouzmand, 2010). L'âge moyen des personnes victime de ces lésions se situe à 35 ans, les hommes étant plus affectés par ce type de blessure que les femmes dans une proportion allant de 3 à 5 pour un (Dryden et al., 2003; Guilcher et al., 2010; Pickett et al., 2006; Wyndaele et Wyndaele, 2006). Les lésions médullaires entraînent des coûts annuels élevés en soins de santé que l'on estime à 2,67 milliards au Canada et de 4 à 9,7 milliards de dollars aux États-Unis (Ackery et al., 2004; Krueger et al., 2013; Sekhon et Fehlings, 2001). La LM se retrouve ainsi au second rang des conditions médicales les plus dispendieuses à traiter (Winslow et al., 2002). De ce point de vue, toute amélioration dans les interventions prodiguées à ce groupe est susceptible de se traduire par une diminution des coûts de santé.

2.1.2 Classification des lésions médullaires

2.1.2.1 Lésions traumatiques et non traumatiques

Une lésion médullaire se produit lorsque l'intégrité de sa structure est altérée. Cette altération peut être de deux natures, soit traumatique ou non traumatique. Une lésion traumatique se produit suite à un impact physique externe, les accidents de la route (55%) et les chutes (18%) formant les deux causes les plus fréquentes (Dryden et al., 2003; Farry et Baxter, 2010). La LM non-traumatique, souvent dénommée myélopathie, résulte d'une condition médicale affectant la moelle telle qu'une infection, une maladie ou une tumeur (Farry et Baxter, 2010). On estime que jusqu'à 51% des lésions médullaires seraient d'origine traumatique au Canada (Farry et

Baxter, 2010; Noonan et al., 2012). À noter que comme la population étudiée dans cette thèse est celle ayant une LM traumatique, la recension des écrits se concentrera particulièrement sur ce type de lésion. Cependant, comme la littérature portant sur l'équilibre debout des personnes ayant une LM traumatique est encore peu étayée, des compléments d'informations provenant de la clientèle myélopathique (lésion non-traumatique) seront présentés pour mieux supporter le propos.

2.1.2.2 Lésions complètes et incomplètes

Les lésions médullaires se définissent également selon le degré de sévérité de la lésion. D'emblée, on distingue deux sortes de lésions, soit les lésions complètes et incomplètes. Cette division se base sur l'évaluation des fonctions sensitives et motrices au 4^{ème} et 5^{ème} segments sacrés, soit les niveaux médullaires les plus caudaux. La perception de sensation au niveau de l'anus et la préservation de la contraction sphinctérienne à ce niveau définissent une lésion incomplète. Les lésions incomplètes se subdivisent en cinq (5) catégories selon le degré de préservation de la motricité et de la sensibilité aux 10 myotomes et 28 dermatomes spécifiques à l'évaluation ASIA (American Spinal Cord Injury) (Figure 2.1, Tableau 2.1) (Marino et al., 2003; Marino et al., 2008). Il est rapporté que la proportion de lésions incomplètes irait de 47,9 à 60% (Farry et Baxter, 2010; Noonan et al., 2012; Wyndaele et Wyndaele, 2006).

2.1.2.3 Paraplégie et tétraplégie

Les conséquences d'une LM se regroupent également en deux présentations cliniques. La tétraplégie regroupe les lésions affectant la fonction des membres supérieurs, du tronc, des membres inférieurs et des organes pelviens (Farry et Baxter, 2010). La paraplégie exclut quant elle les atteintes au niveau des membres supérieurs, ce qui se produit lorsque la LM est caudale au niveau médullaire D1 puisque l'ensemble des nerfs destinés aux membres supérieurs émergent au-dessus de ce niveau (Farry et Baxter, 2010; Somers, 2001). La distinction entre ces deux présentations cliniques provient également de l'évaluation sensitive et motrice ASIA

(Figure 2.1). Il est estimé qu'environ 56% des lésions médullaires entraîne une paraplégie (Noonan et al., 2012).

The form is divided into four main sections: RIGHT MOTOR, RIGHT SENSORY, LEFT SENSORY, and LEFT MOTOR. Each section contains a list of muscles or sensory points corresponding to specific spinal levels (C2-C8, T1-T12, L1-L5, S1-S5). A central anatomical diagram shows the human body with key sensory points marked. Below the form are calculation boxes for Motor Subscores, Sensory Subscores, and Neurological Levels, along with a section for the ASIA Impairment Scale (AIS).

RIGHT MOTOR KEY MUSCLES: UER (Upper Extremity Right): Elbow flexors C5, Wrist extensors C6, Elbow extensors C7, Finger flexors C8, Finger abductors (little finger) T1. LER (Lower Extremity Right): Hip flexors L2, Knee extensors L3, Ankle dorsiflexors L4, Long toe extensors L5, Ankle plantar flexors S1. (MAC) Voluntary anal contraction (Yes/No).

RIGHT SENSORY KEY SENSORY POINTS: Light Touch (LTR), Pin Prick (PPR). Levels: C2, C3, C4, C5, C6, C7, C8, T1, T2, T3, T4, T5, T6, T7, T8, T9, T10, T11, T12, L1, L2, L3, L4, L5, S1, S2, S3, S4-5.

LEFT MOTOR KEY MUSCLES: UEL (Upper Extremity Left): Elbow flexors C5, Wrist extensors C6, Elbow extensors C7, Finger flexors C8, Finger abductors (little finger) T1. LEL (Lower Extremity Left): Hip flexors L2, Knee extensors L3, Ankle dorsiflexors L4, Long toe extensors L5, Ankle plantar flexors S1. (DAF) Deep anal pressure (Yes/No).

LEFT SENSORY KEY SENSORY POINTS: Light Touch (LTL), Pin Prick (PPL). Levels: C2, C3, C4, C5, C6, C7, C8, T1, T2, T3, T4, T5, T6, T7, T8, T9, T10, T11, T12, L1, L2, L3, L4, L5, S1, S2, S3, S4-5.

SCORING: MOTOR (SCORING ON REVERSE SIDE): 0 - bilateral spastic, 1 - palpable or visible contraction, 2 - active movement, grossly abbreviated, 3 - active movement, against gravity, 4 - active movement, against some resistance, 5 - active movement, against full resistance, NT - not testable. SENSORY (SCORING ON REVERSE SIDE): 0 - absent, 1 - absent, 2 - normal, NT - not testable.

SUBSCORES: MOTOR SUBSCORES: UER + UEL = UEMS TOTAL (MAX 25), LER + LEL = LEMS TOTAL (MAX 25), LTR + LTL = LT TOTAL (MAX 56), PPR + PPL = PP TOTAL (MAX 56). SENSORY SUBSCORES: LTR + LTL = LT TOTAL (MAX 56), PPR + PPL = PP TOTAL (MAX 56).

NEUROLOGICAL LEVELS: 1. SENSORY (Steps 1-5 for clinical/functional as on reverse), 2. MOTOR. 3. NEUROLOGICAL LEVEL OF INJURY (NLI). 4. COMPLETE OR INCOMPLETE? (Incomplete - Any sensory or motor function in S4-5). 5. ASIA IMPAIRMENT SCALE (AIS). (In complete injuries only) ZONE OF PARTIAL PRESERVATION. (Mark each level with any preservation).

Figure 2.1 : Évaluation des fonctions sensibles et motrices de l'American Spinal Cord Injury Association (ASIA)

La perception du tact et de la piqûre aux 28 dermatomes identifiés sur la charte et la motricité de 10 groupes musculaires des membres supérieurs et inférieurs constituent la base de l'évaluation ASIA. La perception de tact et de piqûre au niveau S4-S5 de même que la présence d'une contraction anale volontaire distingue les lésions incomplètes des complètes. Le tout permet de préciser le niveau neurologique, la zone de préservation partielle de même que le niveau de sévérité de la LM. Tiré du site web de l'American Spinal Cord Injury Association (http://www.asia-spinalinjury.org/elearning/ASIA_ISCOS_high.pdf)

2.1.3 Conséquences d'une lésion médullaire

2.1.3.1 Déficiences physiques

La moelle épinière est la principale voie nerveuse dans laquelle voyagent les informations sensibles et motrices entre le cerveau et la périphérie (Kirshblum et al., 2011). Toute LM est donc susceptible d'altérer le fonctionnement de ces voies et d'entraîner les incapacités décrites ci-dessous.

Tableau 2.1 : Échelle de sévérité de l'American Spinal Cord Injury Association (ASIA).

ASIA Impairment Scale (AIS)	
A	Lésion complète: aucune motricité ou sensibilité aux segments S4-S5.
B	Lésion incomplète sensitive: sensibilité préservée sous le niveau neurologique et inclus les segments sacrés S4-S5. Aucune motricité sous le niveau neurologique ou au segment sacré. Pas de motricité préservée plus de 3 niveaux sous le niveau moteur des deux côtés.
C	Lésion incomplète motrice: Motricité préservée sous le niveau neurologique et plus de la moitié des muscles clés testés sous le niveau neurologique unique ont un score < 3/5
D	Lésion incomplète motrice: motricité préservée sous le niveau lésionnel et au moins la moitié des muscles clés testés sous le niveau neurologique unique ont un score > 3/5
E	Normal: sensibilité et motricité normale à tous les segments alors que la personne avait des atteintes précédemment.

Traduction de l'ASIA Impairment Scale (http://www.asia-spinalinjury.org/elearning/ASIA_ISCOS_high.pdf)

2.1.3.1 Incapacités fonctionnelles

Les pertes de force et d'endurance musculaire sont des caractéristiques fréquentes suite à une LM (Jacobs et Nash, 2004). Elles affectent les groupes musculaires situés sous le niveau de la lésion et sont proportionnelles au niveau et à la sévérité de celle-ci (Kirshblum et al., 2007). À noter que l'atteinte motrice se répercutera également sur les fonctions respiratoires de deux façons différentes. Premièrement, une LM supérieure à C4 causera une atteinte dans l'innervation du diaphragme, entraînant la

nécessité d'une ventilation mécanique pour certains individus (Sipski et Richards, 2006). En second lieu, toute atteinte supérieure à D12 entraînera à des degrés divers d'atteintes des muscles intercostaux et abdominaux, ce qui limitera les capacités inspiratoires et expiratoires et donc la capacité vitale et la force de toux (Sipski et Richards, 2006). De ces incapacités découlent un risque plus élevé de complications pulmonaires telles que l'atélectasie et la pneumonie suite à une infection respiratoire (Somers, 2001). La LM peut finalement venir altérer le contrôle moteur volontaire des sphincters vésical et anal externe, limitant la capacité d'éliminer de façon autonome (Somers, 2001).

Le tonus musculaire sous-lésionnel sera également modifié par la LM. L'évaluation clinique mettra en lumière une hypotonicité ou divers degrés d'hypertonie (Adams, 2008; Adams et Hicks, 2005; Sipski et Richards, 2006). La spasticité s'accompagnera d'une hyperréflexie, d'un signe positif de Babinski et de clonus à la cheville ou plus rarement au poignet (Adams, 2008; Adams et Hicks, 2005; Benz et al., 2005).

L'atteinte sensitive est de nature polymodale (Jacobs et Nash, 2004). Une altération dans la perception du tact, de la piqûre, de la température, de la vibration et de la pression peut se retrouver dans les dermatomes situés sous le niveau de la lésion. Cette hypoesthésie ou anesthésie est à l'origine de problèmes secondaires tels que les plaies de pression qui constitue l'une des problématiques secondaires les plus souvent retrouvées chez cette population (Noreau et al., 2000; Sipski et Richards, 2006). La proprioception peut également être atteinte dans les membres situés sous le niveau de la lésion.

La LM entraîne également une atteinte des fonctions nerveuses autonomes, le système sympathique faisant appel aux niveaux médullaires de D1 à L2 et le système parasympathique nécessitant l'apport des segments médullaires de S2 à S4 (Krassioukov et al., 2012). Les afférences sympathiques aux fonctions cardiovasculaires, respiratoires, sudomotrices, thermorégulatrices, vésicales, intestinales et sexuelles pourront être altérées et limiteront ces fonctions organiques (Inskip et al., 2009; Krassioukov et al., 2012). En conséquence, différentes conditions

médicales secondaires peuvent être susceptibles d'apparaître, telles que l'hypotension orthostatique, la dysrèflexie autonome, les dysfonctions sexuelles ainsi que les complications gastrointestinales et urinaires (Krassioukov et al., 2012; Somers, 2001).

Une diminution des amplitudes articulaires aux membres et au rachis est souvent constatée à l'évaluation clinique, conséquemment à la stabilisation chirurgicale du rachis ou à l'immobilité suite à l'atteinte motrice des membres (McKinley et al., 2002). Deux types de douleurs sont fréquemment rapportés suite à une LM. On retrouve d'abord des douleurs d'origine nociceptive viscérale et musculosquelettique (Finnerup et Baastrup, 2012). Aussi, des douleurs résiduelles provenant de l'intervention chirurgicale sont souvent présentes dans les semaines suivant la lésion. Une sur-utilisation des membres, pour réaliser les nombreux transferts quotidiens et la propulsion du fauteuil roulant manuel par exemple, est susceptible d'entraîner des douleurs articulaires et tendineuses (McKinley et al., 2002) chez les personnes incapables de marcher. Les douleurs neuropathiques, ressenties au niveau de la lésion ou sous ce niveau, peuvent être accompagnées de phénomènes allodyniques ou hyperalgésiques (Finnerup et Baastrup, 2012). Enfin, la LM entraîne également de nombreuses conditions médicales associées telles que l'ossification hétérotopique, l'ostéoporose et les thrombophlébites (Bergman et al., 1997; McKinley et al., 2002; Somers, 2001).

2.1.3.2 Incapacités

Les incapacités décrites auparavant mènent à des situations de handicaps chez les personnes ayant une lésion à la moelle épinière. Parmi celles-ci, nous aborderons plus spécifiquement celles liées à l'ambulation et à la station debout.

2.1.3.2.1 Ambulation

La sévérité de l'atteinte sensitive et motrice est directement liée aux capacités ambulatoires des personnes ayant subi une LM. Ainsi, alors que plus de 80% des personnes ayant une LM de type AIS D ont un pronostic favorable quant à leurs

capacités ambulatoires un an après la lésion, cette proportion s'établit entre 76 et 87% pour les lésions de type AIS C. Elle diminue sous les 33% pour les lésions de type AIS B et se situe à moins de 8,5% pour les lésions de type AIS A (Scivoletto et al., 2009). Plusieurs facteurs cliniques sont directement associés à la performance ambulatoire, parmi lesquels on retrouve la force musculaire, le tonus musculaire, la coordination musculaire, l'amplitude articulaire, la proprioception, l'équilibre, la posture et l'âge de la personne (Barbeau et al., 1999; Barbeau et al., 2006; Scivoletto et al., 2008). L'amélioration des capacités ambulatoires est notée comme l'un des buts principaux de la réadaptation par les individus ayant une LM (Ditunno et al., 2008; Kirshblum et al., 2007).

2.1.3.2.2 Station debout

Les études prospectives actuelles révèlent qu'entre 54 et 60% des personnes ayant une LM de type AIS C ou D traumatique ou non traumatique indiquent avoir chuté au moins une fois dans la période couverte par l'étude (Amatachaya et al., 2011; Phonthee et al., 2013). Une autre étude rétrospective rapporte un taux de 75% chez des personnes ayant une LM traumatique (Brotherton et al., 2007a). Il est à noter que cette statistique est supérieure à celle retrouvée chez les personnes âgées (Brotherton et al., 2007a). Les chutes entraînent des conséquences importantes telles que des fractures (18% de ceux ayant chuté) ou une réduction de la participation sociale (45% de ceux ayant chuté) (Amatachaya et al., 2011; Brotherton et al., 2007a). Parmi les facteurs distinguant les personnes ayant chuté des autres, on retrouve notamment une peur de chuter plus grande et un niveau fonctionnel plus restreint (Brotherton et al., 2007b; Phonthee et al., 2013). En outre, tant les études actuelles que les observations cliniques montrent une diminution de l'équilibre debout chez cette population, équilibre qui est par ailleurs un des facteurs prédictifs principaux des fonctions ambulatoires (Scivoletto et al., 2008). En conséquence, même si le pronostic de marche est satisfaisant pour bon nombre d'individus ayant subi une LM, les difficultés d'équilibration encourues en position debout méritent d'être davantage explorées. La prochaine section s'intéressera au contrôle postural

en position debout et inclura les informations retrouvées à ce chapitre pour la population ayant subi une LM.

2.2 Contrôle postural

2.2.1 Définition du contrôle postural

L'équilibre se définit en science comme étant le fait, pour plusieurs forces agissant simultanément sur un système matériel, de ne modifier en rien son état de repos ou de mouvement; l'état d'un système matériel soumis à l'action de forces quelconques, lorsque toutes ses parties demeurent au repos (Rey et Robert, 2005). Cependant, le terme « contrôle postural » présente une plus grande utilité clinique pour décrire les capacités d'équilibration en position assise ou debout, avec ou sans mouvement ajouté. Il regroupe les fonctions d'orientation posturale et d'équilibre qui doivent se réaliser simultanément pour avoir une station debout optimale (Horak et Macpherson, 1996). La posture implique une configuration des différents segments corporels orientés en fonction du contexte environnemental telle que la référence gravitaire (Horak et Macpherson, 1996; Shumway-Cook et Woollacott, 2007). Quant à l'équilibre, il résulte du contrôle des forces internes et externes au corps qui s'appliquent sur le centre de masse et ce, en fonction de la base de support (Horak et Macpherson, 1996; Shumway-Cook et Woollacott, 2007).

2.2.2 Composantes biomécaniques du contrôle postural

Le centre de masse (COM) est un équivalent ponctuel à l'ensemble de la masse corporelle qui conserve les mêmes propriétés mécaniques (Rose et al., 2006). On doit le distinguer du centre de gravité (COG) qui représente la projection verticale du COM, le point à travers lequel passe la force gravitationnelle (MacKinnon et Winter, 1993; Winter, 1995). La position du COM global d'un individu se détermine à partir de la sommation spatiale du COM de chacun des segments corporels. L'emplacement de ces segments est précisé par une évaluation cinématique et le COM des segments est calculé à partir de la prise de mesures sur ces segments et de données anthropométriques (Jian et al., 1993; Winter, 1990).

Le centre de pression (COP) est la localisation ponctuelle de la force réactive du sol (Rose et al., 2006). Il représente une moyenne pondérée des pressions exercées par toutes les surfaces en contact avec le sol et est habituellement enregistré à l'aide de plateformes de force sur lesquelles se tient l'individu évalué (Winter, 1995). Un décalage entre la position du COP et du COM entraîne une accélération de ce dernier dans le sens du vecteur COP-COM et proportionnel à celui-ci (Jian et al., 1993). Les actions du COP viendront donc influencer la position du COM et pourront donc contribuer à l'équilibrer (Winter, 1995).

La base de support (BOS) se définit comme l'aire comprise sous et à l'intérieur des appuis au sol (Popovic et al., 2000). Elle est directement liée au centre de pression puisqu'on pourrait également définir la base de support comme étant l'ensemble des positions potentielles pouvant être prise par le COP (Hof et al., 2005). En position debout, la base de support est essentiellement déterminée par la position des pieds, un écartement plus important des pieds augmentant la dimension de la base de support.

Les limites de stabilité (LOS) découlent de la base de support et se définissent comme étant l'ellipse des positions extrêmes du COP à l'intérieur de la base de support durant une tâche de portée maximale sans qu'il y ait une perte d'équilibre ou une modification dans la configuration de la base de support (Popovic et al., 2000). Il a été maintes fois démontré que la dimension des limites de stabilité est inférieure aux dimensions de la base de support (Duarte et Zatsiorsky, 2002; Holbein-Jenny et al., 2007; Popovic et al., 2000). Plus spécifiquement, l'aire couvrant le déplacement du COP lors de la station debout quasi-statique occupera environ 0,035% de la base de support alors que les limites de stabilité occuperont l'équivalent de 45% de l'aire de la base de support (Duarte et Zatsiorsky, 2002)(Figure 2.2). Outre les facteurs anthropométriques, la dimension des limites de stabilité variera en fonction de la disponibilité des informations visuelles (Duarte et Zatsiorsky, 2002).

La notion des limites de stabilité recoupe celle du modèle des zones de stabilité de Popovic et al (2000). Ceux-ci en ont défini quatre à l'intérieur desquels on risque de retrouver le COP. En position statique non perturbée, le COP se retrouvera 99% du

temps dans la zone de haute préférence et 1% du temps dans celle de basse préférence. Suite à une perturbation, le COP pourrait se retrouver dans la zone indésirable, qui se caractérise par un décolllement des talons ou des orteils ou dans la zone instable qui implique la prise d'un pas pour retrouver la stabilité originelle (Popovic et al., 2000). Deux des quatre zones identifiées dépendent donc d'une perturbation pour déterminer leur location alors que les limites de stabilité se retrouvent à partir de mouvements volontaires maximaux non perturbés. Il n'est donc pas possible de déterminer précisément où se trouvent les limites de stabilité parmi les quatre zones identifiées par Popovic et al (2000). Il demeure néanmoins qu'elles devraient se retrouver soit dans la zone de basse préférence, soit dans la zone indésirable, dépendamment de si l'on considère que les limites de stabilité sont atteintes avant qu'il y ait mouvement des pieds ou non.

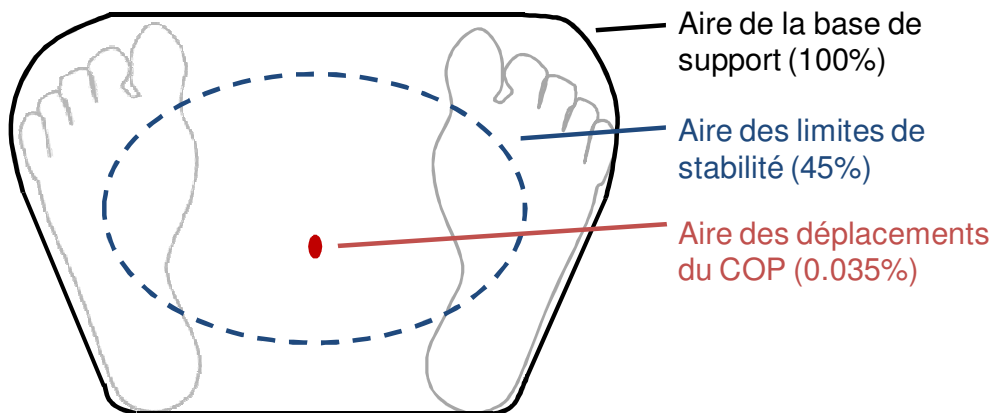


Figure 2.2: Base de support, limites de stabilité et aire usuelle des déplacements du COP lors de la station debout quasi-statique.

L'aire des déplacements du COP représente la surface où il se retrouve en station debout quasi-statique yeux ouverts et occupe seulement 0.035% de la surface de la base de support. Les limites de stabilité occupent une surface bien inférieure à celle de la base de support, occupant 45% de la surface de la base de support. D'après Duarte et al. 2001.

2.2.3 Physiologie du contrôle postural

2.2.3.1 Voies médullaires impliquées

Les informations sensibles et proprioceptives ascendantes de la moelle épinière amènent les informations nécessaires pour préciser la posture, la position du COM et du COP ainsi que la configuration de la BOS (Horak et Macpherson, 1996; Winter, 1995). Il s'en suit que les voies sensibles médullaires transporteront en partie les informations permettant de détecter les pertes d'équilibre.

Les voies motrices médullaires descendantes sont impliquées dans l'activation des différentes synergies posturales responsables de prévenir les déséquilibres ou de rétablir l'équilibre suite à un déséquilibre. Ainsi, les voies réticulospinales (Lyalka et al., 2005; Prentice et Drew, 2001; Schepens et Drew, 2004; Stapley et Drew, 2009), vestibulospinales (Lyalka et al., 2005), rubrospinales (Zelenin et al., 2010) et corticospinales (Beloozerova et al., 2005; Jacobs et Horak, 2007; MacKinnon et al., 2007; Petersen et al., 2009; Taube et al., 2006; Yakovenko et Drew, 2009) sont reconnues comme jouant un rôle dans l'activation de ces synergies. De même, la plupart des voies motrices descendantes de la moelle épinière jouent un rôle prépondérant dans la stabilité ambulatoire. Ainsi, les voies réticulospinales et vestibulospinales sont particulièrement activées lors de la marche sur une pente (Matsuyama et Drew, 2000). Les voies réticulospinales et corticospinales sont impliquées lors du franchissement d'obstacles (Prentice et Drew, 2001). La gestion de l'équilibre par le placement du pied nécessite l'utilisation de la voie corticospinale (Drew et al., 1996). Enfin, la voie corticospinale est associée à la levée du pied lors de la phase d'oscillation de la marche des personnes ayant une LM, un pied tombant pouvant être un facteur limitant la stabilité lors de l'ambulation (Barthelemy et al., 2010).

En somme, une atteinte médullaire est susceptible d'altérer tant la perception somatosensorielle à la base de la détermination de la posture et de la détection de déséquilibres que la motricité responsable de prévenir une perturbation ou d'en corriger les conséquences. Finalement, puisque les synergies musculaires à la base

de ces réactions sont localisées dans la moelle épinière, une lésion de celle-ci est susceptible d'altérer le synchronisme (Torres-Oviedo et Ting, 2007).

2.2.3.2 Sens et équilibre

Le maintien de la posture et de l'équilibre exige l'utilisation d'informations sensorielles. On en retrouve trois sources principales, soit les informations somatosensorielles, visuelles et graviceptives (Fitzpatrick et McCloskey, 1994; Keshner et al., 2004; Peterka, 2002).

2.2.3.2.1 Informations somatosensorielles

Les informations somatosensorielles proviennent d'une multitude de récepteurs cutanés, articulaires et musculotendineux. Elles jouent un rôle crucial puisqu'en dépend la configuration des différents segments corporels (Horak et Macpherson, 1996). En effet, elles renseignent sur les propriétés de la surface de support, sur les forces et mouvements exercés par le corps sur cette surface et sur l'orientation de la jambe par rapport au sol, ce qui permet de donner une approximation convenable de la verticale (Horak et Macpherson, 1996; Peterka, 2002). Les capteurs de pression situés au niveau de la plante du pied contribueraient également à détecter l'orientation de la gravité (Winter, 1995). Les informations somatosensorielles telles que la position articulaire, les longueurs et tensions musculaires ainsi que les sensations cutanées sont particulièrement activées lors de fréquences d'oscillations du corps supérieures à 0.1 Hz (Redfern et al., 2001). Le seuil de perception de ces informations est relativement bas, ce qui en fait une des informations prédominantes pour maintenir la station debout (Fitzpatrick et McCloskey, 1994; Vaugoyeau et al., 2008).

2.2.3.2.2 Informations visuelles

Les informations visuelles servent à préciser la position de la tête et son mouvement relatif par rapport à l'environnement immédiat (Peterka, 2002; Shumway-Cook et Woollacott, 2007). Elles renseignent également sur la verticale étant donné que plusieurs objets du milieu ambiant sont alignés avec celle-ci (Shumway-Cook et

Woollacott, 2007). Deux types d'informations visuelles sont disponibles pour l'équilibration, soit les indices visuels statiques et dynamiques. Les indices visuels statiques découleraient de la vision fovéale alors que les indices visuels dynamiques proviennent de la vision périphérique, particulièrement sensible au glissement rétinien provoqué par le mouvement (Amblard et Carblanc, 1980; Amblard et al., 1985; Guerraz et Bronstein, 2008; Redfern et al., 2001). Les indices visuels statiques contribueraient à la réorientation des segments. Les indices visuels dynamiques auraient un rôle plus important dans l'équilibration que les indices visuels statiques, la stimulation des récepteurs périphériques entraînant une oscillation du corps plus prononcée qu'une stimulation fovéale (Guerraz et Bronstein, 2008; Redfern et al., 2001). Des informations extra-oculaires pourraient être également impliquées dans le contrôle de l'équilibre. On rapporte en effet qu'une stimulation vibratoire appliquée aux muscles extra-oculaires provoque une modification de la mise en charge du côté stimulé (Guerraz et Bronstein, 2008). La vision serait particulièrement efficace pour stabiliser la posture soumise à de faibles oscillations telles que présentes lors de la station debout non perturbée, étant sensible aux fréquences d'oscillation du corps humain inférieures à 0.1 Hz (Fitzpatrick et McCloskey, 1994; Redfern et al., 2001).

2.2.3.2.3 Informations graviceptives

La verticale gravitaire et les accélérations de la tête sont principalement perçues par l'appareil vestibulaire. Celui-ci est composé de canaux semi-circulaires et de l'otolithe, sensibles respectivement aux accélérations angulaires et linéaires (Horak et Macpherson, 1996; Redfern et al., 2001). Les canaux semi-circulaires sont disposés orthogonalement les uns par rapport aux autres, ce qui permet de détecter une accélération angulaire dans les trois plans. Ils s'activent à des fréquences d'oscillations allant approximativement de 0.5 à 1.0 Hz (Redfern et al., 2001). Les canaux semi-circulaires perçoivent les oscillations rapides (environ 1%/sec) et ne contribueraient donc pas de façon importante au maintien de la station debout non perturbée qui est caractérisée par des fréquences beaucoup plus basses (Fitzpatrick et McCloskey, 1994; Horak et Macpherson, 1996; Redfern et al., 2001). L'otolithe perçoit l'accélération constante induite par la gravité et les inclinaisons de la tête par

rapport à celle-ci en station debout (Horak et Macpherson, 1996; Redfern et al., 2001). Il s'active à des fréquences d'oscillation inférieures à 0.5 Hz et détecte plus particulièrement les mouvements linéaires et l'influence de la gravité en position statique. Les informations vestibulaires sont particulièrement nécessaires pour l'équilibration lorsque les informations visuelles ou somatosensorielles sont atténuées ou absentes (Bacsi et Colebatch, 2005; Fitzpatrick et McCloskey, 1994). D'autres organes pourraient posséder des propriétés graviceptives tels que les capteurs de pression situés sous la plante du pied, dans les articulations et au niveau des reins (Massion, 1998; Massion et al., 2004; Maurer et al., 2006; Mittelstaedt, 1996).

2.2.3.2.4 Intégration sensorielle

Pour former une image complète de la position du corps par rapport à l'environnement, les trois sources principales d'informations sensorielles doivent être mises en commun. En effet, une source d'information unique n'est pas en mesure de capter la richesse contextuelle et le contrôle postural pourrait s'en trouver affecté. Par exemple, bien que la vision puisse percevoir le mouvement, il est difficile de déterminer dans certains contextes si celui-ci est exocentrique (mouvement de l'environnement par rapport à soi) ou égocentrique (mouvement de soi par rapport à l'environnement) (Shumway-Cook et Woollacott, 2007). Les informations somatosensorielles et vestibulaires compléteront les informations visuelles pour déterminer de quelle situation il s'agit. Une intégration sensorielle doit donc s'opérer pour optimiser les réactions dépendamment du contexte.

Cependant, toutes les informations sensorielles ne sont pas traitées également. La plupart des études indiquent que les personnes adultes utilisent de façon préférentielle les informations somatosensorielles pour se stabiliser en position debout (Fitzpatrick et McCloskey, 1994; Maurer et al., 2006; Vaugoyeau et al., 2008). On rapporte en effet que l'équilibration en station debout dépendrait des informations somatosensorielles à 70%, de la vision à 10% et des informations vestibulaires à 20%, proportions qui pourront s'ajuster selon le contexte (Horak, 2009; Peterka, 2002). Cependant, des personnes en bonne santé pourraient présenter une

priorisation différente dans ces modalités sensorielles (Shumway-Cook et Woollacott, 2007). De même, certains privilégieraient une même source d'information sensorielle de façon inflexible peu importe le contexte, même quand cette source d'information est faussée. On parlera alors de dépendance ou de surutilisation sensorielle (Shumway-Cook et Woollacott, 2007). On observe ce genre de dépendance également chez des populations ayant subi une lésion au système nerveux affectant l'une ou l'autre des sources d'informations sensorielles ou encore leur intégration (Bonan et al., 2004a; Slaboda et al., 2009; Yelnik et al., 2006). La personne surutilisant les informations visuelles sera globalement moins stable en position debout lorsque les informations visuelles sont faussées par rapport à une autre pouvant compenser en privilégiant les informations somatosensorielles (Golomer et al., 1999; Isableu et al., 1997, 1998; Isableu et al., 2010). Elle mènera également à une différence dans les stratégies de stabilisation segmentaire, les individus visuo-dépendant ayant tendance à stabiliser les différents segments corporels en bloc dans une variété de contextes plutôt que de laisser un certain mouvement s'opérer entre ces segments (Isableu et al., 2003).

2.2.3.2.5 Informations sensorielles suite à une LM

Tel que mentionné précédemment, une LM est susceptible d'affecter les informations somatosensorielles périphériques. On retrouve également des altérations transitoires au niveau des fonctions vestibulaires chez les personnes ayant une LM cervicale en phase aiguë (Ribaric-Jankes et al., 2009). Cependant, aucune étude n'a spécifiquement évalué l'intégration sensorielle chez la clientèle ayant une LM. Par contre, quelques études indiquent la présence d'anomalies potentielles à ce niveau. En effet, Van Hedel et al. (2010) rapportent que les personnes ayant une LM sont particulièrement dépendantes des informations visuelles pour se stabiliser lors de l'ambulation, ce qui pourrait être induit par une diminution de la perception des informations somatosensorielles (van Hedel et Dietz, 2010). Une conclusion similaire peut être extraite des études portant sur des personnes présentant une myélopathie cervicale et présentant davantage de difficulté à se tenir debout yeux fermés que yeux ouverts (Findlay et al., 2009), ou encore par rapport à un groupe de personnes

en santé bien qu'on n'ait pas calculé le ratio de Romberg comparant les mesures du COP prises yeux ouverts et fermés (Yoshikawa et al., 2008). L'atteinte somatosensorielle présente chez les personnes ayant une LM peut donc être partiellement compensée par les informations visuelles pour maintenir l'équilibre.

2.2.3.3 Stratégies posturales

2.2.3.3.1 Ajustements posturaux anticipatoires

La plus fréquente source de déstabilisation du corps provient de ses propres mouvements (Winter, 1995). Une flexion de l'épaule, par exemple, déplace le centre de masse vers l'avant et produit des moments de force aux articulations sous-jacentes (Patla et al., 2002). Pour contrecarrer ces perturbations prévisibles, des synergies musculaires posturales s'activent au préalable (Huang, 2009; Massion, 1992; Massion et al., 2004). Ce sont les ajustements posturaux anticipatoires (APA).

Typiquement activés de 50 à 150 ms avant la contraction musculaire du mouvement désiré, ils s'opposent à la direction attendue du déplacement du COG et stabilisent les articulations impliquées (De Wolf et al., 1998; Massion, 1992; Winter, 1995). Durant un mouvement volontaire, deux phases des APA doivent être distinguées: la phase anticipatoire, qui précède le mouvement, minimise le déséquilibre et les altérations posturales, et la phase compensatoire, qui accompagne le mouvement et optimise sa vitesse et sa précision (Leonard et al., 2009; Massion, 1992, 1998; Massion et al., 1999; Schepens et Drew, 2004). Les APA sont modulés en fonction de la tâche demandée (Winter, 1995), du type de commande (De Wolf et al., 1998), de la fatigue (Roerdink et al., 2011), des contraintes biomécaniques (Horak et Macpherson, 1996; Horak et al., 2009; Patla et al., 2002) et de la pratique (Horak et Macpherson, 1996). Elles s'activent tant dans les tâches d'équilibre quasi-statique (lever un bras en position debout) que d'équilibre dynamique (marche et son initiation (MacKinnon et al., 2007; Prince et al., 1994)). Plusieurs voies médullaires descendantes sont impliquées dans l'activation des synergies musculaires utilisées en anticipation à une perturbation dont les voies réticulospinales (Prentice et Drew,

2001; Schepens et Drew, 2004), vestibulospinales (Horak et al., 2009) et corticospinales (MacKinnon et al., 2007; Petersen et al., 2009; Yakovenko et Drew, 2009). Les APA partagent certaines similarités avec les réponses posturales automatiques en ce qui concerne les synergies posturales utilisées (Shumway-Cook et Woollacott, 2007) qui seront abordées plus en détail dans la section suivante.

2.2.3.3.2 Réponses posturales automatiques

Une réaction rapide est nécessaire dès qu'un segment corporel subit une perturbation susceptible de modifier l'équilibre ou l'orientation posturale (Horak et Macpherson, 1996). Ce sont les réponses posturales automatiques (RPA) et elles visent à corriger la position du centre de masse par rapport à la base de support (Horak et Macpherson, 1996; Macpherson et Fung, 1999; Massion, 1992).

Les perturbations quotidiennes proviennent principalement des variations dans la surface de support ou de poussées externes (Kang et Dingwell, 2006). En laboratoire, plusieurs sources de perturbations ont été utilisées, telles qu'une translation ou une rotation de la surface de support (Oude Nijhuis et al., 2007; Winter, 1995), un relâchement subit à partir d'une position déséquilibrée (Mackey et Robinovitch, 2005) et une poussée externe (Popovic et al., 2000). L'efficacité des RPA dépend de la position initiale du centre de masse à l'intérieur de la base de support (Pai et Patton, 1997), de la vitesse et la force de la perturbation (Pai et Patton, 1997) et des informations sensorielles disponibles (Horak et al., 1997). Elles s'améliorent généralement avec la pratique (Horak et al., 1997). Elles s'ajustent en fonction du type et de l'endroit d'application de la perturbation (Winter, 1995), des attentes et de l'expérience antérieure avec ce type de perturbation (Horak et Macpherson, 1996; Horak et Nashner, 1986; Nashner, 2009; Torres-Oviedo et Ting, 2007).

Différentes synergies musculaires composent les RPA en fonction de la direction de la perturbation mais indépendamment de la configuration de la base de support (Torres-Oviedo et Ting, 2010). Selon Torres-Oviedo et al. (2007-2010), suivant des perturbations multidirectionnelles en position debout, 92% de la variabilité inter-sujet

quant à l'activation musculaire s'explique par 6 synergies musculaires différentes regroupant plusieurs muscles des membres inférieurs et du tronc. Elles incluent les traditionnelles stratégies de cheville et de hanche.

Typiquement, une déstabilisation induit une RPA survenant de 70 à 120 ms après la perturbation (Horak et Macpherson, 1996). Ces réactions sont plus rapides qu'un mouvement volontaire (180-250 ms) mais plus lentes qu'un réflexe d'étirement (40-50 ms) (Horak, 2009; Horak et al., 1997). Les réflexes de longues-latences, qui sont la réaction motrice à une stimulation sensitive transitant par le cortex cérébral et qui ont une latence d'environ 60ms, contribuent donc à ces réactions (Macefield, 2009). Les synergies musculaires seraient encodées au niveau de la moelle épinière (Torres-Oviedo et Ting, 2007). Les voies réticulospinales (Lyalka et al., 2005; Stapley et Drew, 2009), vestibulospinales (Lyalka et al., 2005), rubrospinales (Zelenin et al., 2010) et corticospinales (Beloozerova et al., 2005; Jacobs et Horak, 2007; Taube et al., 2006) participeraient à la mise en œuvre des RPA.

Enfin, bien qu'on distingue les APA des RPA, plusieurs situations font appel à ces deux composantes. Par exemple, RPA et APA interagissent lors d'une tâche de portée antérieure perturbée, garantissant stabilité et précision pour bien exécuter cette tâche (Trivedi et al., 2010).

2.2.3.3.3 Stratégies posturales suite à une LM

Il a été démontré que les réponses posturales à une perturbation externes sont modifiées chez l'adulte ayant une lésion à la moelle épinière. Ainsi, Thigpen et al. rapportent que les latences des réponses posturales automatiques chez les participants ayant une LM étaient plus importantes que dans le groupe de personnes en santé (Thigpen, 2001; Thigpen et al., 2009). De même, on retrouve des latences plus importantes chez des personnes atteintes de myélopathie cervicale (Nardone et al., 2008). À l'heure actuelle, on ne rapporte aucune étude ayant documenté l'état des ajustements posturaux anticipatoires en position debout chez les personnes atteintes d'une lésion à la moelle épinière.

2.2.4 Contrôle postural debout quasi-statique

2.2.4.1 Définition et généralités

La station debout chez l'être humain est accompagnée d'oscillations du corps, principalement dans le plan sagittal. Ainsi, des mouvements du COP et du COM sont présents même lorsqu'aucun mouvement ou perturbation n'est surimposée (Pai et Pai, 2003). En ce sens, il est indiqué de parler de contrôle postural quasi-statique (ou « quiet standing » en anglais) au lieu de contrôle postural statique lorsqu'on réfère à la station debout non perturbée (Hsiao-Wecksler et al., 2003). Selon Prieto et al. (1996), en moyenne, le déplacement maximal du COP est de 13.3 ± 4.27 mm en antéro-postérieur et de 8.48 ± 3.89 mm en médio-latéral chez le sujet en santé (Prieto et al., 1996). Ces valeurs correspondent à celles rapportées par Hasan et al. (1996) qui mentionnent également un déplacement moindre du COM en comparaison avec le COP, soit de 10.33 ± 3.90 mm en antéro-postérieur et de 3.97 ± 1.92 mm en médio-latéral (Hasan et al., 1996). Une augmentation des oscillations du COM et du COP est observée chez les personnes présentant un trouble de l'équilibre ou lors d'une modification des apports sensoriels et des dimensions de la base de support (Hasan et al., 1996; Prieto et al., 1996). Les auteurs s'entendent sur le fait que l'équilibre quasi-statique en position debout peut être modélisé en considérant le corps comme un pendule inversé pivotant autour des chevilles (Winter, 1995).

2.2.4.2 Évaluation du contrôle postural debout quasi-statique

Plusieurs auteurs se sont intéressés à l'évaluation du contrôle postural en position debout. Parmi ceux-ci, Prieto et al. (1996) ont répertorié 36 paramètres différents du COP regroupés en 2 domaines, soit les mesures temporelles et fréquentielles. Une étude subséquente de Rocchi et al., en 2004, a identifié quatre paramètres pour caractériser le trajet du COP : la dimension de ce trajet, la direction principale des oscillations ainsi que la forme et la largeur de bande du graphique de sa puissance de densité spectrale. D'autres analyses basées sur des modèles mathématiques complexes existent pour caractériser les déplacements du COP mais elles ne seront

toutefois pas décrites dans cette thèse (Collins et De Luca, 1993; Peterka, 2003; Raymakers et al., 2005; Yu et al., 2008).

L'évaluation du contrôle postural peut également se faire en mettant en relation le COP et le COM. Entre autres, la distance moyenne entre le COP et la projection verticale au sol du COM de même que la variabilité de cette mesure ont été utilisées pour quantifier l'équilibre en position debout (Corriveau et al., 2004; Masani et al., 2007; Yu et al., 2008). La différence entre les deux paramètres est reliée à l'accélération du COM, laquelle constitue un autre paramètre qu'on doit considérer pour comprendre les capacités d'équilibration quasi-statique en position debout (Yu et al., 2008).

2.2.4.3 Contrôle postural debout quasi-statique et LM

Deux études rapportent les capacités d'équilibration des personnes ayant une LM en position quasi-statique. Dans la première étude, Lemay et al. (2012) ont utilisé le Balance Master® pour quantifier l'équilibre quasi-statique. Le Balance Master® est un appareil composé de plateformes de force et d'un écran qui affiche une rétroaction sur la tâche effectuée. L'appareil localise le centre de gravité (COG) à partir des données des plateformes, de mesures anthropométriques et de données normatives sur la position du COG et les limites de stabilité pour ensuite calculer divers paramètres du COG quantifiant la performance. Les résultats sont ensuite comparés à la normale, des données normatives étant disponibles pour chacun des tests. Le contrôle postural des individus ayant une LM montrent des oscillations occupant un plus haut pourcentage des limites de stabilité (0.89 vs 0.24%) à comparer aux normes lorsqu'ils se tiennent debout yeux fermés par rapport à yeux ouverts (Lemay et Nadeau, 2013). Ces résultats sont appuyés par ceux de Lee et al. (2012) qui ont évalué l'équilibre quasi-statique avec le Tetrax®, un appareil également composé de plateformes de force et d'une rétroaction visuelle. Ces auteurs ont montré que les personnes ayant une LM qui maintiennent la position debout yeux ouverts et fermés sur une surface ferme, sur un coussin ou avec la tête dans différentes positions (rotation droite, gauche, flexion ou extension) ont une diminution significative de

l'équilibre debout par comparaison aux personnes en santé pour la majorité des mesures prises (indice de stabilité, indice de distribution du poids, transformation de Fourier, indice de chute) (Lee et al., 2012).

En plus de ces deux études chez les personnes avec LM traumatique, deux autres concernent les capacités d'équilibration quasi-statique chez des personnes présentant une myélopathie cervicale. Dans l'étude de Nardone et al. (2008), les personnes ayant une myélopathie suite à une spondylolyse présentaient une augmentation des oscillations du COP évalué sur une plateforme de force en station debout quasi-statique, yeux ouverts ou fermés, en comparaison à des personnes en santé ou porteur d'une spondylolyse sans myélopathie. La seconde étude, portant aussi sur des personnes ayant une myélopathie cervicale, révélait que les mesures d'oscillations obtenues sur un stabilomètre (mesure de l'aire de déplacement du COP, qui quantifie les oscillations du COP, ainsi que la mesure de la longueur du COP sur son aire de déplacement, représentant le contrôle proprioceptif de la station debout (Ishizaki et al., 2002)) étaient de plus grandes amplitudes, témoignant une réduction de l'équilibre quasi-statique chez ces participants (Yoshikawa et al., 2008). Malgré le nombre restreint d'études, il ressort qu'une LM s'accompagne d'une diminution du contrôle postural en position debout.

2.2.5 Contrôle postural debout dynamique

2.2.5.1 Définition et généralités

À partir du moment où une personne est en mouvement, que ce soit en l'initiant volontairement ou suite à une perturbation externe, les conditions nécessaires pour maintenir la stabilité diffèrent grandement de celles prévalant lors de la station debout quasi-statique. En effet, le système nerveux central doit alors tenir compte de la vitesse du COM et non seulement de sa position par rapport à la base de support (Pai et Pai, 2003; Pai et Patton, 1997). Ainsi un COM positionné au-dessus de la base de support pourrait tout de même être en état d'instabilité si sa vitesse horizontale est supérieure à un certain seuil qui obligerait la personne à éventuellement apporter une correction pour éviter qu'un déséquilibre ne survienne.

L'inclusion de ce paramètre à un modèle prédictif du risque de chute parvient d'ailleurs à des prédictions plus justes lors de tâches accompagnées d'une perturbation volontaire ou involontaire (Pai et Pai, 2003). En outre, des tâches dynamiques telles que la marche peuvent difficilement être analysées à partir de la seule position du COM au-dessus de la base de support puisque le COM s'y trouve rarement durant le cycle de marche sans que cela soit incompatible avec la stabilité. Par ailleurs, plusieurs études démontrent le peu de lien entre la performance lors de la station debout quasi-statique et des tâches plus dynamiques, ce qui confirme le besoin d'adopter d'autres méthodologies pour évaluer l'équilibre dynamique (Kang et Dingwell, 2006; Karimi et Solomonidis, 2011; Liston et Brouwer, 1996; Shimada et al., 2003). La prochaine section décrira la dynamique du COM et du COP lors de la marche et lors des arrêts et départs de la marche. Puis, les méthodes d'évaluation disponibles pour caractériser l'équilibration lors de ces tâches seront abordées.

2.2.5.2 Contrôle postural durant la marche

Durant la marche, le COM se déplace dans la direction de progression en suivant une trajectoire sinusoïdale verticale et horizontale (Orendurff et al., 2004; Perry et Burnfield, 2010; Rose et al., 2006). Il atteint sa position maximale latérale (Figure 2.3) et verticale durant la phase d'appui unipodal de chaque côté, soit à environ 30% et 80% du cycle de marche. Le COM atteint sa position la plus médiale et minimale verticalement au même moment, soit durant les phases de double appui et plus précisément au début (0%) et à la fin (100%) du cycle de marche (Orendurff et al., 2004).

L'amplitude de déplacement en latéral et en vertical varie en fonction de la vitesse de marche adoptée. Une vitesse lente tend à augmenter le déplacement latéral et à diminuer le déplacement vertical, alors qu'une vitesse naturelle ou plus rapide accroît le déplacement vertical et minimise le déplacement latéral (Orendurff et al., 2004). Pour une vitesse de marche naturelle, on rapporte un déplacement maximal du COM de gauche à droite d'environ 4 cm et de 5 cm de haut en bas (MacKinnon et Winter, 1993; Orendurff et al., 2004). À sa position maximale en latéral, la projection du COM

passé le long de la marge médiale du pied en appui sans jamais se positionner au-dessus de la base de support. La projection du COM sera au-dessus de la base de support seulement durant les phases de double appui (Figure 2.3) (MacKinnon et Winter, 1993; Winter, 1991).

Durant la phase de support, le COP sous un pied se déplace principalement en antéropostérieur du talon vers les orteils. On observe aussi une légère composante médiolatérale allant du talon latéral vers le gros orteil en médial (Richards, 2008; Whittle, 2007). Tel que mentionné précédemment, le COM passe le long de la marge médiale du pied. La position maximale du COP en latéral excède donc toujours celle du COM, permettant éventuellement de recentrer ce dernier.

Le positionnement adéquat du pied, et donc du COP, est le principal mécanisme permettant de contrôler le COM dans le plan frontal (MacKinnon et Winter, 1993). Durant la phase d'appui, la position latérale et postérieure du COP par rapport au COM accélère ce dernier en médial et vers l'avant. Une décélération du COM se produit lors de la phase de double appui alors que le COP passe d'une position postérieure à antérieure par rapport au COM (MacKinnon et Winter, 1993). La largeur des pas influence l'accélération horizontale du COM, une position écartée des pieds l'accélération davantage qu'une position rapprochée.

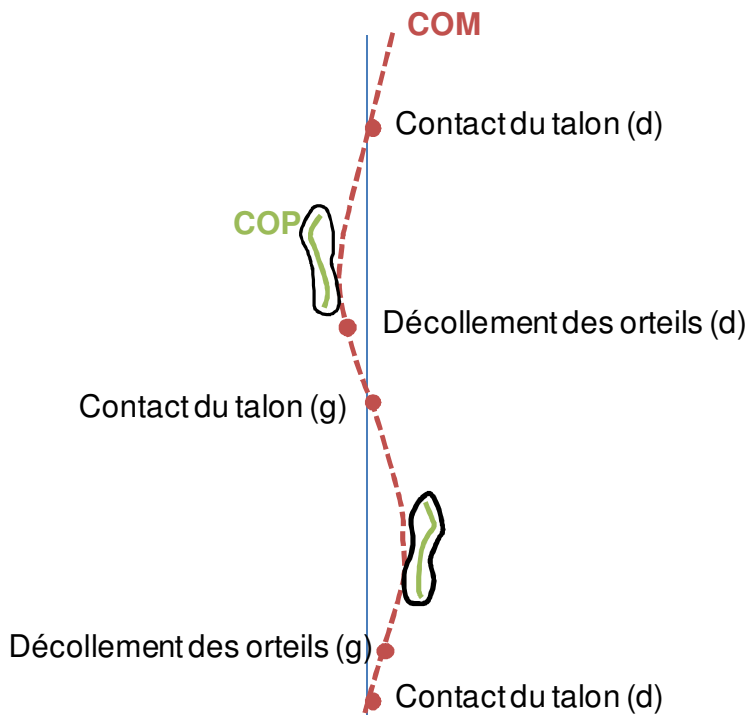


Figure 2.3: Trajectoire du COM et du COP durant la marche

La ligne rouge en pointillé correspond au COM global du corps alors que le trait plein en vert correspond au COP sous le pied en appui. (d) et (g) réfèrent au pied droit et gauche, respectivement. Au contact du talon (d), le COM est en arrière du pied (d) en appui. Le COM passe en médial du pied (d) en appui et accélérera vers la position future du pied (g) opposé. Une oscillation de haut en bas du COM se produit également durant un cycle. La position la plus élevée coïncide avec la phase d'appui unipodal et la plus basse avec la phase de double appui. *D'après Winter et al. 1991.*

2.2.5.3 Contrôle postural durant les arrêts et départs

L'initiation de la marche se définit comme la transition de la station debout vers la marche (Richards, 2008). Elle pose donc un défi au contrôle de l'équilibre à cause de ce passage d'une stabilité posturale relative vers une certaine instabilité (Halliday et al., 1998). Elle est le processus mécanique et neurologique par lequel, suite au relâchement des fléchisseurs plantaires, le COP s'écarte du COM en postérieur, ce qui amènera le corps vers l'avant (Halliday et al., 1998; Martin et al., 2002; Richards, 2008; Viton et al., 2000). On peut diviser l'initiation de la marche en deux phases

principales, soit une phase préparatoire ou posturale et une phase ambulatoire (Fiolkowski et al., 2002; Mickelborough et al., 2004; Remelius et al., 2008; Viton et al., 2000). Une description des mouvements du COM et du COP suivra pour chacune de ces phases (Figure 2.4). Pour des fins de clarification, le pied oscillant est celui initiant le premier pas alors que le pied support est celui effectuant la première phase d'appui unipodal. L'analyse de cette tâche s'arrêtera dès que le pied support entamera sa phase d'oscillation.

La marche s'initie à partir de la station debout durant laquelle le COP se positionne de part et d'autre du COM afin de le garder dans une position relativement constante (Winter et al., 2003). L'initiation de la marche est divisée en deux étapes, soit le relâchement, et le délestage. Durant l'étape de relâchement, le COP se déplace vers l'arrière du pied support (Halliday et al., 1998; Malouin et Richards, 2000; Mann et al., 1979; Winter, 1995). Ce positionnement du COP est accompagné d'un déplacement antérolatéral du COM vers le pied support. Le COM amorce alors son mouvement sinusoïdal caractéristique de la marche (Jian et al., 1993). Durant l'étape de délestage, le COP et le COM se déplacent latéralement vers le pied en support, en préparation pour la phase ambulatoire (Halliday et al., 1998; Remelius et al., 2008; Winter, 1995). Il s'en suit donc un relâchement des forces d'appui sur le talon oscillant, permettant le soulèvement du pied (Halliday et al., 1998; Remelius et al., 2008).

Avant que le talon du côté oscillant ne touche le sol, la trajectoire du COM adopte le comportement observé lors de la marche (Jian et al., 1993). Il est à noter que l'amplitude de déplacement latéral du COM est toujours inférieure à celle du COP durant l'initiation de la marche de sorte que la stabilité puisse être maintenue (Jian et al., 1993).

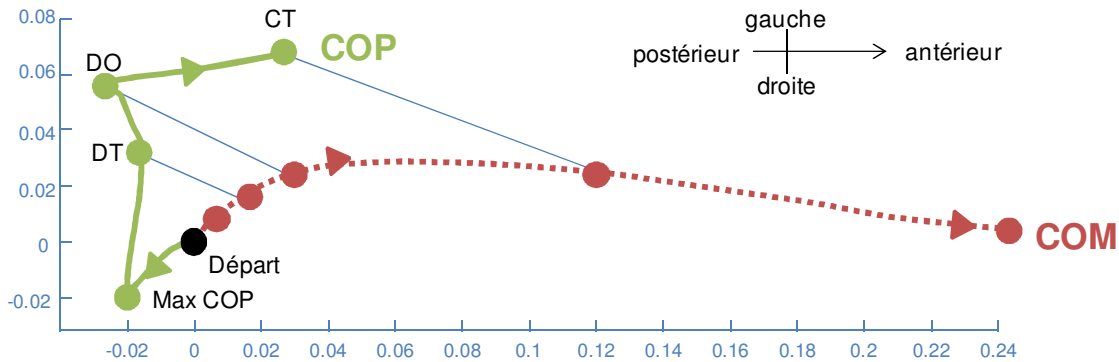


Figure 2.4: Trajectoire du COM et du COP durant l'initiation de la marche

La ligne en rouge en pointillé illustre le trajet de COM alors que la ligne verte représente celui du COP. Le cercle noir indique la position du COM et du COP au départ. Le sujet se déplace vers la droite du graphique et le pied droit est le premier à initier l'oscillation. Le trait bleu indique le vecteur d'accélération COM-COP. Celui-ci détermine la direction de l'accélération que subit le COM, soit allant du COP vers le COM. CT : contact du talon, DO : décollement des orteils, DT : décollement du talon, Max COP : position maximale du COP en postérolatéral. D'après Mickelborough et al., 2004

L'arrêt de la marche comprend une période transitoire pendant laquelle le corps décélère jusqu'à l'arrêt complet. L'arrêt de la marche est caractérisée par trois éléments: une décélération du COM, un placement des pieds pour établir la base de support finale et un contrôle du COM à l'intérieur des limites de cette base de support pour assurer la stabilité (Oates, 2007). La décélération subite du COM s'accomplit principalement par le positionnement des pieds, un pas trop court pouvant limiter la capacité à freiner le COM à l'endroit voulu (Sparrow et Tirosh, 2005). Oates et al., (2005) ont identifié trois facteurs qui influencent la position du COM lors de l'arrêt de la marche: 1) la longueur du pas d'arrêt qui affecte la décélération; 2) un changement de la cinématique sagittale des membres inférieurs qui influence la position verticale du COM et modifie la capacité à l'accélérer ou à le décélérer; et 3) l'excursion du COP à l'intérieur de la base de support (Oates et al., 2005).

Le tracé du COP lors de l'arrêt est similaire à celui de l'initiation, étant simplement inversé par rapport à ce dernier (Figure 2.5). Avant l'arrêt de la marche, le COM et le

COP se comportent tel que décrit précédemment durant la marche. Lors de l'arrêt, le COP se déplace antérolatéralement du côté du premier pied qui s'arrête (avant-dernier pas). Il atteint sa position maximale dans cette direction au milieu de l'appui unipodal (Vrieling et al., 2008). Cette phase réduit la vitesse du COM qui se déplace vers l'avant et vers la ligne médiane (Jian et al., 1993). Le COP se dirige alors vers le pied opposé (dernier pas) et atteint sa position maximale latérale lors de la phase de contact du talon du pied réalisant le dernier pas. Le COM sera ainsi décéléré en médial pour se stabiliser entre les pieds. Enfin, le COP viendra rejoindre le COM en effectuant une courte correction en postérieur et en médial (Jian et al., 1993; Vrieling et al., 2008). Du point de vue du déplacement vertical du COM, tout comme pour la marche, il atteindra sa position la plus basse lors de la phase de double appui précédent le dernier pas. La position la plus haute du COM est atteinte tout juste avant l'arrêt final de la marche (Oates et al., 2005).

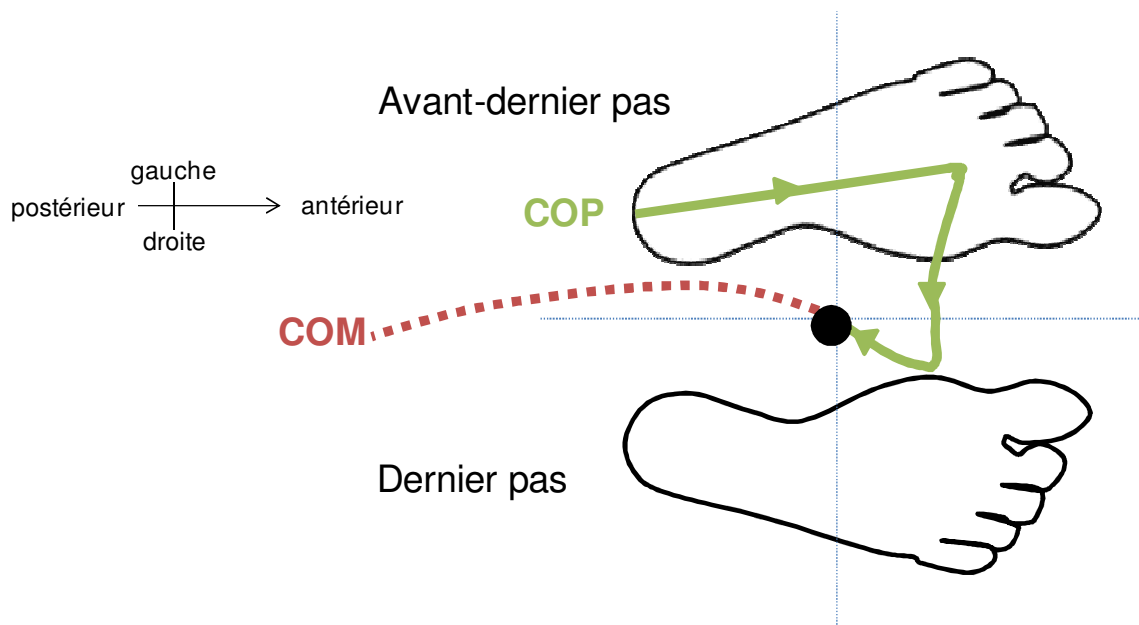


Figure 2.5: Trajectoire du COM et du COP durant l'arrêt de la marche

Le trait rouge représente le déplacement du COM alors que le trait vert représente celui du COP. Le point noir indique la position finale du COM et du COP. COM : Centre de masse, COP : centre de pression. La direction de la marche est de la gauche vers la droite. D'après Vrieling et al., 2008

2.2.5.4 Évaluation du contrôle postural dynamique

2.2.5.4.1 Modèles biomécaniques en laboratoire

Des mesures simples portant sur le COM et le COP sont rapportées comme étant indicatrices de l'équilibre dynamique lors de la marche. Parmi celles-ci : l'excursion maximale du COM en médiolatéral (Chou et al., 2003), (Kuo et Donelan, 2010; O'Connor et Kuo, 2009), la vitesse et l'accélération maximales instantanées du COM et du COP normalisées à la grandeur de la personne (Hsue et al., 2009), et l'angle d'inclinaison formé par le COM et le COP (Lee et al., 2006). Cet angle est défini par une droite allant du COP au COM et par une autre droite verticale passant par le COP. L'angle est de 0° si les deux droites se superposent, indiquant une position statique. Plus l'angle est grand, plus le COP se décale par rapport au COM et plus la condition devient dynamique. Une mesure de l'angle dans les plans sagittal et frontal est possible et la mesure de l'angle maximale est soumise à l'analyse. Pour simplifier l'évaluation en laboratoire, des résultats similaires peuvent être obtenus en utilisant la position de la malléole externe de la cheville plutôt que le COP (Chen et Chou, 2010).

Le centre de masse extrapolé est une autre mesure du contrôle postural dynamique (Hof, 2008). Il tient compte de la vitesse du COM, un élément crucial pour pouvoir évaluer la stabilité dans une tâche selon Hof, 2008. Ainsi, si la vitesse appliquée au COM est grande, l'équilibre pourrait être compromis même si le COM se situe à l'intérieur de la base de support ou des limites de stabilité (Hof et al., 2005; Pai et Patton, 1997). Une mesure de la marge de stabilité, définie comme la plus petite distance entre le COM extrapolé et la base de support, permet de déterminer à quel point la personne est en état d'équilibre (Hof et al., 2005). Une grande marge de stabilité est indicatrice d'une plus grande stabilité (Hof et al., 2005).

D'autres mesures reliées aux caractéristiques de placement du pied peuvent également être utilisées pour caractériser le contrôle postural lors de la marche. Les mesures temporelles, de distance, d'excursion maximale ou de la variabilité dans le positionnement du pied en médiolatéral entrent dans cette catégorie (Chou et al., 2003). Il en est de même pour la variabilité de la largeur et de la longueur du pas (Day et al., 2012; Patla et al., 1999).

2.2.5.4.2 Modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes

Comme l'équilibre se définit comme l'état d'un système matériel soumis à l'action de forces quelconques, il apparaît indiqué de l'évaluer en considérant les forces s'exerçant sur le corps à chaque instant. Un modèle évaluant l'équilibre dynamique à partir des forces théoriques s'exerçant à chaque instant lors d'une tâche a été récemment développé (Duclos et al., 2009). Ce modèle est composé de deux forces, soit la force stabilisante et la force déstabilisante. La force stabilisante représente la force théorique nécessaire pour stopper le COM et le COP à la limite de la base de support à chaque instant de la tâche. Ainsi, plus la force stabilisante est élevée, plus une force élevée devra être exercée pour stabiliser la tâche et donc plus celle-ci sera considérée comme étant instable. Le calcul de cette force étant notamment basé sur la vitesse du COM, la force stabilisante représentera la composante dynamique de l'équilibre. La force déstabilisante représente quant à elle la force théorique nécessaire pour amener le COM et le COP à la limite de la base de support. Une valeur faible de cette force représente une plus grande facilité à déstabiliser la personne en amenant le COM et le COP à la limite de la base de support. Cette force représente la composante posturale de l'équilibre. Ce modèle évaluant l'équilibre dynamique présente plusieurs avantages distincts. Premièrement, il évalue simultanément les composantes dynamiques et posturales de l'équilibre, deux dimensions fondamentales du contrôle postural décrites par Massion et Horak (Horak, 2006; Massion et al., 2004). Ensuite, comme des mesures de forces sont extraites, il devient possible de vérifier leur association avec la fonction motrice et les efforts requis aux articulations pour assurer l'équilibre. Enfin, ce modèle développé par Duclos et al. (2009) tient compte de la modification de la base de support lors d'une tâche dynamique telle que la marche où les pieds sont constamment en mouvement.

Ce modèle a été utilisé pour évaluer la marche à vitesse naturelle et maximale chez des adultes en santé (Duclos et al., 2009), les transferts en position assise chez des personnes avec LM (Gagnon et al., 2012) et des tâches d'équilibre dynamique sur la

console Wii Fit (Duclos et al., 2012). Le modèle permet d'identifier les instants les plus instables des tâches dynamiques.

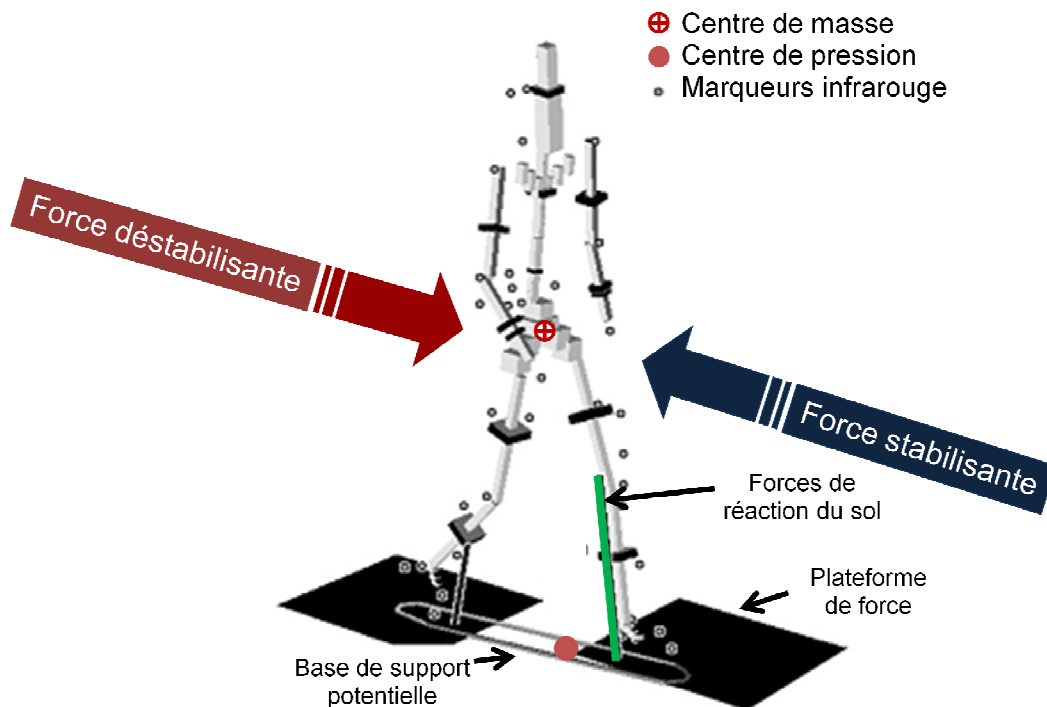


Figure 2.6: Modèle d'évaluation de l'équilibre dynamique par les forces stabilisantes et déstabilisantes

L'utilisation du modèle d'évaluation de l'équilibre dynamique requiert une captation complète de la cinématique et de la cinétique qui identifie la localisation du centre de masse (COM) et du centre de pression (COP). La force stabilisante est calculée à partir de la masse globale du sujet, de la vitesse du COM et de la distance horizontale entre le COP et la base de support dans la direction de la vitesse du COM. Elle représente la force théorique nécessaire pour freiner l'énergie cinétique du COM aux limites de la base de support. La force déstabilisante est calculée à partir de la force de réaction du sol, de la hauteur du COM et de la distance horizontale entre le COP et la base de support. Elle représente la force théorique nécessaire pour amener le COP à la limite de la base de support potentielle. D'après Duclos et al. 2009 et Gagnon et al. 2012.

2.2.5.5 Contrôle postural dynamique debout suite à une LM

Quelques études rapportent une instabilité lors de la marche des personnes blessées médullaires (Day et al., 2012; Lee et al., 2011). Cette instabilité se caractérise par une plus grande variabilité dans la marge de stabilité et dans le positionnement du pied en antéropostérieur et en médiolatéral en comparaison à des personnes en santé (Day et al., 2012). La réduction de la vitesse de marche et l'élargissement de la largeur du pas sont également considérés comme des adaptations dues au manque d'équilibre (Lee et al., 2011). Par ailleurs, plusieurs études rapportent un lien direct entre les capacités d'équilibre et la fonction ambulatoire (Lemay et Nadeau, 2009; Scivoletto et al., 2008; Wirz et al., 2010). Amatachaya et al. ont observé que seulement 56% de leurs participants ayant une LM de type AIS D et autonomes à la marche avec ou sans aide technique étaient capables de franchir leur parcours à obstacles sans entrer en contact avec les obstacles (Amatachaya et al., 2010). Jusqu'à présent aucune étude ne semble avoir abordé l'étude du contrôle postural lors des départs et arrêts à la marche chez les personnes avec LM.

L'évaluation des limites de stabilité sur le Balance Master® chez des personnes ayant une LM a été étudiée par Lemay et Nadeau (2012) en utilisant le test décrit à la Figure 2.7. Ils ont montré que les distances et le temps moyens sont supérieurs aux valeurs normatives de l'appareil et à ceux rapportés par Ondo et al. (2000) dans leur groupe contrôle d'individus en santé, ce qui témoigne des difficultés d'équilibre chez les personnes ayant une LM pour cette épreuve (Ondo et al., 2000). En outre, Lemay et Nadeau (2012) ont aussi montré des associations fortes et significatives entre les résultats à ces tests et les scores à l'échelle de Berg, les individus ayant un meilleur équilibre performant le mieux sur le test des limites de stabilité.

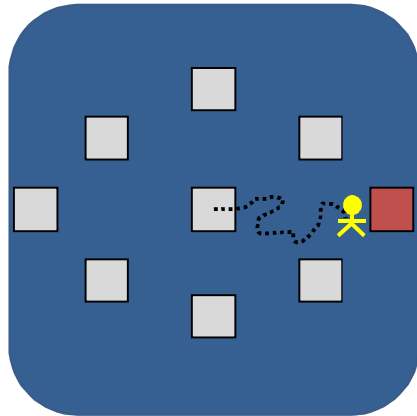


Figure 2.7: Test des limites de stabilité du Balance Master

Le test consiste à atteindre huit (8) cibles affichées à l'écran et situées virtuellement autour de la personne exécutant le test. L'icône représente la position en temps réel du centre de gravité (COG). La tâche débute lorsqu'une des cibles change de couleur. La personne doit alors amener l'icône de la cible centrale vers la cible indiquée le plus directement et rapidement possible en transférant son poids sur les plateformes de force. Les cibles sont situées à une distance correspondant à 75% des limites de stabilité, ce qui est déterminé à l'aide de la taille du sujet et une base de données normatives. Différentes mesures de résultats sont proposées telles que la distance totale parcourue par le COG et le temps nécessaire pour atteindre la cible, un temps ou une distance plus court représentant une meilleure performance.

2.2.6 Évaluation clinique du contrôle postural debout

Le contrôle postural peut également s'évaluer à l'aide d'échelles cliniques. Celles-ci sont généralement composées d'épreuves évaluant tant l'équilibre quasi-statique que dynamique. Parmi ces échelles, l'échelle de Berg a été la plus utilisée jusqu'à présent dans les études portant sur les personnes ayant une lésion LM. Toutefois, le Balance Evaluation Systems test (BESTest) comble certaines lacunes de l'échelle de Berg tout en offrant une évaluation plus exhaustive des différents systèmes impliqués dans le contrôle de l'équilibre. Ces deux échelles ont été privilégiées dans le présent projet d'étude et elles seront décrites dans les sections qui suivent.

2.2.6.1 L'échelle de Berg

L'échelle de Berg a été développée il y a une vingtaine d'années pour permettre l'évaluation clinique de l'équilibre, principalement chez les personnes âgées (Berg et al., 1995; Berg et al., 1989; Berg et al., 1992a; Berg et al., 1992b). Constituée de 14 épreuves d'équilibre et possédant une applicabilité élevée, l'échelle de Berg a fait l'objet de plusieurs études portant sur ses qualités métrologiques qui sont considérées adéquates pour diverses populations présentant des atteintes neurologiques telles que les accidents vasculaires cérébraux (AVC) (Blum et Korner-Bitensky, 2008), la sclérose en plaque (Cattaneo et al., 2006) et la maladie de Parkinson (Qutubuddin et al., 2005) (Tableau 2.2). Sa fidélité test-retest, inter et intrajuge, sa consistance interne, sa sensibilité au changement de même que sa validité sont satisfaisantes (Berg et al., 1995; Blum et Korner-Bitensky, 2008; Bogle Thorbahn et Newton, 1996; Juneja et al., 1998; Liston et Brouwer, 1996; Mao et al., 2002; Tyson et Connell, 2009). L'instrument possède une validité de critère adéquate pour la clientèle parkinsonienne (Qutubuddin et al., 2005) et les personnes âgées (Berg et al., 1989). Certains considèrent même cette échelle comme une mesure étalon de l'équilibre clinique pour valider d'autres évaluations de l'équilibre (Creel et al., 2001; Liston et Brouwer, 1996; Tyson et DeSouza, 2004; Tyson et al., 2004).

Tableau 2.2 : Épreuves de l'échelle de Berg

1. Assis à debout	8. Portée fonctionnelle antérieure
2. Station debout sans appui	9. Ramasser un objet au sol
3. Station assise sans appui	10. Se retourner et regarder derrière
4. Debout à assis	11. Tourner 360°
5. Transfert de la chaise au lit	12. Pied en alternance sur un tabouret
6. Station debout, yeux clos	13. Station debout en tandem
7. Station debout, pieds joints	14. Station debout unipodale

D'après Berg et al. 1989

L'instrument présente cependant quelques limites importantes. Certaines études rapportent un effet plancher ou plafond significatif (Blum et Korner-Bitensky, 2008; Chou et al., 2006; Mao et al., 2002). La validité prédictive du risque de chute est mitigée (voir Ardolino et al. pour un résumé (Ardolino, 2010)). Le niveau élevé des alphas de Cronbach ($\geq .92$) indique une potentielle redondance dans les épreuves (Blum et Korner-Bitensky, 2008; Mao et al., 2002). De même, l'échelle ordinale et le nombre d'épreuves pourraient être ajustés à la baisse sans nuire aux qualités métrologiques de l'instrument (Chou et al., 2006; Kornetti et al., 2004). Enfin, de nouvelles évaluations de l'équilibre plus exhaustives telles que le Balance Evaluation Systems Test font ressortir la validité de contenu limitée de l'échelle de Berg, qui n'évalue pas de façon satisfaisante l'intégration sensorielle, les réponses posturales automatiques et l'équilibre lors de la marche (Horak et al., 2009).

Quatre études rapportent spécifiquement les qualités métrologiques de l'échelle de Berg pour la population ayant une LM. La fidélité interjuge a été trouvée adéquate par Wirz et al. ($ICC=.95$) (Wirz et al., 2010). La validité concurrente a fait l'objet de deux études. L'échelle de Berg est fortement associée à des mesures d'incapacités et de fonctions telles que le score moteur de l'échelle ASIA, l'échelle de mobilité du Spinal Cord Independence Measure (SCIM), le Fall-Efficacy scale, le Walking Index for Spinal Cord Injury (WISCI), le Spinal Cord Injury Functional Ambulation Inventory (SCI-FAI), la vitesse de marche sur 10m, le test de marche de 2 minutes et le Timed-up and go ($0.62 < r_s < 0.816$; $p \leq 0.01$) (Forrest et al., 2012; Lemay et Nadeau, 2009; Wirz et al., 2010). Bien qu'il n'y ait pas de différence significative entre les scores des personnes ayant une paraplégie et une tétraplégie, le profil de performance aux différentes épreuves n'est pas le même, appuyant la validité de critère de l'instrument de mesure (Lemay et Nadeau, 2009). Une exploration de la capacité des différentes épreuves de l'échelle de Berg à mesurer les changements obtenus suivant un entraînement locomoteur a également été effectuée à l'aide d'une analyse en composante principale pour cette même population. Datta et al. (2009) ont constaté qu'outre l'épreuve mesurant l'équilibre assis, l'ensemble des épreuves était étroitement associé à la première composante, interprétée comme représentative du

taux d'améliorations induites par le traitement et expliquant une part importante de la variance, soit 48%, témoignant ainsi de la capacité de l'échelle de Berg à détecter une amélioration . Dans une étude subséquente, Datta et al. (2009) ont démontré que l'échelle de Berg était peu utile chez des personnes ayant une lésion incomplète de la moelle épinière lorsqu'ils ne peuvent encore marcher ou lorsqu'ils sont autonomes à la marche, considérant le peu d'épreuves destinées à évaluer plus spécifiquement les capacités d'équilibration lors de ces stades.

L'applicabilité et la sensibilité au changement de l'échelle de Berg peuvent être potentiellement limitées par un effet plafond présent pour la population ayant une LM. En effet, Lemay et Nadeau (2009) ont rapporté que 37.5% des personnes évaluées ont obtenu un score maximal sur cette échelle, ce qui excède la valeur de 20% perçue comme indiquant un effet plafond significatif par Mao et al. (Lemay et Nadeau, 2009; Mao et al., 2002). De plus, l'échelle de Berg possède une faible association avec le nombre de chutes ($r_s = -.17$; $p = .28$) observées dans l'année précédant l'évaluation (Wirz et al., 2010). À l'heure actuelle, on ne retrouve aucune étude portant sur la fidélité test-retest, la consistance interne et la validité prédictive de l'échelle de Berg pour la population ayant une LM. Malgré les nombreuses limites soulevées, il demeure que cet outil est celui dont les qualités métrologiques sont les plus connues et qui est le plus utilisé en clinique et en recherche pour documenter le contrôle postural debout des personnes ayant une LM.

2.2.6.2 Le Balance Evaluation Systems test (BESTest) et ses versions abrégées

Le Balance Evaluation System Test (BESTest) est une évaluation de l'équilibre récemment développée (Horak et al., 2009). Elle pourrait pallier l'effet plafond (Godi et al., 2012) et la moins grande représentativité des composantes de l'équilibre de l'échelle de Berg. En effet, cette échelle clinique comporte six sections portant sur les composantes fondamentales de l'équilibre, soit : les contraintes biomécaniques, la perception des limites de stabilité et de la verticale, les ajustements posturaux anticipatoires, les réponses posturales aux perturbations externes, l'intégration sensorielle et la stabilité durant la marche (Figure 2.8). En tout, l'évaluation comporte

36 épreuves réparties dans ces six sections, épreuves notamment tirées d'évaluations de l'équilibre reconnues telles que l'échelle de Berg, la portée fonctionnelle, le Dynamic Gait Index, le test d'intégration sensorielle et le Timed up and go (Horak et al., 2009). Par contre, le temps d'évaluation s'élève à 35 minutes, en comparaison à environ 15 minutes pour l'échelle de Berg, ce qui peut constituer une limite à son applicabilité en milieu clinique (Horak et al., 2009). Cependant, il est également possible de n'évaluer que les sections du BESTest pertinentes pour un usager (Horak et al., 2009). Selon les auteurs du BESTest, les résultats aux six composantes variant en fonction du type d'atteinte (Horak et al., 2009), l'outil identifierait les lacunes d'équilibration spécifiques à différentes clientèles. Par exemple, le BESTest pourrait déterminer les problèmes spécifiques d'équilibre d'un groupe de patients par rapport à un autre (ex. atteinte neurologique vs atteinte orthopédique). Les qualités métrologiques (validité, fidélité et sensibilité au changement) du BESTest sont jugées excellentes auprès de populations présentant des incapacités différentes (Beauchamp et al., 2012; Duncan et al., 2012; Horak et al., 2009; Jacobs et Kasser, 2012; Jones et al., 2009; Leddy et al., 2011a, b; Padgett et al., 2012).

Afin de réduire le temps d'évaluation, deux versions écourtées de l'outil ont été développées, soit le mini-BESTest (Franchignoni et al., 2010) et le Brief BESTest (Padgett et al., 2012). Le mini-BESTest est constitué de 14 épreuves représentant 4 des 6 composantes originales (Franchignoni et al., 2010). Ces épreuves ont été sélectionnées suite à une analyse de Rasch et une analyse factorielle sur 115 participants présentant des pathologies neurologiques diverses telles que l'hémiplégie, la maladie de Parkinson, des maladies neuromusculaires non spécifiées, l'ataxie héréditaire, la sclérose en plaque, les atteintes vestibulaires périphériques, les troubles du contrôle postural relié à l'âge mais non spécifiés, le traumatisme crânien, l'encéphalopathie diffuse, la myélopathie cervicale et les néoplasmes du système nerveux central (Franchignoni et al., 2010). L'ensemble des épreuves représenterait le construit d'équilibre dynamique (Franchignoni et al., 2010). L'évaluation prend 15 minutes à compléter et possède également des qualités

métrologiques adéquates (Bergstrom et al., 2012; Duncan et Earhart, 2013; Duncan et al., 2013; Franchignoni et al., 2010; Godi et al., 2012; King et al., 2012; Leddy et al., 2011b; Pickett et al., 2012; Tsang et al., 2013). Les études soulignent notamment sa capacité à identifier les personnes à risque de chute chez une population atteinte de la maladie de Parkinson (Duncan et Earhart, 2012; Duncan et al., 2013; Leddy et al., 2011b) quoique cette capacité soit inférieure à l'échelle de Berg pour une clientèle ayant subi un AVC (Tsang et al., 2013). Il est à noter que, dans la littérature scientifique, seule cette version du BESTest a été utilisée auprès de la clientèle blessée médullaire jusqu'à présent (Lemay et al., 2013).

MBT	BBT	Contraintes biomécaniques	MBT	BBT	Contrôle postural réactif
		1. Base de support			14. Réponse antérieure
		2. Alignement du COM			15. Réponse postérieure
		3. Force et amplitude des chevilles			16. Réaction de protection antérieure
		4. Force du tronc et des hanches			17. Réaction de protection postérieure
		5. Assis au sol à la station debout			18. Réaction de protection latérale
		Limites de stabilité/verticalité			Orientation sensorielle
		6. Portée fonctionnelle assise et verticalité			19. Intégration sensorielle
		7. Portée fonctionnelle antérieure			20. Surface inclinée, yeux fermés
		8. Portée fonctionnelle latérale			
		Ajustements posturaux anticipatoires			Équilibre à la marche
		9. Assis à debout			21. Marche sur surface nivelé
		10. Aller sur la pointe des pieds			22. Changement de vitesse de marche
		11. Équilibre unipodal			23. Marche avec rotation de la tête
		12. Pied en alternance sur un tabouret			24. Marche avec demi-tour
		13. Levé du bras en position debout			25. Marche par dessus les obstacles
					26. Timed up and go
					27. Timed up and go avec une double tâche

Figure 2.8: Épreuves du Balance Evaluation Systems Test et des versions abrégées

MBT: mini BESTest, BBT: Brief BESTest. Les épreuves incluses dans le mini-BESTest sont indiquées en bleu alors que celles incluses dans le Brief BESTest sont indiquées en rouge. À noter que deux sous-épreuves de l'épreuve 19 sont incluses dans le mini-BESTest, soit la station debout yeux ouverts sur surface ferme et la station debout yeux fermés sur une surface en mousse. Cette dernière sous-épreuve est également retenue pour le Brief BESTest. Le choix des épreuves pour chacune de ces deux échelles abrégées a été fait à partir d'analyses différentes. Le Brief BESTest a été développé de façon à retenir une épreuve pour chacune des 6 composantes de l'équilibre, ce qui n'est pas le cas du mini-BESTest.

Le Brief BESTest a été développé à partir du constat que le mini-BESTest n'évalue que quatre des six composantes fondamentales de l'équilibre originellement incluses dans la version complète du BESTest. Utilisant des analyses statistiques basées sur la théorie classique de la mesure, elle conserve l'épreuve la plus représentative pour chacune des composantes, ce qui réduit le temps de passation à moins de 10 minutes avec la sélection finale (Padgett et al., 2012). La fidélité et la validité du Brief BESTest sont adéquates et l'outil possède également la capacité de distinguer les individus parkinsoniens à risque de chute (Duncan et al., 2013).

2.3 Résumé de la revue de la littérature

En somme, le contrôle postural debout est une fonction complexe permettant de réaliser en toute sécurité des activités dans cette position. Une lésion à la moelle épinière, en affectant les afférences sensibles et les efférences motrices, est susceptible de modifier le contrôle postural quasi-statique et dynamique en position debout qui dépend de ces informations pour s'accomplir de façon satisfaisante. Ceci pourrait expliquer le risque de chute plus élevé observé chez cette population. Cependant, la littérature actuellement disponible sur le contrôle postural des individus ayant une LM est incomplète et ne permet pas de la caractériser exhaustivement. Cette thèse vise justement à mieux comprendre les capacités d'équilibration de ces individus, ce qui devrait mener à une meilleure compréhension des évaluations et interventions à privilégier pour effectuer la réadaptation de cette capacité.

CHAPITRE 3: OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

3.1 Objectifs généraux et hypothèses générales de la thèse

Encore à l'heure actuelle, on recense peu d'études décrivant le contrôle postural debout des personnes ayant une LM traumatique incomplète. Le but de cette thèse était d'étudier le contrôle postural lors de diverses tâches réalisées en position debout. L'objectif principal était de développer les connaissances en utilisant principalement des évaluations en laboratoire afin d'objectiver les caractéristiques du contrôle postural et les facteurs qui l'influencent lors de différentes tâches fonctionnelles. L'hypothèse générale était que le contrôle postural debout des individus ayant une LM était diminué par rapport à celui de personnes en santé, que cette diminution du contrôle postural était modulée par le type de tâches (ex. station debout quasi-statique vs marche) et que des facteurs biomécaniques pouvaient notamment expliquer les différences observées. Cette hypothèse générale est basée sur les quelques études recensées portant sur le contrôle postural debout d'individus ayant une LM incomplète traumatique et non traumatique ainsi que sur des observations cliniques recueillies auprès de cette clientèle.

3.2 Objectifs spécifiques de la thèse

Les articles contenus dans cette thèse présentent les objectifs spécifiques. Le chapitre portant sur les résultats reprendra ces objectifs de façon plus explicite et introduira les hypothèses spécifiques à ceux-ci. Pour ces raisons, ils ne sont pas rapportés dans cette section de la thèse afin d'éviter les répétitions. Les objectifs des quatre (4) articles de la thèse sont respectivement:

- 1) Comparer le contrôle postural quasi-statique en position debout yeux ouverts et fermés chez des individus ayant une LM et des individus en santé (cf. Article # 1; publié dans Gait and Posture).

- 2) Quantifier le contrôle postural dynamique en position debout chez des individus ayant une LM à l'aide du test des limites de stabilité multidirectionnelles (cf. Article #2; publié dans Journal of Neuroengineering and Rehabilitation).
- 3) Comparer le contrôle postural de personnes ayant une LM à celui d'individus en santé durant la phase unipodale de la marche à l'aide du modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes (cf. Article # 3; resoumis au Journal of Electromyography and Kinesiology).
- 4) Décrire et comparer les composantes posturales et dynamiques du contrôle postural durant les phases de l'initiation et de l'arrêt de la marche chez des personnes ayant une LM à l'aide du modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes (Article # 4; soumis et en révision à Human Movement Science).

CHAPITRE 4: MÉTHODOLOGIE

L'essentiel de la méthodologie utilisée pour réaliser ce projet de recherche est décrit dans les publications incluses dans le chapitre suivant portant sur les résultats. Cependant, quelques aspects méthodologiques de l'évaluation clinique et en laboratoire nécessitent des explications supplémentaires pour clarifier la compréhension du projet, ce qui fera l'objet du présent chapitre.

4.1 Approbations liées à la réalisation du projet

Le projet a reçu l'approbation du comité d'éthique des établissements du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR). Deux formulaires de consentement ont été utilisés pour ce projet, que l'on retrouve à l'annexe II. En effet, comme certains participants étaient recrutés dans le cadre du projet intitulé « *Understanding the links between postural control and mobility activities* », des modifications du formulaire initial étaient nécessaires pour obtenir l'accès aux données provenant de cette étude afin de réduire les chevauchements entre les évaluations du présent projet de thèse et celles du projet déjà en cours. Le comité de la convenance institutionnelle de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal a donné son accord quant à la réalisation du projet dans l'établissement.

4.2 Population à l'étude

Le projet de recherche portait sur des personnes ayant subi une lésion LM provenant de la population interne et externe de l'IRGLM. Vingt-cinq personnes ayant une LM médullaire ont été recrutées. Il s'agissait d'un échantillon de convenance de participants volontaires à l'étude. En outre, 33 personnes en bonne santé ont été évaluées en laboratoire pour fins de comparaison avec les personnes ayant une LM. Il s'agissait également d'un échantillon de convenance possédant des caractéristiques similaires au groupe de personnes ayant une LM (âge, sexe, données anthropométriques). Les personnes participantes devaient par ailleurs respecter les critères d'inclusion et d'exclusion décrits dans le tableau 4.1.

Tableau 4.1: Critères d'inclusion et d'exclusion pour les participants ayant une LM

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
Adulte avec une LM traumatique de type AIS D	Atteinte de la marche ou de l'équilibre antérieure à la LM
Capacité à se tenir debout 2 minutes sans assistance physique, avec ou sans aides techniques	Atteinte neurologique ou musculosquelettique, autre qu'associée à la LM
Capacité à marcher 5 mètres sans assistance physique, avec ou sans aides techniques	Atteinte du cône médullaire ou de la queue de cheval
Condition médicale stable	

4.3 Recrutement des participants

Les participants ayant une LM ont été recrutés selon la procédure suivante. Les physiothérapeutes du programme lésions médullaires de l'IRGLM ont identifié et vérifié l'intérêt des personnes admises au programme répondant aux critères mentionnés ci-dessus. Parallèlement, le coordonnateur du projet de recherche a consulté les archives médicales des cinq dernières années de l'IRGLM de façon à retrouver des candidats potentiels rencontrant les critères d'inclusion et d'exclusion. Ceux-ci ont été contactés par appel téléphonique pour sonder leur intérêt à participer au projet de recherche. En tout, 18 personnes ayant une LM ont été recrutées par ces deux méthodes (Code du projet : SN_DE). Ensuite, quatre participants au projet intitulé *Understanding the links between postural control and mobility activities* (Code du projet : SN_MO) ont également été approchés pour faire partie de notre étude. Dans tous les cas, les personnes intéressées ont été rencontrées par le coordonnateur pour être informé sur le projet de recherche et signer le formulaire de consentement. Le recrutement s'est étalé de février 2011 à décembre 2012. Enfin, pour la partie du projet de recherche portant sur l'équilibre lors de la marche (article 3), trois participants ayant déjà été évalué à la marche lors du projet intitulé *Comparaison des stratégies de montée et descente d'un plan incliné versus un escalier* ont été ajoutés aux analyses (Code du projet : SN_PP). Ces participants

ont également été sélectionnés en tenant compte des critères d'inclusion et d'exclusion présentés au tableau 4.1 et ont signé un formulaire de consentement du projet après avoir reçu des explications sur la nature du projet et l'étendu de leur participation.

Pour ce qui est des sujets en santé, ceux-ci proviennent de trois projets différents qui incluait des tâches correspondantes à celles de notre étude. Les participants au projet portant sur l'équilibre quasi-statique (article 1, n=14) et la portée multidirectionnelle (article 2, n=16) proviennent du projet intitulé *Stabilité multidirectionnelle en position assise chez les individus ayant une lésion médullaire: De l'évaluation en laboratoire à l'intervention novatrice en réadaptation* (Code du projet : DG_EQ). Pour ce qui est du projet portant sur la marche (article 3), 7 participants provenaient du projet intitulé *Comparaison des stratégies de montée et descente d'un plan incliné versus un escalier* (Code du projet : SN_PP) et 10 du projet intitulé *La réalité virtuelle grand public pour l'entraînement du contrôle postural: les jeux de la Wii^{MD} peuvent-ils être utilisés pour améliorer l'équilibre ?* (Code du projet : CD_WF). Dans tous les cas, ces participants ont signé un formulaire de consentement propre à ces projets après avoir reçu des explications détaillées sur le projet et la nature de leur participation. Le tableau 4.2 résume la provenance de tous les participants en fonction des différents codes de projet pour chacun des articles. Par la suite, le tableau 4.3 rapporte les caractéristiques démographiques et les résultats aux évaluations cliniques des participants ayant une LM. Le tableau 4.4 contient les évaluations en laboratoire effectuées pour ces mêmes participants. Enfin, le tableau 4.5 résume les caractéristiques démographiques et les évaluations en laboratoire faites par les participants en santé.

4.4 Procédure

Les données démographiques et les informations portant sur la condition médicale des participants ayant une LM ont été extraites de leur dossier médical (âge, niveau et type de lésion, date de la lésion). Les participants ayant une LM et hospitalisés à l'IRGLM étaient conviés à une ou plusieurs séances d'évaluation en clinique et en

laboratoire selon leur niveau de fatigue et leur disponibilité. Les participants ayant une LM et ne résidant plus à l'IRGLM étaient conviés à une séance unique d'évaluation. Les différentes évaluations ont été réalisées au département de physiothérapie, au centre de recherche et dans le laboratoire de pathokinésiologie situé au 4^{ème} étage de l'IRGLM. Des physiothérapeutes expérimentés auprès de la clientèle blessée médullaire ont accompli l'évaluation à l'aide d'échelles cliniques standardisées. Les évaluations en laboratoire ont été réalisées conjointement par des physiothérapeutes et des assistants de recherche ayant une expérience adéquate dans ce genre d'expérimentation.

Tableau 4.2: Provenance des participants selon les publications

Type de participants	Code du projet	Nombre de participants			
		Article 1	Article 2	Article 3	Article 4
LM	SN_DE	15	14	10	9
	SN_MO	0	2	4	3
	SN_PP	0	0	3	0
Normaux	SN_PP	0	0	7	0
	DG_EQ	14	16	0	0
	CD_WF	0	0	10	0
Total	LM	15	16	17	12
	Normaux	14	16	17	0
	Total	29	32	34	12

LM: Lésion médullaire

4.4.1 Évaluations cliniques

Les participants au projet SN_MO n'ont pu être évalués à l'aide du mini BESTest pour des raisons logistiques. En effet la quantité d'évaluations cliniques et en laboratoire incluses dans ce projet limitait l'ajout de toute évaluation supplémentaire. Le mini-BESTest n'était pas inclus parmi les évaluations du projet SN_PP.

Tableau 4.3: Données démographiques et évaluations cliniques des participants ayant une LM

Code du projet	No de sujet	Caractéristiques des participants ayant une lésion médullaire							Évaluations cliniques				
		Provenance	Type de lésion	Âge (année)	Poids (kg)	Taille (cm)	IMC (kg/m ²)	Temps post-lésion (jour)	Mini BESTest (/28)	BBS (/56)	Vitesse de marche naturelle (m/s)	LEMS (/50)	LESS (/64)
SN_DE	132	H	P	25.0	85.0	165.0	31.2	61.0	25	56	1.35	50	41
SN_DE	150	E	T	48.0	88.9	178.0	28.1	399.0	19	55	0.84	45	54
SN_DE	151	E	T	71.0	71.6	164.0	26.6	467.0	13	49	0.59	43	61
SN_DE	154	E	T	67.0	59.5	161.5	22.8	161.0	21	56	1.39	47	64
SN_DE	157	E	T	65.0	79.0	176.0	25.5	467.0	16	50		42	45
SN_DE	158	E	P	65.0	89.5	174.0	29.6	279.0	24	55	1.5	48	64
SN_DE	173	H	P	54.0	79.5	170.0	27.5	79.0	16	56	0.80	48	28
SN_DE	190	H	T	54.0	53.6	158.0	21.5	178.0	15	51	0.53	39	60
SN_DE	194	H	T	20.0	74.7	178.0	23.6	57.0	27	56	1.00	50	52
SN_DE	197	E	T	27.0	105.4	180.5	32.4	448.0	26	56	1.01	49	64
SN_DE	200	E	T	60.0	84.0	170.5	28.9	392.0	9	46	0.73	42	64
SN_DE	201	E	P	58.0	94.3	171.0	32.2	695.0	21	56	1.05	48	58
SN_DE	203	E	P	52.0	105.5	177.5	33.5	590.0	15	50	0.95	41	31
SN_DE	206	H	T	70.0	65.6	167.5	23.4	73.0	17	43	0.95	50	35
SN_DE	217	E	T	56.0	59.7	169.5	20.8	740.0					
SN_DE	218	H	P	52.0	67.5	175.0	22.0	106.0	20	53	1.18	45	36
SN_DE	232	H	T	67.0	91.8	173.0	30.7	15.0	17	32	0.59	46	35
SN_DE	310	H	P	22.0	67.5	183.0	20.2	61.0	26	56	1.24	42	48
SN_MO	262	E	T	20.0	80.2	175.5	26.0	231.0		56	1.26	50	
SN_MO	265	E	T	71.0	66.6	165.0	24.5	227.0		56	0.96	50	
SN_MO	266	E	P	52.0	72.4	173.0	24.2	273.0		56	1.18		
SN_MO	381	E	P	26.0	59.5	181.5	21.1	221.0		56	1.35	42	
SN_PP	25	E	T	49.0	84.5	172.0	28.6	661.0		56	1.11	49	
SN_PP	28	E	P	61.0	70.8	167.0	25.4	43.0		56	1.19	38	
SN_PP	981	E	T	63.0	53.0	159.0	21.0	73.0		53	0.96	38	
Moyenne				51.0	76.8	171.4	26.0	279.9	19.2	52.7	1.02	45.3	49.5
Écart-type				17.2	14.3	6.8	4.1	224.7	5.2	5.7	0.26	4.1	13.4

H : Hospitalisés, E : Externe, P : Paraplégie, T : Tétraplégie, IMC : Indice de masse corporelle, BBS : Berg Balance Scale, LEMS : Lower extremity motor score. LESS : Lower extremity sensory score. Ceci représente la somme des scores au toucher léger et à la piqûre des dermatomes L1 à S3 bilatéralement de l'évaluation ASIA sensitif. Les zones vides indiquent les tests qui n'ont pas été effectués pour un individu donné.

Tableau 4.4: Évaluations en laboratoire effectuées par les participants ayant une LM

Caractéristiques des participants ayant une LM				Tests du contrôle postural en laboratoire			
Titre du projet	No du sujet	Provenance	Type de lésion	Quasi-statique	Test des limites de stabilité multidirectionnelles	Marche naturelle	Arrêt et départ
SN_DE	132	H	P	✓	✓		
SN_DE	150	E	T	✓	✓	✓	✓
SN_DE	151	E	T	✓	✓	✓	✓
SN_DE	154	E	T	✓	✓	✓	✓
SN_DE	157	E	T	✓	✓	✓	✓
SN_DE	158	E	P	✓	✓	✓	✓
SN_DE	173	H	P	✓	✓		
SN_DE	190	H	T	✓	✓		
SN_DE	194	H	T	✓	✓		
SN_DE	197	E	T	✓	✓	✓	✓
SN_DE	200	E	T	✓	✓	✓	✓
SN_DE	201	E	P	✓	✓	✓	✓
SN_DE	203	E	P	✓	✓	✓	✓
SN_DE	206	H	T	✓	✓		
SN_DE	217	E	T	✓	✓	✓	✓
SN_DE	218	H	P	✓	✓		
SN_DE	232	H	T	✓	✓		
SN_DE	310	H	P	✓	✓		
SN_MO	262	E	T	✓	✓	✓	✓
SN_MO	265	E	T	✓	✓	✓	✓
SN_MO	266	E	P	✓	✓	✓	✓
SN_MO	381	E	P	✓	✓	✓	✓
SN_PP	25	E	T			✓	
SN_PP	28	E	P			✓	
SN_PP	981	E	T			✓	

H : Hospitalisés, E : Externe, P : Paraplégie, T : Tétraplégie. Les zones vides indiquent les tests qui n'ont pas été effectués pour un individu donné.

Tableau 4.5 : Caractéristiques démographiques et évaluations des personnes en santé

Caractéristiques des participants en santé						Évaluations			
Code du projet	No du sujet	Âge (année)	Poids (kg)	Taille (cm)	IMC (Kg/m ²)	Vitesse de marche naturelle (m/s)	Quasi-statique	Test des limites de stabilité multidirectionnelle	Marche naturelle
CD_WF	16	20.0	87.5	182.0	26.4	1.67			✓
CD_WF	18	80.0	77.0	174.0	25.1	1.46			✓
CD_WF	20	19.0	71.0	83.0	21.2	1.60			✓
CD_WF	21	73.0	82.0	160.0	32.0	1.18			✓
CD_WF	23	68.0	69.5	158.0	27.8	1.30			✓
CD_WF	24	70.0	95.5	179.0	29.8	1.42			✓
CD_WF	26	66.0	81.0	158.0	32.4	1.21			✓
CD_WF	29	64.0	62.0	161.0	23.9	1.65			✓
CD_WF	37	73.0	78.5	163.0	29.5	1.37			✓
CD_WF	979	22.0	62.5	167.0	22.4	1.44			✓
DG_EQ	117	53.5	89.0	174.0	29.4		✓	✓	
DG_EQ	118	23.0	76.9	174.0	25.4		✓	✓	
DG_EQ	129	33.0	74.3	175.0	24.3		✓	✓	
DG_EQ	130	29.0	91.1	166.0	33.1		✓	✓	
DG_EQ	134	54.0	80.0	170.0	27.7		✓	✓	
DG_EQ	135	67.0	70.2	174.0	23.2		✓	✓	
DG_EQ	139	25.1	123.5	181.0	37.7		✓	✓	
DG_EQ	143	60.0	80.9	167.0	29.0		✓	✓	
DG_EQ	144	53.0	73.7	178.0	23.3		✓	✓	
DG_EQ	145	33.0	78.6	178.0	24.8		✓	✓	
DG_EQ	146	38.0	83.6	179.0	26.1		✓	✓	
DG_EQ	149	50.0	65.8	165.0	24.2		✓	✓	
DG_EQ	155	35.0	86.3	181.0	26.3				
DG_EQ	156	37.0	87.5	189.0	24.5		✓	✓	
DG_EQ	167	30.0	94.0	173.0	31.4		✓	✓	
DG_EQ	173	43.0	78.6	168.0	27.8		✓	✓	
SN_PP	19	62.0	58.0	164.0	21.6	1.10			✓
SN_PP	22	52.0	78.0	172.0	26.4	1.17			✓
SN_PP	137	53.0	90.2	184.0	26.6	1.40			✓
SN_PP	138	70.0	71.2	169.0	24.9	1.11			✓
SN_PP	140	56.0	81.3	175.0	26.5	1.50			✓
SN_PP	152	50.0	74.0	180.0	22.8	1.38			✓
SN_PP	978	19.0	50.0	155.0	20.8	1.07			✓
Moyenne		47.9	78.9	172.0	26.6	1.35			
Écart-type		18.5	13.1	8.6	3.8	0.19			

IMC : Indice de masse corporelle. Les zones vides indiquent les tests qui n'ont pas été effectués pour un individu donné.

4.4.1.1 Contrôle postural

L'évaluation du contrôle postural debout a été évaluée en clinique par le mini BESTest (Franchignoni et al., 2010) et l'échelle de Berg (Berg et al., 1989; Berg et al., 1992a). Le mini BESTest est un outil clinique composé de 14 épreuves regroupées en quatre catégories (ajustements posturaux anticipatoires, contrôle postural réactif, orientation sensorielle, équilibre à la marche). Chaque épreuve est évaluée sur une échelle ordinaire de trois points (0 à 2 points) générant un score total allant de 0 à 28. Le score attribué pour chacune des épreuves dépend de la capacité à respecter certains critères de temps et/ou de qualité de performance. Les participants portaient leurs chaussures et orthèses usuelles durant l'évaluation. Aucune aide technique à la marche n'était permise. Une courte pause était accordée entre les épreuves selon l'état de fatigue du participant évalué.

L'échelle de Berg est un outil clinique composé de 14 épreuves ayant une difficulté progressive. Chaque épreuve est évaluée sur une échelle ordinaire de cinq points (0 à 4), ce qui génère un score total allant de 0 à 56. Le score attribué pour chacune des épreuves dépend de la capacité à respecter certains critères de temps, de distance et/ou de qualité de performance. Le score tient également compte de la capacité à effectuer la tâche sans assistance ou supervision. Concernant le port de chaussure et d'orthèse et l'utilisation d'une aide technique, les mêmes critères que pour le mini BESTest ont été utilisés. Une pause était également accordée selon la fatigue du participant. Comme certaines épreuves de l'échelle de Berg sont également présentes dans le mini BESTest, elles n'étaient exécutées qu'une fois, le score étant par la suite attribué selon les critères de l'une et l'autre des évaluations.

4.4.2 Évaluations en laboratoire

Les évaluations en laboratoire étaient généralement faites dans l'ordre suivant : marche, arrêts et départs, équilibre quasi-statique et test des limites de stabilité. Des temps de repos adéquats étaient proposés entre les tâches ou pendant les tests en

fonction des besoins du participant pour éviter que la fatigue influence les données d'équilibre.

4.4.2.1 Équilibre quasi-statique et test des limites de stabilité multidirectionnelle

La position des pieds lors de ces deux épreuves a été standardisée à l'aide d'un gabarit produisant 10 cm d'écart entre les talons et 20° d'angle d'ouverture (Figure 4.1). Cette position correspond à celle utilisée dans d'autres publications portant sur la station debout quasi-statique chez des personnes en bonne santé (Donker et al., 2007; Popovic et al., 2000). Pour ce qui est du test des limites de stabilité multidirectionnelle, (Figure 4.2), la position des pieds était standardisée de la même façon.

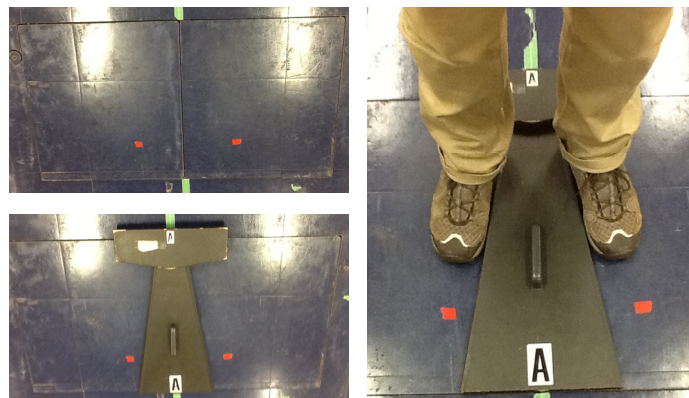


Figure 4.1: Standardisation de la position des pieds

Le gabarit était disposé entre les deux plateformes de force. Une fois les pieds positionnés en conséquence, le gabarit était retiré pour l'enregistrement des épreuves. Les pieds étaient replacés avec ce même gabarit dans le cas d'un déplacement des pieds.

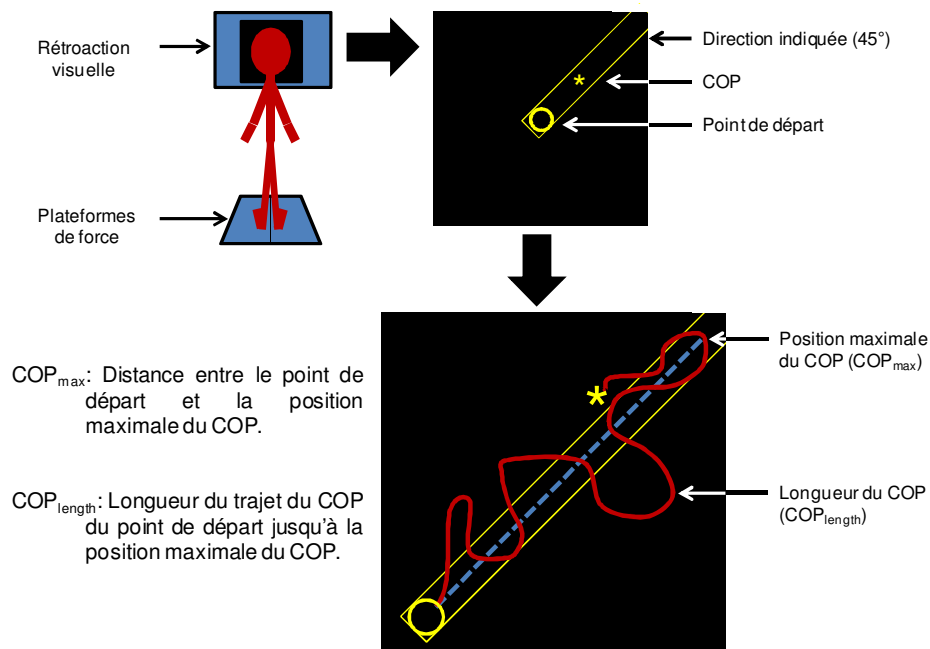


Figure 4.2: Test des limites de stabilité multidirectionnelle

Durant le test, la personne se tient debout sur les plateformes de force face à un écran présentant une rétroaction visuelle sur la tâche. La tâche est indiquée par un corridor aligné dans une des huit directions possibles. La personne doit amener son COP, représenté par une étoile, du point de départ au centre de l'écran au maximum dans la direction indiquée tout en tentant de garder l'étoile à l'intérieur du corridor. La performance est alors caractérisée par le COP_{max} et le COP_{length} .

4.4.2.2 Évaluation de l'équilibre à la marche, lors des arrêts et départs de la marche

Toutes les personnes admises au projet SN_DE et SN_MO ont complété ces évaluations, à l'exception des personnes hospitalisées, le temps requis pour réaliser ces tâches et la préparation nécessaire (poses des marqueurs, probage, etc.) étant incompatible avec leur horaire et leur endurance. Pour évaluer ces tâches, une captation complète des forces et de la cinématique a été réalisée à l'aide de trois plateformes instrumentées ainsi qu'un modèle cinématique à 36 marqueurs captés par un système d'analyse 3D du mouvement (Optotrak). L'emplacement des marqueurs est décrit dans le tableau 4.6. De plus, une sonde a été utilisée pour

localiser l'emplacement de 13 repères anatomiques qui sont décrits dans le tableau 4.7. Le tout permet de localiser les axes des articulations et la base de support.

Tableau 4.6: Emplacement des marqueurs

Segment	Emplacement des marqueurs	Segment	Emplacement des marqueurs
Pied	Face latérale du talon 5 ^{ème} tête du métatarse Face dorsale du pied	Bras	Tête humérale Épicondyle latérale Surface dorsale de l'articulation radio-ulnaire inférieure
Jambe	Malléole latérale Mi-tibia Tête du péroné	Tronc	Angle inférieur de l'omoplate Apophyse épineuse de L3 Apophyse épineuse de C7
Cuisse	Condyle fémoral latéral Mi-cuisse antérieure Mi-cuisse postérieure Grand trochanter	Bassin	Crête iliaque postérieure Épine iliaque postérosupérieure
		Tête	Oreille

Tableau 4.7: Repères anatomiques sondés

Segment	Repère anatomique	Segment	Repère anatomique
Pied	Point milieu du bout du pied Point postérieur du talon	Tête	Oreille Menton
Jambe	Malléole externe Malléole médiale	Bassin	Épine iliaque antérosupérieure Crête iliaque
Cuisse	Condyle fémoral médial Grand trochanter	Tronc	Portion supérieure de l'acromion Apophyse xiphoïde Fourchette sternale

Outre la taille et le poids, des mesures anthropométriques comprenant le périmètre et la longueur de la tête, du torse, de la main, des avant-bras, du bras, du pied, de la cuisse et de la jambe ont été prises pour localiser le centre de masse de ces segments et reconstituer un avatar représentatif des propriétés biomécaniques de la personne évaluée.

4.4.3 Analyse des données

Les données provenant de l'évaluation de la cinématique et de la cinétique en laboratoire ont été traitées par une série de logiciels développés au laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM. Ces logiciels permettaient de calculer les différents paramètres du COP décrits par Prieto (Prieto et al., 1996) pour évaluer l'équilibre quasi-statique. Le COP_{max} , le COP_{length} et le COP_{area} , ont également été extraits pour décrire la performance au test des limites de stabilité multidirectionnelles. Les forces stabilisantes et déstabilisantes, évaluant l'équilibre dynamique lors de la marche et des arrêts et départs selon le modèle développé par Duclos et al. (Duclos et al., 2009), ont aussi été calculées.

4.4.4 Analyses statistiques

Différentes approches statistiques ont été employées pour vérifier les hypothèses à la base des quatre articles. Celles-ci ayant été clairement décrites dans ces publications, elles ne sont pas présentées dans la présente section.

CHAPITRE 5: RÉSULTATS

Les résultats de cette thèse proviennent de quatre articles scientifiques dont trois sont publiés et le dernier est en voie d'être publié. Les revues scientifiques avec comité de lecture ont été choisies pour leur qualité et l'intérêt qu'elles suscitent auprès des chercheurs et professionnels de la santé intéressés à l'analyse biomécanique appliquée et pertinente à la réadaptation de clientèles présentant une atteinte neurologique. Les résultats de la thèse sont présentés successivement dans les revues suivantes.

1. **LEMAY JF, Gagnon D, Duclos C, Grangeon M, Gauthier C, Nadeau S. Influence of visual inputs on quasi-static standing postural steadiness in individuals with spinal cord injury.** Article publié dans la revue *Gait and Posture* 2013 Juin;38(2): 357-360.
2. **LEMAY JF, Gagnon D, Nadeau S, Grangeon M, Gauthier C, Duclos C. Center-of-pressure total trajectory length is a complementary measure to maximum excursion to better differentiate multidirectional standing limits of stability between individuals with incomplete spinal cord injury and able-bodied individuals.** Article publié dans la revue *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 2014 Jan 17; 11(1):8.
3. **LEMAY JF, Duclos C, Gagnon D, Desrosiers E, Nadeau S. Postural and dynamic balance while walking in adults with an incomplete spinal cord injury.** Article resoumis après révision à la revue *Journal of Electromyography and Kinesiology* le 19 mars 2014.
4. **LEMAY JF, Duclos C, Nadeau S, Gagnon D. Balance during gait initiation and termination of adults with an incomplete spinal cord injury.** Article soumis et en révision à *Human Movement Science*.

Ces articles, qui découlent tous du présent projet d'études doctorales, seront successivement présentés dans les pages qui suivent. Une description des rôles de chacun des auteurs sera exposée au préalable, suivie d'une préface dans laquelle seront présentés la problématique, les objectifs principaux et secondaires, de même que les hypothèses posées.

5.1 Article # 1: Influence of visual inputs on quasi-static standing postural steadiness in individuals with spinal cord injury

Jean-François Lemay, ^{1,2} MSc, PT; Dany Gagnon, ^{1,2} PhD, PT; Cyril Duclos, ^{1,2} PhD, PT; Murielle Grangeon M, ^{1,2} PhD; Gauthier C, ^{1,2} PT; Nadeau S ^{1,2} PT, PhD

¹Laboratoire de pathokinésiologie, *Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation* du Montréal métropolitain, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM), Québec, Montréal.

²École de réadaptation, Université de Montréal, Québec, Canada.

Article publié dans la revue Gait and Posture 2013 (38), pp. 357-360.

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport considérable et majoritaire à chacune des étapes ayant mené à la rédaction de cet article, ce qui inclut le développement du protocole expérimental, la collecte des données, le traitement et l'analyse des données, l'interprétation finale des résultats et la rédaction du manuscrit. Dr Dany Gagnon, Dr Duclos et Dre Nadeau ont supervisé chacune des étapes du projet décrites précédemment. Dre Murielle Grangeon et Cindy Gauthier ont particulièrement été impliqués dans la collecte en laboratoire des données provenant des participants sains et ont apporté leurs commentaires au manuscrit final.

5.1.1 Préface

Maintenir une station debout stable pose un défi aux individus atteints d'une LM traumatique incomplète. Les pertes d'équilibre sont fréquentes et une incidence de chute élevée (jusqu'à 75%) est rapportée lors de la station debout (Brotherton et al., 2007a). L'atteinte sensorielle résultant de la LM est susceptible d'expliquer en partie l'atteinte du contrôle postural en position debout et elle peut entraîner un changement de l'utilisation des informations sensorielles résiduelles (Peterka, 2002).

Bien que des études portant sur des individus ayant une LM non-traumatique (myélopathie) révèlent des difficultés à maintenir la station debout quasi-statique (Yoshikawa et al., 2008), à notre connaissance aucune n'a été conduite avec des personnes ayant une lésion de type traumatique. L'évaluation du contrôle postural dans cette position a permis de déterminer si l'apport des informations visuelles au maintien de la position debout est plus important chez cette clientèle en comparaison aux sujets en santé. Une étude suggère une contribution plus importante lors de la marche chez cette clientèle (van Hedel et al., 2005). Il était par ailleurs intéressant de vérifier si les changements au contrôle postural induits par l'absence des informations visuelles étaient corrélés avec les résultats à un test clinique du contrôle postural, une association significative permettant de prédire l'effet de la vision sur le contrôle postural à partir d'une évaluation clinique.

Cette publication tentait de répondre au premier objectif spécifique de la thèse qui était de comparer le contrôle postural quasi-statique en position debout yeux ouverts et fermés chez des individus ayant une LM et des individus en santé. L'hypothèse était à l'effet que les individus ayant une LM allait présenter une diminution du contrôle postural debout, tant yeux ouverts que fermés.

L'objectif secondaire était de quantifier l'association entre les modifications du contrôle postural causées par la vision et les résultats d'une échelle clinique d'évaluation du contrôle postural. L'hypothèse était qu'une association significative serait identifiée, permettant de prédire l'effet de la vision à partir d'un test clinique évaluant le contrôle postural.

5.1.2 Abstract

Postural steadiness while standing is impaired in individuals with spinal cord injury (SCI) and could be potentially associated with increased reliance on visual inputs. The purpose of this study was to compare individuals with SCI and able-bodied participants on their use of visual inputs to maintain standing postural steadiness. Another aim was to quantify the association between visual contribution to achieve postural steadiness and a clinical balance scale. Individuals with SCI (n=15) and able-bodied controls (n=14) performed quasi-static stance, with eyes open or closed, on force plates for two 45-second trials. Measurements of the centre of pressure (COP) included the mean value of the root mean square (RMS), mean COP velocity (MV) and COP sway area (SA). Individuals with SCI were also evaluated with the Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini BESTest), a clinical outcome measure of postural steadiness. Individuals with SCI were significantly less stable than able-bodied controls in both conditions. The Romberg ratios (eyes closed /eyes open) for COP MV and SA were significantly higher for individuals with SCI, indicating a higher contribution of visual inputs for postural steadiness in that population. Romberg ratios for RMS and SA were significantly associated with the Mini-BESTest. This study highlights the contribution of visual inputs in individuals with SCI when maintaining quasi-static standing posture.

Keywords: Biomechanics, postural balance, rehabilitation, spinal cord injury, visual perception.

5.1.3 Introduction:

Maintaining a steady standing posture is challenging for many individuals with spinal cord injury (SCI) who have regained their ability to walk.^{1,2} Frequent losses of balance in addition to the high incidence of falls (up to 75%) reported while standing^{3,4} clearly illustrates this challenge. Therefore, a better understanding of how is regulated postural steadiness following SCI is needed.

Quasi-static postural steadiness, or the maintenance of quiet stance with no intended movement⁵, depends on the integration of somatosensory, visual and vestibular inputs.⁶ Given the somatosensory impairments following a SCI, the contribution of visual inputs during standing may be increased in that population compared with a healthy population. Individuals with cervical myelopathy have reduced standing postural steadiness when their eyes are closed compared to when their eyes are open, which has been explained by altered proprioception.⁷ Similarly, individuals with SCI exceedingly rely on visual cues while walking being more prone to hit an obstacle when visual inputs are restricted compared to healthy controls.⁸ Whether or not clinical measurements of postural steadiness reflect contribution of visual inputs on postural steadiness remains unknown for that population.

The purpose of this study was to compare quasi-static postural steadiness while standing with eyes open and closed between individuals with SCI and healthy controls. Moreover, for individuals with SCI, this study aimed to quantify the association between the contribution of visual inputs to achieve standing postural steadiness and a clinical balance scale.

5.1.4 Methods:

Fifteen individuals with an incomplete traumatic SCI (ASIA impairment scale=D) (age: 52.7± 17.0 years; height: 171.0±0.07 cm; weight: 78.8±16.1 kg; time since SCI: 305.2±213.8 days) and 14 healthy controls (age: 40.2 ± 13.8 years; height: 174.0±0.06 cm; weight: 79.9±7.7 kg) walking independently with or without assistive devices participated in the study after giving written informed consent. Individuals with

other associated neurological disorders or previous walking or balance difficulties were excluded from this study.

During a laboratory assessment, participants stood on two AMTI force plates (Advanced Mechanical Technology, Inc., Newton, MA), with their feet in a standardized position (heels separated by 10 cm; feet abducted 20°) and their arms alongside their trunk during two 45-second trials with their eyes open (EO) and closed (EC). Reaction forces were recorded at a sampling frequency of 1200 Hz. The resultant centre of pressure (COP) time series, computed from the tri-axial components of the combined reaction forces, was low-pass filtered (5 Hz) and down-sampled (600 Hz) before analysis.

The mean values of the root mean square distance (RMS; mm), the mean COP velocity (MV; mm/s), and the COP sway area (SA; mm²/s) were chosen based on previous reports.^{9,10} Romberg ratios (EC/EO performances) for all three COP measures were also computed to quantify the influence of visual inputs on postural steadiness. For individuals with SCI, standing balance was also assessed with the Mini-BESTest.¹¹ This 14-item clinical balance scale is a shortened version of the Balance Evaluation Systems test (BESTest) reflecting the unidimensional construct of “dynamic balance”.^{11,12}

Between-condition comparisons (EO vs. EC) were analysed with Wilcoxon signed-rank tests and between-group comparisons (SCI vs. controls) with Mann-Whitney tests. Spearman correlation coefficients quantified the association between the Romberg ratio and the Mini-BESTest for the SCI group. A statistical significance threshold was set at 0.05 for all tests. All data were analysed using SPSS.

5.1.5 Results:

All data confirmed reduced postural steadiness in individuals with SCI compared to controls in both EO and EC conditions. All COP measures, excluding the RMS and SA among controls (RMS: $p=0.394$; SA: $p=0.078$; Table 5.1), showed the EO condition to be more stable than the EC condition ($p\leq 0.003$). Romberg ratios of MV

($p=0.001$) and SA ($p=0.037$) were higher in individuals with SCI than in controls, whereas the RMS was similar ($p=0.187$). Only RMS ($r=-0.75$) and SA ($r=-0.76$) ratios were strongly associated to the Mini-BESTest score (Figures 5.1 and 5.2).

5.1.6 Discussion:

This study confirms that individuals with SCI were less stable than healthy controls in all conditions and more dependent on visual inputs to maintain standing postural steadiness. The strong association between two of the three Romberg ratios and the Mini-BESTest indicates that reliance on visual inputs may influence dynamic balance.

Using the Romberg ratio to assess postural steadiness in individuals with SCI is relevant as postural steadiness decreases when individuals with SCI close their eyes. In comparison, healthy individuals included in the control group were generally as stable with their eyes closed than with their eyes open. Given that the RMS value of the COP reflects the effectiveness of the mechanisms regulating postural steadiness and the MV is associated with the amount of correction made¹⁰, these results indicate that individuals with SCI have a less effective corrective system when standing as compared to a healthy population.

When compared to previously reported Romberg ratios¹⁰, the controls of the present study had similar Romberg ratios while individuals with SCI had a higher Romberg ratio than young and elderly adults, reinforcing the increased influence of visual inputs among individuals with SCI.

Somatosensory information is the main source of inputs used to derived postural steadiness in healthy individuals.¹³ Since a SCI generally alters the somatosensory tracts located in the dorsal column, it is plausible that the relative contribution of visual inputs is increased and becomes a key source of sensory information to achieve stability. Further research will determine if this higher visual contribution for balance in individuals with SCI is proportional to the severity of the peripheral sensory or motor deficit.

Though evaluating mainly dynamic balance, the Mini-BESTest contains three items evaluating the contribution of sensory afferences to balance while maintaining a static standing position. This may explain why maintaining a quasi-static standing posture in the laboratory setting was associated with this functional balance evaluation in individuals with SCI. Further research is needed to determine if quasi-static postural steadiness in individuals with SCI reflect dynamic balance since controversies exist as whether or not measurements of static balance accurately predict dynamic balance performance.^{14,15}

5.1.7 Conclusion:

Quasi-static postural steadiness while standing is reduced in individuals with SCI compared to able-bodied individuals. Removing visual inputs further reduces steadiness, especially among individuals with SCI. In this population, reliance on visual inputs is high and associated with functional balance as assessed by the Mini-BESTest.

5.1.8 Acknowledgements:

The authors acknowledge Carole Miéville, Audrey Roy, Youssef El Khamlichi and Philippe Gourdou for their assistance during data collection and analysis.

5.1.9 Conflict of interest statement

The authors declare no conflicts of interest.

5.1.10 References

1. Sayenko DG, Alekhina MI, Masani K, et al. Positive effect of balance training with visual feedback on standing balance abilities in people with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*;2010:20.
2. Lemay JF, Nadeau S. Standing balance assessment in ASIA D paraplegic and tetraplegic participants: concurrent validity of the Berg Balance Scale. *Spinal Cord* 2009;48:245-50.
3. Brotherton SS, Krause JS, Nietert PJ. Falls in individuals with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord* 2007;45:37-40.
4. Amatachaya S, Wannapakhe J, Arrayawichanon P, Siritarathiwat W, Wattanapun P. Functional abilities, incidences of complications and falls of patients with spinal cord injury 6 months after discharge. *Spinal Cord* 2011;49:520-4.
5. Hsiao-Wecksler ET, Katdare K, Matson J, Liu W, Lipsitz LA, Collins JJ. Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. *J Biomech* 2003;36:1327-33.
6. Nashner LM. Balance and Posture Control. In: Editor-in-Chief: Larry RS, ed. *Encyclopedia of Neuroscience*. Oxford: Academic Press; 2009:21-9.
7. Yoshikawa M, Doita M, Okamoto K, Manabe M, Sha N, Kurosaka M. Impaired postural stability in patients with cervical myelopathy: evaluation by computerized static stabilometry. *Spine* 2008;33:E460-4.
8. van Hedel HJA, Wirth B, Dietz V. Limits of locomotor ability in subjects with a spinal cord injury. *Spinal Cord* 2005;43:593-603.
9. Rocchi L, Chiari L, Cappello A. Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. *Med Biol Eng Comput* 2004;42:71-9.
10. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng* 1996;43:956-66.
11. Franchignoni F, Horak F, Godi M, Nardone A, Giordano A. Using psychometric techniques to improve the Balance Evaluation Systems Test: the mini-BESTest. *J Rehabil Med*;42:323-31.
12. Leddy AL, Crowner BE, Earhart GM. Utility of the Mini-BESTest, BESTest, and BESTest sections for balance assessments in individuals with Parkinson disease. *J Neurol Phys Ther* 2011;35:90-7.
13. Peterka RJ. Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol* 2002;88:1097-118.
14. Kang HG, Dingwell JB. A direct comparison of local dynamic stability during unperturbed standing and walking. *Exp Brain Res* 2006;172:35-48.

15. Karimi MT, Solomonidis S. The relationship between parameters of static and dynamic stability tests. *J Res Med Sci* 2011;16:530-5.

Figure caption

Figure 5.1: Typical profile for COP displacements and velocity in the anteroposterior and mediolateral direction during quasi-static standing with the eyes open and closed from representative able-bodied and SCI participants. The mean velocity represents the instantaneous velocity of the COP taken at each time interval and is therefore different from the median value reported in Table 5.1, which represents the distance travelled by the COP during the 45 seconds of data collection.

Figure 5.2: Scatter plots representing the level of association between the Mini BESTest and the Romberg ratio for COP root mean square distance (RMS), mean velocity (MV) and sway area (SA). Spearman's correlation coefficients and p values are provided for each association.

Figure 5.1 : Profile of the COP velocity and displacement of two participants

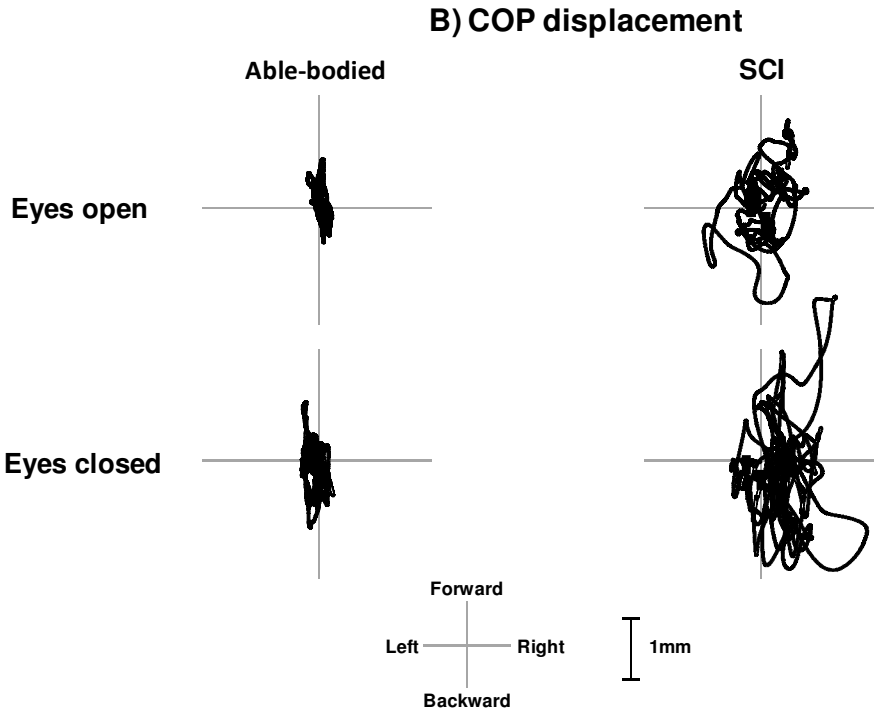
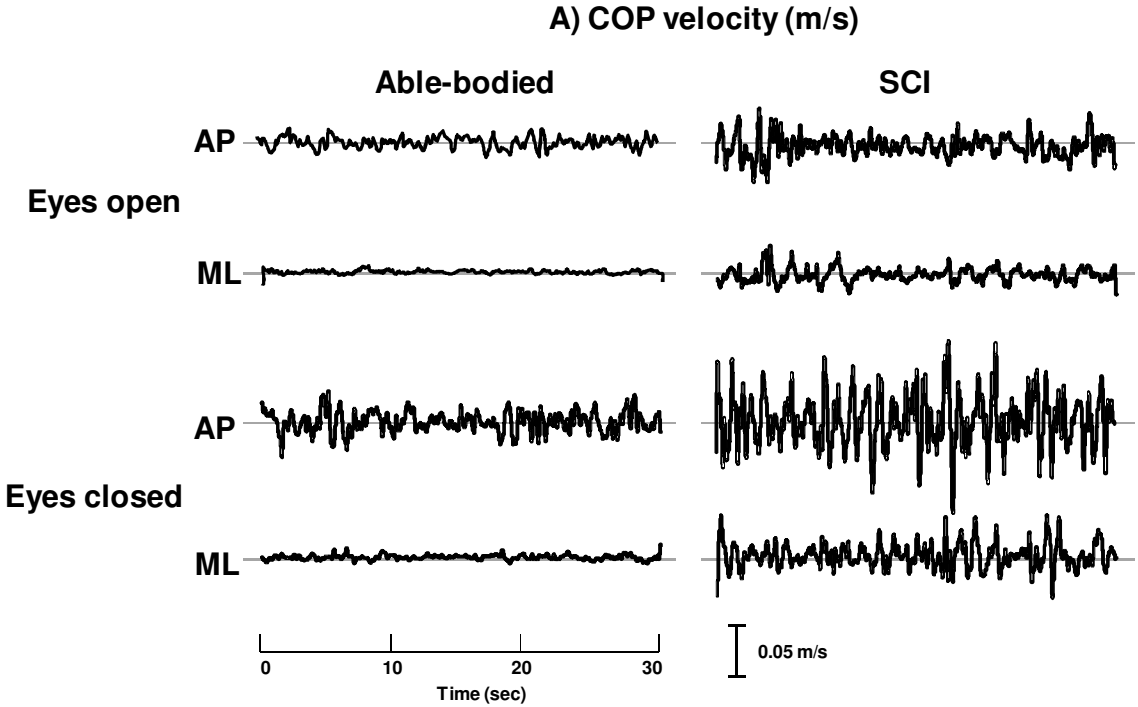


Figure 5.2 : Scatter plots of the Mini BESTest and Romberg ratio of the COP parameters

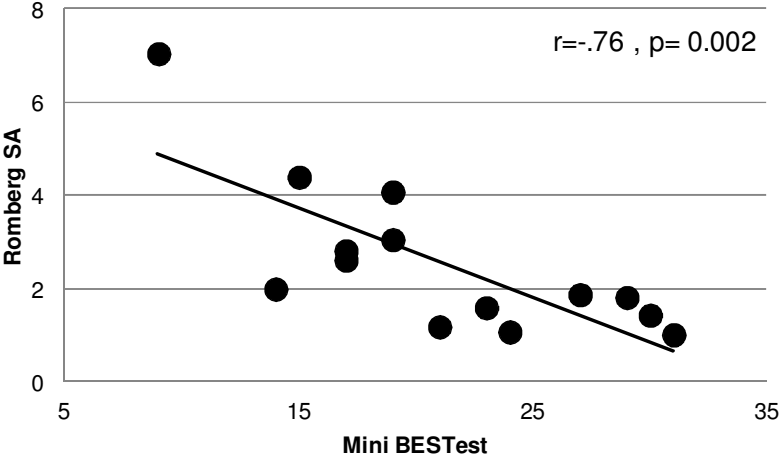
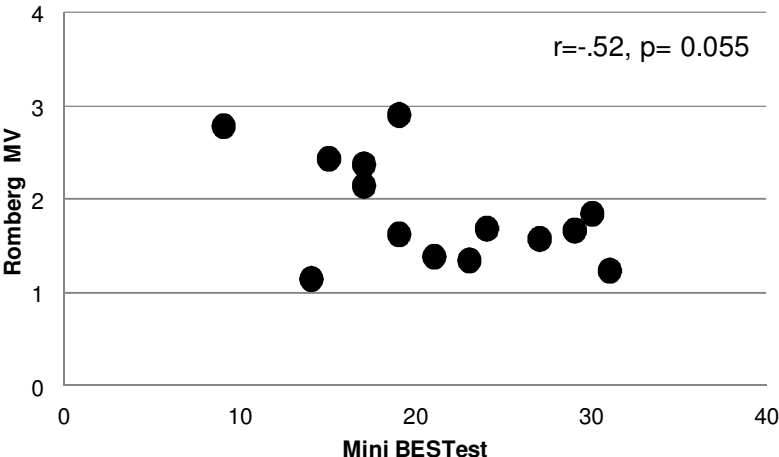
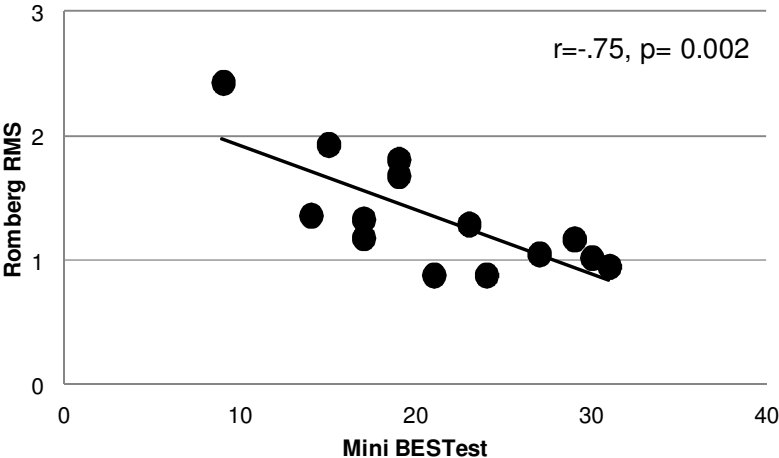


Tableau 5.1 : Median and quartiles for all COP-related measures and Romberg ratios

COP-Related Outcome Measures	Participants	Condition Quartiles									Between-Condition Differences	Between-Group Differences		
		EO			EC			RR Quartiles				EO	EC	RR
		1 st	2 nd (median)	3 rd	1 st	2 nd (median)	3 rd	1 st	2 nd (median)	3 rd				
RMS	AB	3.42	5.12	5.93	3.84	4.71	7.11	0.82	1.15	1.45	**	***	***	
	SCI	6.41	9.27	12.06	8.07	11.80	18.04	1.02	1.29	1.81				
MV	AB	6.34	7.70	9.37	7.61	9.30	11.76	1.02	1.22	1.43	**	***	***	***
	SCI	14.14	15.67	26.33	21.72	26.20	52.36	1.38	1.69	2.38	***			
SA	AB	4.37	8.79	10.26	5.50	10.13	24.12	0.75	1.68	2.35	***	***	***	*
	SCI	21.34	41.61	85.09	41.86	78.35	249.56	1.42	1.99	4.07				

Probabilities listed under the group and condition columns are for Wilcoxon signed-rank and Mann-Whitney tests, respectively: * $p \leq 0.05$. ** $p \leq 0.01$; *** $p \leq 0.001$; RMS: root mean square (mm); MV: mean velocity (mm/s); SA: COP sway area (mm²/s); AB: able-bodied control; SCI: spinal cord Injury; EO: Eyes open; EC: Eyes closed; RR: Romberg ratio.

5.2 Article # 2: Center-of-pressure total trajectory length is a complementary measure to maximum excursion to better differentiate multidirectional standing limits of stability between individuals with incomplete spinal cord injury and able-bodied individuals

Jean-François Lemay, ^{1,2} MSc, PT; Dany Gagnon, ^{1,2} PhD, PT; Nadeau S ^{1,2} PT, PhD; Murielle Grangeon M, ^{1,2} PhD; Gauthier C, ^{1,2} PT; Cyril Duclos, ^{1,2} PhD, PT

¹Laboratoire de pathokinésiologie, *Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation* du Montréal métropolitain, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM), Québec, Montréal.

²École de réadaptation, Université de Montréal, Québec, Canada.

Article publié dans la revue Journal of Neuroengineering and Rehabilitation 2014 Jan 17; 11(1):8.

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport considérable et majoritaire à chacune des étapes ayant mené à la rédaction de cet article, ce qui inclut le développement du protocole expérimental, la collecte des données, le traitement et l'analyse des données, l'interprétation finale des résultats et la rédaction du manuscrit. Dr Dany Gagnon, Dr Duclos et Dre Nadeau ont supervisé chacune des étapes du projet décrites précédemment. Dre Murielle Grangeon et Cindy Gauthier ont particulièrement été impliquées dans la collecte en laboratoire des données provenant des participants sains et ont apporté leurs commentaires au manuscrit final.

5.2.1 Préface

Il est pertinent d'évaluer le contrôle postural debout quasi-statique et dynamique puisque selon la majorité des études (Kang et Dingwell, 2006; Karimi et Solomonidis, 2011), ces deux habiletés n'évaluent pas les mêmes caractéristiques de l'équilibre. Plusieurs méthodes existent pour quantifier le contrôle postural dynamique. Parmi celles-ci, la capacité à contrôler le déplacement du COP en station debout à l'aide d'une rétroaction visuelle, une approche qui a été utilisée avec succès pour entraîner le contrôle postural debout chez des personnes ayant une LM (Sayenko et al., 2010; Tamburella et al., 2013), s'avérerait intéressante. Cette approche a aussi servi de base à une étude récente sur le contrôle postural dynamique en position assise chez les personnes ayant une LM évaluées à partir du test des limites de stabilité multidirectionnelle (Gagnon et al., 2012). Ce test consiste à effectuer sans modifier la base de support un déplacement maximal du COP dans huit directions différentes situées virtuellement autour de la personne. En plus de quantifier la performance maximale, ce test fournit une appréciation de la précision du mouvement pour atteindre le maximum de déplacement. Ce test semble prometteur pour évaluer l'équilibre dynamique en position debout chez les personnes ayant une LM.

L'objectif de cette étude était de quantifier le contrôle postural dynamique en position debout chez des individus ayant une LM à l'aide du test des limites de stabilité multidirectionnelle. L'hypothèse était que le test des limites de stabilité multidirectionnelle allait indiquer un contrôle postural diminué par rapport aux individus en santé.

L'objectif secondaire était de vérifier l'association entre cette mesure du contrôle postural dynamique et celle du contrôle postural quasi-statique. L'hypothèse était que ces deux contrôles de l'équilibre diffèrent et donc que leur niveau d'association serait faible.

5.2.2 Abstract

Background: Sensorimotor impairments secondary to a spinal cord injury affect standing postural balance. While quasi-static postural balance impairments have been documented, little information is known about dynamic postural balance in this population. The aim of this study was to quantify and characterize dynamic postural balance while standing among individuals with a spinal cord injury using the comfortable multidirectional limits of stability test and to explore its association with the quasi-static standing postural balance test.

Methods: Sixteen individuals with an incomplete spinal cord injury and sixteen able-bodied individuals participated in this study. For the comfortable multidirectional limits of stability test, participants were instructed to lean as far as possible in 8 directions, separated by 45° while standing with each foot on a forceplate and real-time COP visual feedback provided. Measures computed using the center of pressure (COP), such as the absolute maximal distance reached (COP_{max}) and the total length travelled by the COP to reach the maximal distance (COP_{length}) were used to characterize performance in each direction. Quasi-static standing postural balance with eyes open was evaluated using time-domain measures of the COP. The difference between the groups and the association between the dynamic and quasi-static test were analyzed.

Results:

The COP_{length} of individuals with SCI was significantly greater ($p \leq 0.001$) than that of able-bodied individuals in all tested directions except in the anterior and posterior directions ($p \leq 0.039$), indicating an increased COP trajectory while progressing towards their maximal distance. The COP_{max} in the anterior direction was significantly smaller for individuals with SCI. Little association was found between the comfortable multidirectional limits of stability test and the quasi-static postural balance test ($r \geq -0.658$).

Conclusion:

Standing dynamic postural balance performance in individuals with an incomplete spinal cord injury can be differentiated from that of able-bodied individuals with the comfortable limits of stability test. Performance among individuals with an incomplete spinal cord injury is characterized by lack of precision when reaching. The comfortable limits of stability test provides supplementary information and could serve as an adjunct to the quasi-static test when evaluating postural balance in an incomplete spinal cord injury population.

Keywords: Movement, Outcome assessment, Postural balance, Rehabilitation, Spinal cord injuries.

5.2.3 Background:

Following an incomplete spinal cord injury (SCI), most individuals will experience sensory and motor impairments at and below the level of the lesion. Due to the neural configuration of the spinal cord, an incomplete SCI will generally result in various degrees of lower extremity, trunk and upper extremity impairments depending on the level and the neural structures specifically affected by the lesion. These impairments often impact the ability to stand safely and execute functional activities in this position (e.g., multidirectional reaching). In fact, recent figures report a high incidence of falls (up to 75%) in individuals with an incomplete SCI, often resulting in physical injuries and decreased social participation [1,2]. Individuals with SCI identified loss of balance as one of the major factors contributing to falls [2]. Unfortunately, only a few studies have investigated how people with SCI control postural balance during quiet standing [3,4] and how it changes when the trunk, head and upper extremities are engaged in dynamic movements over a fixed base of support [4].

Postural balance could be defined as the ability to stabilize the body's center of mass (COM) over its base of support (BOS) [5]. To preserve a state of balance, the COM position is constantly regulated by the position of the center of pressure (COP), defined as the point location of the ground reaction force vector on the surface of a force platform on which a person is standing [6]. Given the stabilizing role of the COP, numerous valid and reliable parameters [6,7] have been recommended to characterize performance during quasi-static stance (i.e., standing with no intended movement [8]). So far, evidence of quasi-static postural balance impairments in individuals with SCI has been demonstrated. For instance, these individuals are less stable when standing either with their eyes open or closed than able-bodied individuals [3]. Moreover, their use of visual information to maintain quasi-static stance is greater compared to healthy individuals [3]. However, a comprehensive assessment of postural balance should include quasi-static stance and dynamic activities since performance in both conditions does not usually correlate in healthy adults [9,10]; nevertheless, this issue remains controversial [11]. The signs of dynamic instability have been documented during walking in this population and have

been mostly expressed by greater variability in the margin of stability, step length, step width and mediolateral and anteroposterior foot placement as compared to controls [12]. To quantify dynamic balance during functional activities, other comprehensive biomechanical models have also been proposed but have yet to be used in individuals with SCI [13-15].

Another method for assessing dynamic postural balance is by exploring the limits of stability, which can be defined as the maximum distance an individual is willing to move his/her centre of pressure (COP) in various directions without changing the configuration of the BOS and while remaining stable [16]. This usually involves the use of a forceplate that records COP displacement and a visual display that serves as feedback to maximize COP movement in specific directions. A multidirectional limits of stability test has recently been used to characterize dynamic sitting postural balance in individuals with SCI [17,18]. Individuals having no motor control over their abdominal and low back muscles had distinct ability on this test compared to those who had partial or full control, which tends to support its validity in a seated position [17]. However, standing imposes different biomechanical and dynamic constraints on stability compared to a sitting position, provided that, for example, the BOS is smaller and the COM higher. An analysis of the COP while standing in healthy young adults reveals that time-domain measures were larger and frequency-domain measures were smaller compared to sitting, an observation attributed to the body segment that is moving in each position [19]. The multidirectional limits of stability test thus requires further study before it can be recommended for evaluating postural balance while standing.

Therefore, we conducted a comparative study using a laboratory-based measure of dynamic postural balance, i.e., the comfortable multidirectional standing test, as well as a quasi-static postural stability test in both SCI and able-bodied individuals. The main purpose of this study was to quantify standing dynamic postural balance in individuals with SCI. The secondary purpose of this study was to measure the association of this test with quasi-static standing balance. We hypothesized that individuals with SCI would present a lower level of dynamic postural balance while

standing as compared to able-bodied individuals. We also expected a low level of association with the quasi-static standing postural balance test.

5.2.4 Methods:

5.2.4.1 Participants:

Sixteen individuals with an incomplete traumatic SCI (American Spinal Cord Injury (ASIA) Impairment Scale = D) [20] and 16 able-bodied controls volunteered to participate in this study (Table 5.2). Participants with SCI were recruited from both the inpatient and outpatient population of the SCI rehabilitation unit of the Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM). All SCI participants could stand for 5 minutes without external support and walk independently for 10 m with or without a walking assistive device. Participants were excluded if they presented other concomitant neurological conditions in addition to the SCI or walking or balance difficulties prior to the SCI. None of the able-bodied participants reported having musculoskeletal or neurological impairments that would interfere with standing postural balance. Ethics approval was obtained from Research Ethics Committee of the Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR-578-0111). Written consent was obtained after participants had read and understood the information about the research.

5.2.4.2 Clinical assessment

Demographic information pertaining to the date and type of accident, ASIA level and the presence of any relevant associated conditions were gathered from each subject's chart. A physical therapist with 10 years of experience in the field of SCI rehabilitation conducted the lower extremity motor score assessment (LEMS) according to ASIA standards [20]. Natural walking speed was tested over a distance of 15 m. Participants were asked to walk at their usual walking speed without any walking assistive devices [21]. The middle 10 m section was timed using a stopwatch. The task was repeated three times and the resulting speeds were averaged.

5.2.4.3 Laboratory assessment

All evaluations were conducted at the Pathokinesiology Laboratory of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR) located at the IRGLM. During the laboratory assessment, participants stood on two side-by-side forceplates embedded in the floor with their feet in a standardized position (heels 10 cm apart; feet abducted 20°) and their arms resting alongside their trunk.

5.2.4.3.1 Comfortable multidirectional limits of stability test

Following a familiarization period, participants were asked to lean from the starting position as far as possible at a comfortable self-selected speed in eight specific directions, each separated by 45° (anterior, right anterolateral, right, right posterolateral, posterior, left posterolateral, left, left anterolateral) and return to the initial position within a 15-second period. Participants were instructed to keep their arms alongside their trunk, to initiate the movement from the ankle instead of bending their trunk or their hips when leaning and to avoid raising their toes or heels [22]. These instructions were given to facilitate COP movement in the indicated direction within a standardized BOS and to limit compensatory movements. A flat screen placed 2 m in front of the participant displayed the real-time position of their COP as well as the boundaries within which they had to move. Each of the eight directions was tested twice for a total of 16 movements that were displayed in a random order determined by a computer. A research engineer coordinated the computerized data acquisition and storage at all times.

5.2.4.3.2 Quasi-static postural stability test

Participants were asked to stand still during two 45-second trials with their eyes open. Participants had to keep their feet in the same standardized position as described above [3].

5.2.4.4 Data processing

Reaction forces were recorded for each task at a sampling frequency of 600 Hz. The resultant COP time series, computed from the tri-axial components of the combined

reaction forces, was filtered with a fourth-order Butterworth zero-lag filter with a cut-off frequency of 5 Hz and then down-sampled (300 Hz) before analysis.

5.2.4.5 Outcome measures

5.2.4.5.1 Comfortable multidirectional limits of stability test

Three main outcome measures were taken:

- COP_{max} : represents the linear distance in mm between the initial and maximal positions of the COP in a given direction. The COP_{max} was calculated for each trial in the eight directions tested. Greater COP_{max} indicates better ability to move the COP in a specific direction.
- COP_{length} : represents the total trajectory in mm followed by the COP from its initial position to its maximal position. The COP_{length} was also computed for each of the eight directions. Lower COP_{length} indicates a straighter movement when reaching in a specific direction, possibly indicating better precision of the COP movement.
- COP_{area} : represents the area in mm^2 defined by an ellipse fitting the COP_{max} in each of the 8 tested directions. Greater COP_{area} indicates better overall ability to move the COP in every direction.

The mean COP speed was also calculated for each trial by taking the total distance travelled between the COP starting and maximal (COP_{max}) positions divided by the time taken to reach this distance. Each trial was then analyzed to be included in the final analysis. Data from trials where a loss of balance or a foot displacement occurred were discarded. The angular error (representing the absolute difference in degrees between the targeted direction and the actual COP_{max} direction) was calculated for each trial. Only trials with an angular error $\leq 25^\circ$ were included in the analysis to minimize the impact of imprecise COP directions. For each direction, the maximal value of the COP_{max} and the COP_{length} were taken.

5.2.4.5.2 Quasi-static postural stability test

The mean values of the root mean square distance (RMS; mm), the mean COP velocity (MV; mm/s), and the COP sway area (SA; mm²/s) were computed for each trial from the COP time series [3,6,7]. Lower RMS, MV and SA values would indicate a better performance in terms of postural balance. The mean of the two trials was calculated for each parameter.

5.2.4.6 Data analysis

Descriptive statistics (mean, standard deviation, range) were calculated for the participants' characteristics and all laboratory outcome measures. Normality of the distribution was explored using the Shapiro-Wilk test. Among the comfortable multidirectional limits of stability test parameters, the COP_{length} in the right, right posterolateral, posterior and left directions of individuals with SCI, as well as the COP_{length} in the anterior and right posterolateral directions of the able-bodied participants were not normally distributed ($p \leq 0.032$). The quasi-static postural stability test departed from normality in individuals with SCI for the MV ($p \leq 0.037$). Non-parametric statistics were thus used when analyzing these data. Otherwise, all other data were normally distributed among the two groups and analyzed with parametric tests.

Independent t-tests were used to reveal differences in the demographic data of both groups of participants. For the comfortable multidirectional limits of stability test parameters, a two-way repeated measure analysis of variance (ANOVA) with one between factor (individuals with SCI and able-bodied individuals) and one within factor (eight tested directions) was conducted to detect the presence of significant differences. Since there was a significant interaction between the COP_{max} and the groups, independent t-tests or Mann–Whitney *U* tests were performed to reveal between-group differences for each direction, using a Bonferonni correction on the alpha value ($p = 0.05/8$ tested directions). Effect size were calculated for both the COP_{max} and the COP_{length} and were considered as being small (0.2 to 0.5), moderate (0.5-0.8) or large (>0.8) according to Cohen's criteria [23]. Difference between the

groups on the quasi-static test was quantified using independent t-test or Mann–Whitney U test according to the normality of the data. Further analysis on the COP_{max} where individuals with SCI were better than able-bodied controls was done by assessing the level of association with the COP_{length} in the same direction using Pearson’s product moment correlation coefficient. The between-group difference of the COP_{area} and the mean COP speed was assessed with an independent t-test.

The level of association between the comfortable multidirectional limits of stability test and the quasi-static postural stability test for individuals with SCI was explored using Pearson’s product moment correlation coefficients. Correlation coefficients confirmed good to excellent association when they were greater than 0.75 [24]. A statistical significance threshold was set at 0.05 for all tests unless otherwise specified. All statistical analyses were conducted using SPSS® software (version 20.0) (Chicago, IL).

5.2.5 Results:

5.2.5.1 Between-group and within-group differences

For the comfortable multidirectional limits of stability test (Table 5.3), a significant difference was found only in the anterior direction for the COP_{max} between the two groups of participants at a statistical significance level of 0.0063. However, individuals with SCI tended to have a greater COP_{max} when reaching laterally and posteriorly (12.1 to 17.5%). Able-bodied individuals had greater COP_{max} when reaching in anterior directions (9.3 to 29.5%).

The COP_{length} for individuals with SCI was 22.2-35.8% greater than those of able-bodied individuals. This reached the significance level in all directions ($p \leq 0.001$), except in the anterior and posterior direction ($p \leq 0.039$; Table 5.3 and Figure 5.3). Both the COP_{max} and the COP_{length} tended to be smaller in the posterior directions as compared to anterior and lateral directions (Table, 5.3, Figures 5.3). Effect sizes were considered moderate to large. There was a significant level of association between

the COP_{max} and the COP_{length} in the posterior, left posterolateral and left directions for individuals with SCI ($0.527 \leq r \leq 0.630$, $p \leq 0.036$).

The COP_{area} was not significantly different between SCI and able-bodied participants ($p = 0.560$) (Table 5.3). No difference was seen on the mean COP speed at the significance level of 0.0063. All COP parameters of the quasi-static postural stability test revealed reduced postural balance in individuals with SCI as compared to able-bodied participants ($p \leq 0.0002$). Effect sizes were considered large.

5.2.5.2 Correlation between the comfortable multidirectional limits of stability test and the quasi-static postural stability test for individuals with SCI

For individuals with SCI, there was a limited number of significant associations (4 out of 48 possible associations) between the parameters of the comfortable multidirectional limits of stability test and the quasi-static postural stability test (Table 5.4). A moderate level of association was present between the COP_{max} in a left anterolateral direction and the MV and SA parameter of the quasi-static postural stability test (respectively, $r = -0.658$ and -0.559 ; $p \leq 0.014$), as well as between the COP_{length} in the right anterolateral direction and the RMS and MV parameters (respectively, $r = 0.602$ and 0.501 ; $p \leq 0.048$) (Table 5.4 and Figure 5.5).

5.2.6 Discussion

In this study, we have found that a task testing the limits of stability in SCI individuals who are community ambulators, is mainly characterized by an increase in the distance travelled by the COP when going to its maximal position rather than by a limitation in the absolute distance reached by the COP in the intended direction. Therefore, using COP_{length} may better characterize performance of individuals with SCI. When the COP_{max} is greater in individuals with SCI as compared to able-bodied individuals in some direction, it is associated with the COP_{length} , which further support the use of this measure in a SCI population. To our knowledge, this is the first study to report such a finding in this population. In accordance with our second hypothesis,

we also found little association between the quasi-static and the dynamic balance parameters.

5.2.6.1 Performance of individuals with SCI versus able-bodied individuals on the comfortable limits of stability test

COP_{length} is calculated from the total excursion of the COP on its way toward its maximal position in an indicated direction. COP_{length} of individuals with SCI was greater than that of able-bodied individuals in all directions. This increased COP excursion could be interpreted as a decrease in movement precision: whereas COP movement of able-bodied individuals tended to move in a straighter manner, individuals with SCI displayed more extraneous movements on their way to their maximal position, increasing the COP_{length} . Similar results have been found in other populations presenting neurological deficits such as Parkinson's disease. Ondo et al. found that individuals with Parkinson's disease had a significantly increased path sway on the Smart Balance Master limits of stability test as compared to able-bodied individuals, a test comparable to the one performed in our study [25].

Many factors may be responsible for this decrease in movement precision during the comfortable multidirectional limits of stability test in individuals with SCI. Since a SCI generally alters the integrity of the various sensory tracts travelling within the spinal cord, the somatosensory contribution to postural balance may therefore be decreased, which in turn, could explain the less precise movement of the COP. Clinical evaluation of sensory function revealed residual sensory deficits in most of our participants with SCI. In fact, a varying degree of foot anesthesia induced from various techniques causes a proportional increase in COP motion while standing [26,27]. Moreover, an increase in visual contribution to postural balance in people with SCI as compared to able-bodied controls does exist [3]. This may represent a compensatory mechanism for a decreased sensory perception in the lower extremity. Future studies could identify to what extent sensory deficits following SCI is a major contributor to observed standing postural balance deficits.

Lower-extremity muscle function is another factor influencing control of standing postural balance in various populations [28-31]. Although our participants with SCI had sufficient lower extremity strength to assume a standing position, a certain deficit in strength was present in the ankle dorsiflexors and plantarflexors, as indicated by the LEMS evaluation. It is known that the location of lower-extremity muscle strength influences balance capability differently. For example, Horlings et al. demonstrated that distal muscle weakness more significantly influences postural stability than proximal muscle weakness [28]. Future studies using a dynamometric evaluation of lower extremities could help identify those muscle groups associated with increased COP_{length} in each direction.

Contrary to our initial hypothesis, individuals with SCI had similar COP_{max} compared to able-bodied controls as indicated by the lack of significant differences in all but one direction and on the overall measure given by the COP_{area} . Interestingly, these findings correspond to those of Gauthier et al. who showed that SCI individuals who had partial or full control over their abdominal and lower trunk muscles could bring their COP to a similar distance from their base of support to that of able-bodied individuals when performing a similar postural balance test while sitting [17]. This may seem surprising considering that standing is inherently less stable than sitting [19,32] and could thus lead to greater differences in performance between impaired and normally functioning individuals. However in our study, individuals with SCI had adequate motor recovery in their trunk muscles to be able to assume a standing position and lean in various directions. This may in part explain the lack of difference seen in COP_{max} . Yet the significant groups vs. directions interaction indicates that individuals with SCI and able-bodied participants differed on how they performed in various directions. More specifically, individuals with SCI had greater COP_{max} in lateral and posterior directions while able-bodied individuals had greater COP_{max} in anterior and anterolateral directions. Complementary studies including a larger sample of participants could help to confirm whether or not a difference in COP_{max} between the groups exists. Greater COP_{max} in some directions cannot be attributed to different foot placements since foot placements were standardized using a template.

This is also supported by the absence of significant difference between the groups on the COP_{max} in a posterior, right and left directions.

Ankle plantarflexor muscle groups are known to influence anteroposterior COP excursions [31] and are especially activated when controlling anterior body displacement with respect to the base of support [33]. Since most of our individuals with SCI had residual distal lower-extremity weakness, we could hypothesize that the lower COP_{max} in the anterior and anterolateral directions may be explained by this lack of strength. Individuals with SCI could therefore limit anterior COP displacement in order to take into account their decreased ability to control the COP using their ankle plantarflexors when reaching the limits of stability in this direction.

On the other hand, individuals with SCI had greater COP_{max} in the lateral directions than able-bodied individuals. Body displacements in lateral directions are under the control of hip abductor muscle groups [33], which did not achieve full recovery in our group of individuals with SCI. A possible explanation for this better performance is that those individuals with SCI who outperformed able-bodied individuals in these directions did it at the expense of precision, as indicated by the COP_{length} . This hypothesis is partly supported by the significant positive correlation found between the COP_{max} and the COP_{length} in the posterior, left and left posterolateral directions where individuals with SCI were found to outperform able-bodied individuals. This indicates that, in these directions, individuals with SCI who could displace their COP further were generally less precise than those presenting more limited COP displacements. Since the comfortable multidirectional limits of stability test challenges the postural control system and attentional resources, some individuals may have favored moving less precisely in the displayed direction in order to achieve a maximal performance on the COP_{max} . Therefore, repeating this test while imposing no constraint on the movement precision may have yielded different COP_{max} results.

5.2.6.2 Association between quasi-static and dynamic postural balance tests

This study also yields little association between dynamic and quasi-static postural balance for individuals with SCI. As mentioned earlier, only four of the 48 possible combinations were found to be statistically significant. This limits the inferences that can be drawn from these associations. These results support a previous study reporting a lack of significant correlation between the static eyes open test and the limits of stability test of the Smart Balance Master, the later sharing some similarities with the comfortable limits of stability test [4]. This is also in line with most studies exploring the association between measures of static and dynamic balance among individuals with stroke or able-bodied individuals [9,10,34]. In spite of these remarks, parameters of the COP during quasi-static stance correlated with the comfortable multidirectional limits of stability test in only two directions (left and right anterolateral directions). Further research including more participants with a wider range of balance deficits would be necessary to determine the significance of this specific result.

5.2.6.3 Study limitations

Our study suffers from a few limitations needing consideration when interpreting these results. Firstly, all our participants with SCI were community ambulators. Many participants with SCI had near normal walking ability, as indicated by the mean natural speed of 1.02 m/s, which is close to the 1.06 m/s value required to be considered as a safe community ambulator [35]. It is thus possible that our group of SCI participants was not representative of an actual population of individuals with traumatic incomplete SCI. These results are therefore not applicable to those individuals who are starting to assume a standing position. This could have limited the possibility to find differences between our two groups. However, although statistical power of the study was in part limited by the small number of participants in each group, effect sizes were at least moderate for the COP_{length} in the comfortable multidirectional limits of stability test. Therefore, this statistic supports the fact that our sample size was sufficient to find differences between the groups.

As is often done in other studies, COP-based measures were not normalized using the dimension of the base of support or foot length [17,18]. However, our two groups did not differ in height. Since foot position was standardized and monitored during the study, we therefore presume that this normalization would not have changed our main conclusions. Although participants were told to initiate the movement from the ankle instead of bending their trunk or their hips when leaning, some degree of trunk and hip compensation of varying degrees was present among participants and directions. We thus suspect that the actual performance may be partially related to the strategies used. Adding a kinematic analysis to our protocol may have helped to identify biomechanical markers associated with the difference in performance seen among both groups.

It is possible that the performance of individuals with SCI is potentiated because of the visual feedback provided during this test. In fact, Sayenko et al. have shown that visual feedback can improve standing balance performance in individuals with incomplete SCI [36]. A test performed without visual feedback could have been more reflective of balance capabilities of each participant and could have generated more differences between the groups. Normal dynamic postural balance activities such as walking occur without on-screen visual feedback on actual performance. Therefore, how the results from this study can be generalized to other dynamic balance activities remains to be explored.

Although 15 seconds were given to maximally displace the COP in the indicated direction and come back to the initial position, no actual control on the speed of movement was given. However no difference was seen between the groups in the mean COP speed. Thus this factor could not explain the differences in performance (i.e., COP_{length}) seen between the groups. We did not analyze the return from the maximal position to the initial position, which may have provided further insight into dynamic balance performance in individuals with SCI in the comfortable limits of stability test. Reliability and minimal detectable change of the COP_{max} and the COP_{length} were not assessed. Since the standard error of measurement is unknown for these parameters, this limits the inferences that can be drawn from differences in

performance seen between the groups of participants. Lastly, we did not apply a correction for multiple comparisons (e.g., Bonferonni's) to the correlational analysis. For this reason, the correlation that were significant must be interpreted with caution since a possibility of a type I error exists.

5.2.7 Conclusion

The comfortable multidirectional limits of stability test can characterize dynamic postural balance in individuals with SCI. More precisely, a measure of movement precision (i.e., COP_{length}) could differentiate the performance of SCI individuals from that of able-bodied controls. Although balance during quasi-static standing is impaired in individuals with SCI, no definitive association was found between this evaluation and the dynamic test under investigation. A comprehensive evaluation of postural balance should therefore include items assessing both its static and dynamic components.

Abbreviations

SCI, Spinal cord injury; COM, Center of mass; BOS, Base of support; COP, Center of pressure; AIS, ASIA impairment scale; IRGLM, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal; LEMS, Lower extremity motor score; CRIR, Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal; RMS, Root mean square distance; MV, Mean COP velocity; SA, COP sway area; ANOVA, Analysis of variance

Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

Authors' contributions

JFL: Conception and design, acquisition, analysis and interpretation of data, drafted the article. DG: Conception and design, analysis and interpretation of data, drafted the article. SN: Conception and design, analysis and interpretation of data, drafted the article. MG: Conception and design, acquisition of data. CG: Conception and design,

acquisition of data. CD: Conception and design, acquisition of data. All authors read and approved the final manuscript.

Authors' information

School of Rehabilitation, Université de Montréal, Montreal, Canada.

Pathokinesiology Laboratory, Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal — Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal, Montreal, Canada

Acknowledgements

The authors acknowledge Philippe Gourdou, Youssef El Khamlichi, Carole Miéville, and Audrey Roy, for their assistance during data collection and analysis.

Jean-François Lemay is supported by a doctoral scholarship from the Fonds de la recherche du Québec-Santé (FRQS). Dany Gagnon holds a Junior 1 Career Award from the FRQS. Dany Gagnon, Cyril Duclos and Sylvie Nadeau are members of the Multidisciplinary SensoriMotor Rehabilitation Research Team supported by the CIHR and of the Quebec-Ontario Spinal Cord Injury Mobility Research Group. The equipment and material required to complete this project at the Pathokinesiology Laboratory was financed in part by the Canada Foundation for Innovation. This project was funded in part by a research grant from the Craig H. Neilson Foundation.

5.2.8 References:

1. Brotherton SS, Krause JS, Nietert PJ, Brotherton SS, Krause JS, Nietert PJ: A pilot study of factors associated with falls in individuals with incomplete spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 2007, 30:243-250.
2. Brotherton SS, Krause JS, Nietert PJ: Falls in individuals with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord* 2007, 45:37-40.
3. Lemay JF, Gagnon D, Duclos C, Grangeon M, Gauthier C, Nadeau S: Influence of visual inputs on quasi-static standing postural steadiness in individuals with spinal cord injury. *Gait Posture* 2013, 38:357-360.
4. Lemay JF, Nadeau S: Potential of the balance master system to assess the standing balance in people with AIS D spinal cord injury. *J Rehabil Med* 2013, 45:55-60.
5. Horak FB: Postural Control. In *Encyclopedia of Neuroscience*. Edited by Binder MD, Hirokawa N, Windhorst U: Springer Berlin Heidelberg; 2009: 3212-3219
6. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM: Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng* 1996, 43:956-966.
7. Rocchi L, Chiari L, Cappello A: Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. *Med Biol Eng Comput* 2004, 42:71-79.
8. Hsiao-Wecksler ET, Katdare K, Matson J, Liu W, Lipsitz LA, Collins JJ: Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. *J Biomech* 2003, 36:1327-1333.
9. Karimi MT, Solomonidis S: The relationship between parameters of static and dynamic stability tests. *J Res Med Sci* 2011, 16:530-535.
10. Kang HG, Dingwell JB: A direct comparison of local dynamic stability during unperturbed standing and walking. *Exp Brain Res* 2006, 172:35-48.
11. Abe MO, Masani K, Nozaki D, Akai M, Nakazawa K: Temporal correlations in center of body mass fluctuations during standing and walking. *Human Movement Science* 2010, 29:556-566.
12. Day KV, Kautz SA, Wu SS, Suter SP, Behrman AL: Foot placement variability as a walking balance mechanism post-spinal cord injury. *Clin Biomech* 2012, 27:145-150.
13. Duclos C, Desjardins P, Nadeau S, Delisle A, Gravel D, Brouwer B, Corriveau H: Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *J Biomech* 2009, 42:379-382.
14. Hof AL, Gazendam MG, Sinke WE: The condition for dynamic stability. *J Biomech* 2005, 38:1-8.
15. Pai YC, Patton J: Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech* 1997, 30:347-354.

16. Holbein-Jenny MA, McDermott K, Shaw C, Demchak J: Validity of functional stability limits as a measure of balance in adults aged 23-73 years. *Ergonomics* 2007, 50:631-646.
17. Gauthier C, Gagnon D, Grangeon M, Jacquemin G, Nadeau S, Masani K, Popovic MR: Comparison of multidirectional seated postural stability between individuals with spinal cord injury and able-bodied individuals. *J Rehabil Med* 2012, 35:343-350.
18. Gauthier C, Gagnon D, Jacquemin G, Duclos C, Masani K, Popovic MR: Which trunk inclination directions best predict multidirectional-seated limits of stability among individuals with spinal cord injury? *J Spinal Cord Med* 2012, 35:343-350.
19. Vette AH, Masani K, Sin V, Popovic MR: Posturographic measures in healthy young adults during quiet sitting in comparison with quiet standing. *Med Eng Phys* 2010, 32:32-38.
20. Kirshblum SC, Burns SP, Biering-Sorensen F, Donovan W, Graves DE, Jha A, Johansen M, Jones L, Krassioukov A, Mulcahey MJ, et al: International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011). *J Spinal Cord Med* 2011, 34:535-546.
21. Lam T, Noonan VK, Eng JJ, Team SR: A systematic review of functional ambulation outcome measures in spinal cord injury. *Spinal Cord* 2008, 46:246-254.
22. Forth KE, Fiedler MJ, Paloski WH: Estimating functional stability boundaries for bipedal stance. *Gait Posture* 2011, 33:715-717.
23. Cohen J: *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd edn. Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum Associates; 1988.
24. Portney LG, Watkins MP: *Foundations of clinical research : applications to practice*. 3rd edn. Upper Saddle River, N.J.: Pearson/Prentice Hall; 2009.
25. Ondo W, Warrior D, Overby A, Calmes J, Hendersen N, Olson S, Jankovic J: Computerized posturography analysis of progressive supranuclear palsy: a case-control comparison with Parkinson's disease and healthy controls. *Arch Neurol* 2000, 57:1464-1469.
26. Wang TY, Lin SI: Sensitivity of plantar cutaneous sensation and postural stability. *Clin Biomech* 2008, 23:493-499.
27. Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ: The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res* 2004, 156:505-512.
28. Horlings CG, Kung UM, van Engelen BG, Voermans NC, Hengstman GJ, van der Kooi AJ, Bloem BR, Allum JH: Balance control in patients with distal versus proximal muscle weakness. *Neuroscience* 2009, 164:1876-1886.

29. Horlings CG, van Engelen BG, Allum JH, Bloem BR: A weak balance: the contribution of muscle weakness to postural instability and falls. *Nat Clin Pract Neurol* 2008, 4:504-515.
30. Marigold DS, Eng JJ, Tokuno CD, Donnelly CA: Contribution of muscle strength and integration of afferent input to postural instability in persons with stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2004, 18:222-229.
31. Roerdink M, Hlavackova P, Vuillerme N: Effects of plantar-flexor muscle fatigue on the magnitude and regularity of center-of-pressure fluctuations. *Exp Brain Res* 2011, 212:471-476.
32. Forrest GF, Lorenz DJ, Hutchinson K, Vanhiel LR, Basso DM, Datta S, Sisto SA, Harkema SJ: Ambulation and balance outcomes measure different aspects of recovery in individuals with chronic, incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2012, 93:1553-1564.
33. Torres-Oviedo G, Ting LH: Muscle synergies characterizing human postural responses. *J Neurophysiol* 2007, 98:2144-2156.
34. Liston RA, Brouwer BJ: Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the Balance Master. *Arch Phys Med Rehabil* 1996, 77:425-430.
35. Robinett CS, Vondran MA: Functional ambulation velocity and distance requirements in rural and urban communities. A clinical report. *Phys Ther* 1988, 68:1371-1373.
36. Sayenko DG, Alekhina MI, Masani K, Vette AH, Obata H, Popovic MR, Nakazawa K: Positive effect of balance training with visual feedback on standing balance abilities in people with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 2010, 48:886-893.

Tableau 5.2: Descriptive characteristics of the participants (n=32), mean (SD) and range

	SCI group (n=16)		Able-bodies group (n=16)	
	Mean (SD)	Range	Mean (SD)	Range
Age (years) *	50.3 (17.4)	20-67	41.5 (13.2)	23-67
Height (cm) *	173.4 (6.5)	158-183	174.5 (6.4)	165-189
Mass (kg) *	79.6 (15.8)	53.6-105.5	83.4 (13.2)	65.8-123.5
Time post lesion (days)	318.3 (226.8)	15-740		
LEMS (/50) n= 14	45.3 (3.6)	39-50		
Natural speed (m/s)	1.02 (0.27)	0.53-1.39		

LEMS: lower extremity motor score; *No significant difference between the groups.

Tableau 5.3: Descriptive characteristics of the participants on the dynamic and quasi-static tests

Test	Parameter	Specification	SCI group	Able-bodied	Effect-size	
			(n=16)	group (n=16)	(<i>d</i>)	(95% CI)
			Mean (<i>SD</i>)	Mean (<i>SD</i>)		
Comfortable multidirectional limits of stability test	COP _{max} (mm)	Anterior*†	75.5 (15.6)	94.2 (13.7)	1.27	(0.48, 2.00)
		Right AL	100.6 (12.0)	110.0 (11.7)	0.79	(0.05, 1.49)
		Right	101.8 (19.8)	89.0 (12.5)	0.77	(0.04, 1.47)
		Right PL	76.5 (17.6)	67.2 (14.8)	0.57	(-0.15, 1.26)
		Posterior	60.6 (18.2)	53.0 (10.9)	0.51	(-0.21, 1.20)
		Left PL	83.5 (17.9)	68.9 (14.7)	0.89	(0.14, 1.59)
		Left	102.6 (18.4)	90.0 (9.9)	0.85	(0.11, 1.55)
		Left AL	92.4 (19.3)	106.7 (14.2)	0.84	(0.10, 1.54)
	COP _{length} (mm)	Anterior	695.0 (191.5)	540.9 (121.7)	0.96	(0.21, 1.67)
		Right AL*	811.6 (171.5)	593.0 (99.6)	1.56	(0.73, 2.31)
		Right*	804.9 (225.4)	516.6 (107.6)	1.63	(0.80, 2.39)
		Right PL*†	765.6 (242.5)	516.3 (133.3)	1.27	(0.49, 2.00)
		Posterior	659.2 (220.9)	502.9 (173.2)	0.79	(0.05, 1.49)
		Left PL*	831.7 (221.7)	537.4 (161.4)	1.52	(0.70, 2.26)
		Left*	749.6 (228.7)	529.9 (123.6)	1.20	(0.42, 1.91)
COP _{area} (mm ²)		20181.8(4527.8)	19332.4 (3557.1)	0.21	(-0.49, 0.90)	
Quasi-static test	RMS (mm)	EO*	8.71 (2.67)	5.17 (1.63)	1.60	(0.77, 2.35)
	MV (mm/s)	EO*†	16.00 (6.20)	7.52 (2.00)	1.84	(0.97, 2.62)
	SA (mm ² /s)	EO*†	40.41 (29.00)	8.98 (4.75)	1.51	(0.69, 2.26)

* Significant between-group difference (Independent t-test or Mann-Whitney *U* test (†); *p* < 0.05). COP_{max}: maximal distance reached by the COP in the indicated direction; COP_{length}: length of the COP trajectory from the starting position to the maximal position of the COP; COP_{area}: surface of the octagon encompassing the eight COP_{max} directions of an individual. AL: anterolateral; PL: posterolateral; RMS: root mean square distance of the COP; MV: mean velocity of the COP; SA: Sway-area of the COP; EO: eyes open; *d*: Cohen's *d*.

Tableau 5.4: Correlation matrix between the dynamic and the quasi-static tests for individuals with SCI

Quasi-static test	Comfortable multidirectional limits of stability test							
	COP _{max}							
	Anterior	Right AL	Right	Right PL	Posterior	Left PL	Left	Left AL
RMS†	-0.194	0.217	-0.006	0.040	0.468	0.475	0.325	-0.275
MV†	-0.352	0.277	-0.232	-0.393	-0.080	0.361	0.064	-0.658**
SA†	-0.387	0.142	-0.204	-0.239	0.177	0.355	0.167	-0.559*
	COP _{length}							
	Anterior	Right AL	Right	Right PL	Posterior	Left PL	Left	Left AL
RMS†	-0.067	0.602*	0.365	0.004	0.441	0.138	0.241	0.366
MV†	0.050	0.501*	0.173	-0.133	0.290	0.190	0.091	0.081
SA†	0.011	0.482	0.120	-0.047	0.292	0.149	0.135	0.143

†Pearson's product moment correlation coefficient. *: $p \leq 0.05$, **: $p \leq 0.01$. RMS: root mean square distance of the COP; MV: mean velocity of the COP; SA: sway area of the COP; COP_{max}: maximal distance reached by the centre of pressure in the indicated direction. COP_{length}: length of the COP trajectory from the starting position to the maximal position of the COP; AL: anterolateral; PL: posterolateral.

Figure caption

Figure 5.3: Comparison of performance for two parameters of the comfortable multidirectional limits of stability test between individuals with incomplete spinal cord injury and able-bodied individuals. AL: anterolateral; PL: posterolateral.

- A) The COP_{max} represents the maximal distance reached by the center of pressure in every direction. Although differences in performance between the groups can be seen in most directions, only the anterior direction reached the adjusted level of statistical differences (0.0063 (0.05/8 directions)) $*= p \leq 0.0063$.
- B) The COP_{length} represents the length of the COP trajectory from the starting position to the maximal position in a given direction. Individuals with SCI had significantly longer COP_{length} in all but two directions (0° and 180°) as compared to able-bodied individuals. $*= p \leq 0.0063$.

Figure 5.4: An example of a COP displacement on the comfortable multidirectional limits of stability test performed by two individuals, one with and the other without SCI. AL: anterolateral; PL: posterolateral. The individual with SCI displays less precision when reaching in all directions as compared to the able-bodied individuals, for whom most directions are easier to differentiate.

Figure 5.5: Scatter plots representing statistically significant associations between the comfortable multidirectional limits of stability test and the quasi-static postural steadiness test for individuals with SCI. AL: anterolateral, RMS: Root mean square distance. Although the four relationships displayed are significant, they have to be interpreted with caution since all the other relationships between parameters of the quasi-static postural steadiness test and the comfortable multidirectional limits of stability test were not significant for individuals with SCI.

Figure 5.3 : Mean and standard deviation (SD) of the COP_{max} and the COP_{length} for both groups of participants.

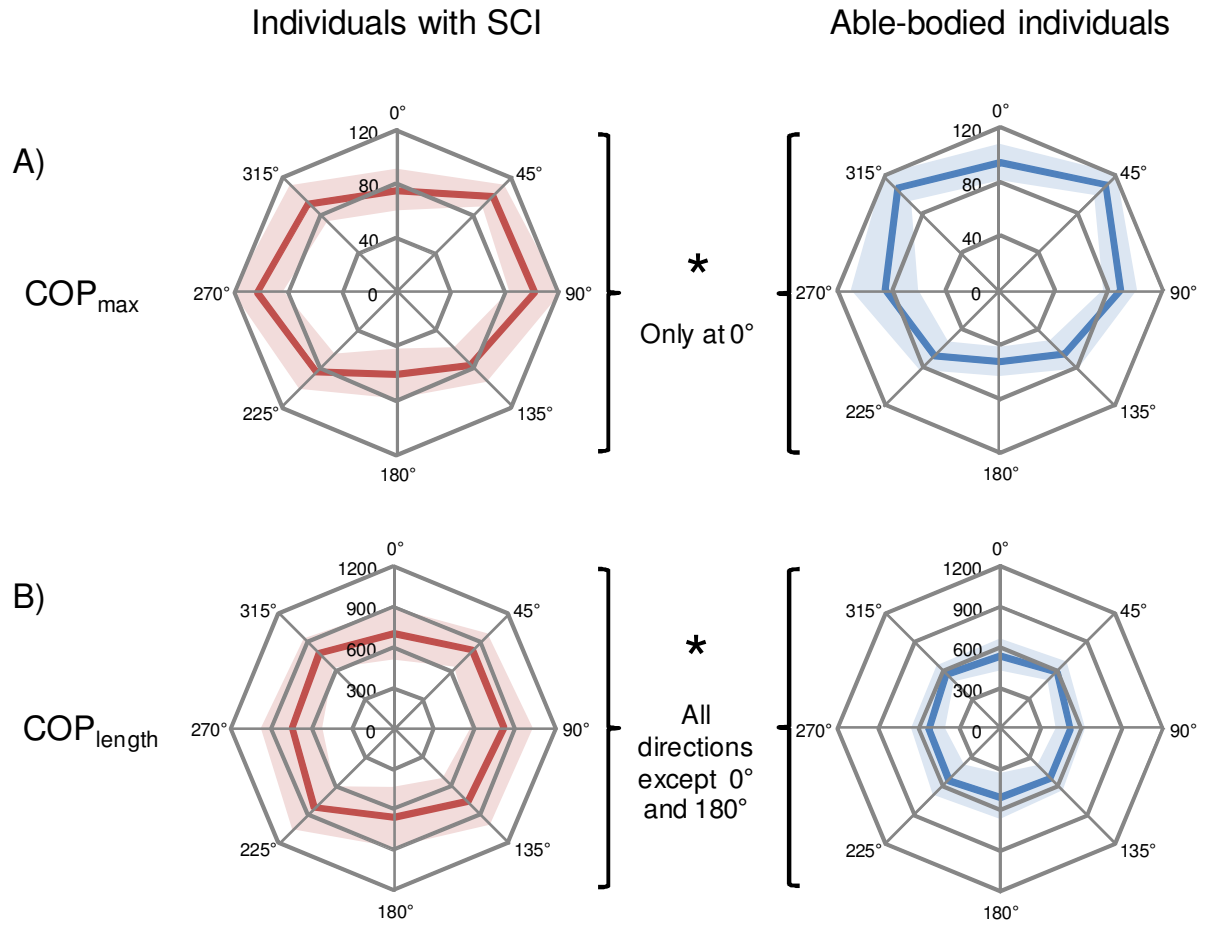


Figure 5.4 : Example of COP displacement during the MLST for a SCI and an able-bodied participant.

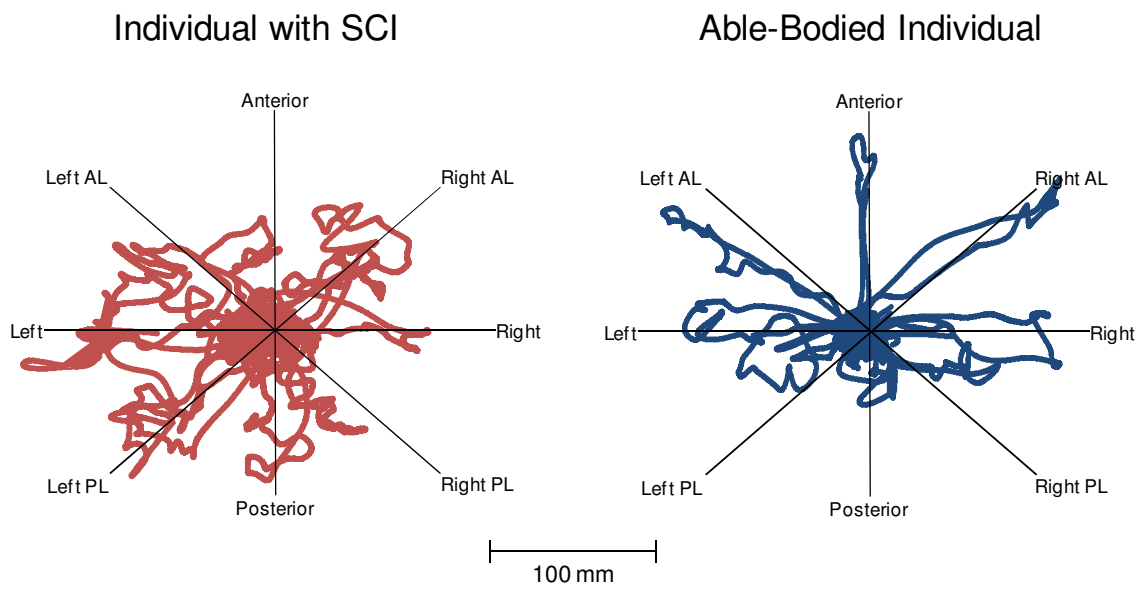
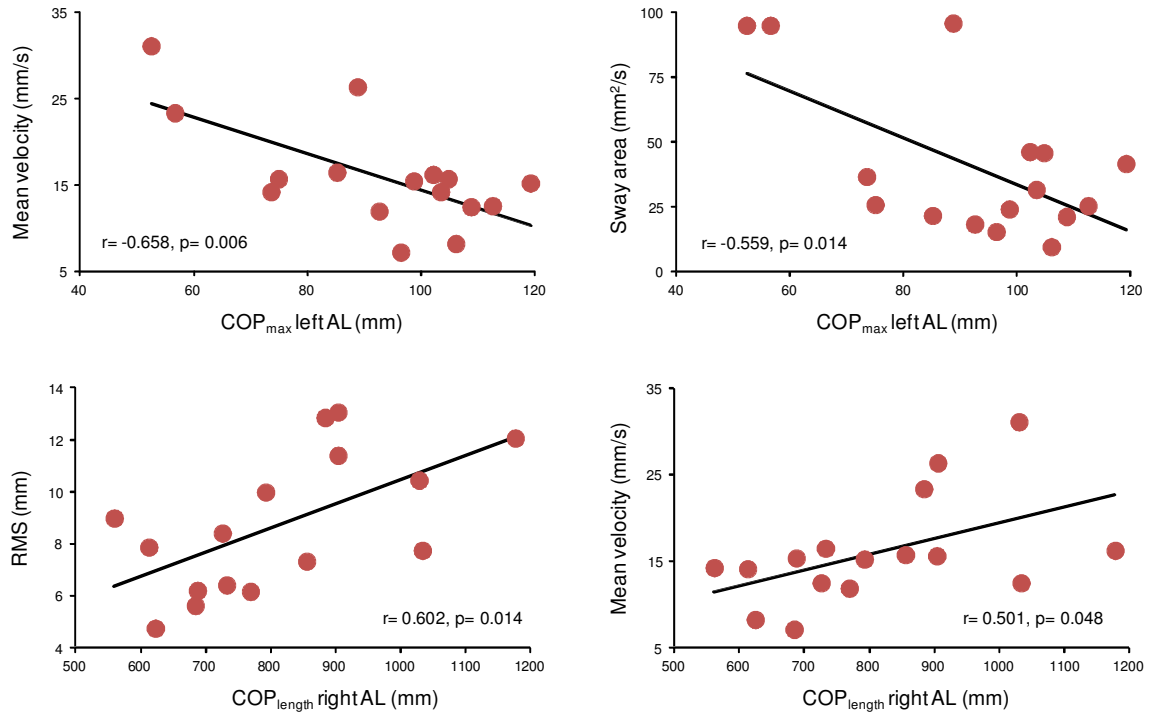


Figure 5.5 : Statistically significant level of association between the QST and the MLST parameters in individuals with SCI.



5.3 Article # 3: Postural and dynamic balance while walking in adults with incomplete spinal cord injury

Jean-François Lemay, ^{1,2} MSc, PT; Cyril Duclos, ^{1,2} PhD, PT; Nadeau S ^{1,2} PT, PhD; Dany Gagnon, ^{1,2} PhD, PT; Émilie Desrosiers, ² MSc, PT

¹Laboratoire de pathokinésiologie, *Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation* du Montréal métropolitain, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM), Québec, Montréal.

²École de réadaptation, Université de Montréal, Québec, Canada.

Article resoumis après révision à la revue Journal of Electromyography and Kinesiology le 19 mars 2014.

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport considérable et majoritaire à chacune des étapes ayant mené à la rédaction de cet article, ce qui inclut le développement du protocole expérimental, la collecte des données, le traitement et l'analyse des données, l'interprétation finale des résultats et la rédaction du manuscrit. Dr Dany Gagnon, Dr Duclos et Dre Nadeau ont supervisé chacune des étapes du projet décrites précédemment. Émilie Desrosiers a particulièrement été impliqué dans la collecte en laboratoire des données provenant des participants ayant subi une LM et a apporté ses commentaires au manuscrit final.

5.3.1 Préface

Les articles précédents portant sur la station debout quasi-statique et dynamique sans changement dans la modification de la base de support, l'étape suivante consistait à mieux décrire les particularités du contrôle postural debout lors d'une tâche dynamique potentiellement encore plus instable, soit la marche. Le contrôle postural lors de la marche chez les personnes ayant une lésion à la moelle épinière n'avait alors fait l'objet que d'une seule autre étude. Day et al. (2012) rapportaient que celui-ci est caractérisé par une augmentation dans la variabilité des paramètres évalués (longueur et largeur de pas, placement des pieds, marge de stabilité) par rapport à des individus en santé. La variabilité était associée à une évaluation clinique du contrôle postural .

Le contrôle postural est décrit comme étant la somme de deux fonctions, soit l'orientation posturale et l'équilibre (Horak et Macpherson, 1996). Bien que plusieurs modèles existent pour quantifier le contrôle postural dynamique, le modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes a été conçu de façon à évaluer simultanément ces deux fonctions (Duclos et al., 2009). En effet, la force stabilisante cherche à évaluer la composante dynamique du contrôle postural alors que la force déstabilisante évalue sa composante posturale. Ce modèle a préalablement été utilisé pour évaluer les exigences posturales et dynamiques lors des transferts chez les individus ayant une LM, d'exercices d'équilibre sur une console vidéo et de la marche chez des individus en santé (Duclos et al., 2009; Duclos et al., 2012; Gagnon et al., 2012). Le modèle s'est avéré adéquat pour distinguer les portions plus instables de ces exercices ou de ces tâches et semble donc désigné pour quantifier le contrôle postural durant la phase unipodale du cycle de marche, une phase exigeante du point de vue du contrôle postural.

L'objectif était donc de comparer le contrôle postural d'individus ayant ou non une LM durant la phase unipodale de la marche à l'aide du modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes. Les objectifs secondaires étaient de:

- 1) Comparer les deux groupes sur les composantes posturale et dynamique du contrôle postural lors des moments considérés comme les plus instables de cette phase de la marche. L'hypothèse reliée à ce sous-objectif était que les deux composantes allaient montrer une atteinte du contrôle postural debout chez les individus ayant une LM par rapport au groupe de personnes en santé.

- 2) Identifier des variables biomécaniques expliquant la force stabilisante maximale et la force déstabilisante minimale. En se basant sur les équations mathématiques à la base des forces stabilisantes et déstabilisantes, l'hypothèse stipulait que la vitesse du centre de masse était explicative de la force stabilisante maximale puisqu'elle est au carré dans l'équation. Pareillement, la distance entre le COP et la base de support allait être explicative de la force déstabilisante minimale.

5.3.2 Abstract

The purpose of this study was to characterize balance in individuals with and without an incomplete spinal cord injury (ISCI) during the single support phase of gait. Thirty-four individuals (17 with ISCI, 17 able-bodied) walked at their self-selected walking speed. Among those, eighteen individuals (9 with ISCI, 9 able-bodied) with a similar walking speed were also analyzed. Stabilizing and destabilizing forces quantified balance during the single support phase of gait. The biomechanical factors included in the equation of the stabilizing and destabilizing forces served as explanatory factors. Individuals with ISCI had a lower stabilizing force and a higher destabilizing force compared to able-bodied individuals. The main explanatory factors of the forces extracted from the equations were the speed of the center of mass (maximal stabilizing force) and the distance between the center of pressure and the base of support (minimal destabilizing force). Only the minimal destabilizing force was significantly different among subgroups with a similar walking speed. The stabilizing and destabilizing forces suggest that individuals with ISCI were more stable than able-bodied, which was achieved by walking more slowly –which decrease the speed of the center of mass- and keeping the center of pressure away from the margin of the base of support in order to maintain balance within their range of physical ability.

5.3.3 Introduction

Following a spinal cord injury (SCI), individuals commonly mention recovery of walking function as one of the most important goals of rehabilitation (Ditunno et al., 2008). The prognosis of independent walking among people with an incomplete spinal cord injury (ISCI) (American Spinal Injury Association Impairment Scale (AIS), level D), being greater than 80%, supports the likelihood of reaching this goal (Scivoletto et al., 2009). In addition to impaired walking abilities, an ISCI disrupts the normal flow of sensory and motor information involved in balance control (Barbeau et al., 1999). Standing balance is indeed considered a major determinant of walking abilities (Barbeau et al., 2006, Scivoletto et al., 2008) and is associated with walking speed and the use of ambulatory assistive devices in this population (Lemay and Nadeau, 2009, Wirz et al., 2010). Balance impairments may also partly explain the high incidence of falls in this population (39-75% according to various studies (Amatachaya et al., 2011, Brotherton et al., 2007, Phonthee et al., 2013)) and resulting secondary fall-related complications, such as fractures and decreased social participation (Amatachaya et al., 2011, Brotherton et al., 2007, Phonthee et al., 2013).

To date, few studies have quantified balance during gait in individuals with SCI. Day et al. (2012) documented greater variability in step width and step length, margin of stability as well as anteroposterior and mediolateral foot placement compared to able-bodied individuals while walking on a treadmill. Moreover, variability in step length and foot placement was significantly and negatively associated with the Berg Balance Scale, a clinical measure of balance (Berg et al., 1989). Leroux et al. (2006) previously reported postural modification including accentuated trunk flexion and forward pelvic tilt in individuals with ISCI while walking on a treadmill as the grades of inclination were increased, presumably to compensate for decreased balance or secondary to the use of ambulatory assistive devices (Leroux et al., 2006). However, this group of authors did not use specific measures of balance. Previous studies have also shown that individuals with ISCI have reduced balance during quasi-static stance performed with eyes open or eyes closed as revealed by an increase in the center of pressure (COP) mean velocity, sway area and root mean square distance compared

to able-bodied individuals (Lemay et al., 2013). Moreover, individuals with SCI display a delayed onset of electromyographic activity in the ankle muscles following an external perturbation (Thigpen et al., 2009), which may further impair the ability to control balance.

Duclos et al. developed a model to assess balance difficulty during functional tasks such as standing balance tasks (Duclos et al., 2012), walking on level surfaces (Duclos et al., 2009) and sitting pivot transfers (Gagnon et al., 2012). Using the kinematics and ground reaction forces data collected in a laboratory environment, this model calculates the stabilizing and destabilizing forces – the theoretical forces necessary to stabilize or destabilize the person at each moment of the entire task (Duclos et al., 2009). This model assesses both the postural and dynamic components of balance during the performance of dynamic tasks when the base of support is moving and changing in shape or in size (Duclos et al., 2012) and thus provides a comprehensive understanding of balance difficulties. This model may therefore serve to optimize interventions in rehabilitation aimed at improving walking abilities and reducing the risk of falls among individuals with ISCI.

We thus conducted a comprehensive laboratory-based protocol with the aim to calculate the stabilizing/destabilizing forces and compare balance during single support phase of gait of individuals with ISCI and able-bodied counterparts. This sub-phase of the gait cycle was chosen because weight bearing on one foot while progressing forward is a demanding and unstable subtask as previously shown in able-bodied and elderly individuals (Duclos et al., 2009, Duclos et al., 2012). Our specific objectives were as follows: (1) to compare the postural and dynamic components of balance in individuals with ISCI and able-bodied participants during the single support phase of gait, as well as at specific moments during the single support phase; and (2) to identify biomechanical variables that explain the values of these forces. The main hypothesis was that compared to able-bodied individuals, both (postural and dynamic) components of balance are impaired in individuals with ISCI. Second, since the equations used to calculate the stabilizing and destabilizing forces are based on recognized biomechanical factors related to balance such as the

COM speed (Pai and Patton, 1997) and the distance between the COP and the limits of the base of support (Popovic et al., 2000), we expected that these factors will be important to explain respectively the variance of the maximal stabilizing force and the minimal destabilizing force respectively (Duclos et al., 2009, Duclos et al., 2012).

5.3.4 Methods

5.3.4.1 Participants

A convenience sample of 17 individuals with a traumatic ISCI (AIS D) were recruited from both inpatients and outpatients of the SCI rehabilitation unit of the Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) and compared to 17 age-matched able-bodied controls. The inclusion criteria for the participants with ISCI were: (1) the ability to stand for five minutes without external support and (2) the ability to walk independently for 15 m without ambulatory assistive devices. Participants were excluded if they presented other neurological deficits in addition to the SCI or if they had walking or balance difficulties prior to the SCI. None of the able-bodied participants reported having previous physical impairments that interfered with walking or balance. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR). Each participant provided written consent after having read and understood the information about the study.

5.3.4.2 Clinical assessment

For the participants with ISCI, demographic information regarding the date of injury and AIS level were gathered from the participant's chart. An experienced physical therapist conducted the Lower Extremity Motor Score Assessment (LEMS) according to American Spinal Cord Injury Association (ASIA) standards (Kirshblum et al., 2011). The LEMS is an evaluation of lower extremity muscle strength of 5 major muscle groups, representing the myotomes from L2 to S1, using a 6 point (0 to 5) ordinal scale. Self-selected walking speed was tested over a distance of 15 meters (Lam et al., 2008). Participants were asked to perform three trials at their self-selected

comfortable walking speed without any walking assistive devices. Performance over the middle 10-m section was timed and speed was calculated (10-m divided by the time in second). The three trials were averaged and the mean walking speed was calculated.

5.3.4.3 Gait assessment

Kinematic and kinetic data for all participants were collected during a 3-hour assessment session conducted at the Pathokinesiology Laboratory at the IRGLM. Thirty-six skin-fixed infrared light emitting diodes (LEDs) were used to define the head, trunk, and bilateral upper and lower extremity segments. In addition, a six-marker probe was used to digitize the location of 13 bony landmarks to locate joint axes and to define the base of support (BOS). A system linking four synchronized motion analysis camera bars (Optotrak model 3020; Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) captured the three-dimensional (3D) coordinates of the markers at a sampling frequency of 60 Hz. Kinematic data were filtered with a fourth-order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 6 Hz. Anthropometric measurements of the trunk, head, lower and upper extremities were taken at the end of the laboratory session. These data were entered in the biomechanical calculation using the 3D link model segment (Winter et al., 1990). In terms of the kinetic data, three AMTI® force platforms, sequentially embedded in a 9-m long walkway, recorded the ground reaction forces at a frequency of 600 Hz. The data were filtered with a fourth-order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 10 Hz and down-sampled to 60 Hz to match the kinematic data.

Participants walked along the laboratory pathway at their self-selected comfortable speed. After a period of familiarization, five trials for each foot were recorded. Trials were analyzed for single stance phase of the lower extremity that stepped onto the force plate, between toe off and the following heel strike of the contralateral lower extremity.

5.3.4.4 Data and statistical analyses

Analyses were performed on the single support phase of the weakest lower extremity as determined by the LEMS score (right/left: 8/9)) for individuals with ISCI to better reveal balance difficulties. For the able-bodied participants, balance parameters of eight right and nine left steps (i.e., single support phase only) were analyzed to match the data of the individuals with ISCI.

The single support phase of the gait cycle, normalized from 1 to 100 (100 data points), was determined by considering the period from contralateral toe off to contralateral heel strike. Data were then analyzed using the stabilizing/destabilizing forces model. The stabilizing force (SF) is the theoretical force necessary to stop both the COP and the COM at the limit of the potential base of support (defined as the outside perimeter of the vertical projection of both feet on the floor) at each moment of the task. It is calculated with the following equation:

$$\vec{F}_S = -\frac{m_{global} \cdot \vec{v}_{CM} \cdot \vec{v}_{CM}}{2D_{CP}^2} \vec{D}_{CP}$$

where \vec{F}_S corresponds to the stabilizing force, m_{global} to the participant's mass, \vec{v}_{CM} to the linear velocity of the COM and \vec{D}_{CP} to the horizontal distance between the position of the COP and the limit of the base of support in the direction of the COM linear velocity (Duclos et al., 2009, Duclos et al., 2012). High stabilizing force values indicate higher levels of difficulty in controlling the velocity of the centre of mass. The destabilizing force (DF) is the force needed to move the COP to the limit of the base of support and is calculated with the following equation:

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

where \vec{F}_D corresponds to the destabilizing force, \vec{F}_r to the ground reaction force, \vec{n} to the unitary vector normal to the contact surface, h_{CM} to the height of the COM from the supporting surface and \vec{D}_{CP} to the horizontal distance between the position of the COP and the limit of the base of support in the direction of the COM linear velocity (Duclos et al., 2009, Duclos et al., 2012). Low destabilizing force values indicate a

position of the body that is destabilized more easily. Mean stabilizing force and destabilizing force values over the single support phase, as well as the maximal stabilizing force value and the minimal destabilizing force value were averaged for each participant and used to characterize balance during the single support phase (Duclos et al., 2009). Mean values characterize overall stability during the single support phase while extreme values represent the maximal instability experienced during the task.

Descriptive statistics (mean and SD) were calculated for the participants' characteristics (e.g., age, height, mass, BMI, and time post lesion) and for the clinical assessments (e.g., self-selected walking speed, single-support phase, and LEMS). For both groups of participants, the normality of the data distribution and the homogeneity of variance were explored using the Shapiro-Wilk test and Levene's test, respectively. The maximal stabilizing force and the minimal destabilizing force of individuals with SCI and the COM speed at maximal destabilizing force of able-bodied participants were abnormally distributed. Logarithmic transformation was applied and successfully corrected the initial departure from normality (Field, 2009). Between-group differences for all balance difficulty parameters were explored using independent Student *t*-tests. To further appreciate the importance of group differences of the various parameters, Cohen's *d* effect sizes were also computed (Cohen, 1988). The effect sizes were considered small (<0.5), moderate (<0.8) or large (>0.8) based on Cohen's description.

To identify the main contributors explaining the maximal stabilizing force and minimal destabilizing force, which would provide possible interpretations on the expected differences in balance ability between our groups, the level of association between the dependent variables (maximal stabilizing force and minimal destabilizing force) and the independent variables (participant's weight, COM speed and COP-BOS distance for the stabilizing force; COM height, vertical ground reaction force, and COP-BOS distance for the destabilizing force), measured during maximal instability, were explored using the Pearson's product moment correlation coefficient for all participants and both groups of participants separately. Then, a multiple regression

analysis using a stepwise method (Pin: $p \leq 0.05$ and Pout $p \geq 0.1$) was performed on both dependent variables (minimal destabilizing force and maximal stabilizing force) to identify the most important contributing factors among all participants. Only those parameters having a correlation coefficient greater than 0.5 and found to be significant were included in this last analysis. To further understand the influence of walking speed on the stabilizing and destabilizing forces, the data for two subgroups (9 participants with ISCI and nine able-bodied individuals, matched for their walking speed), were compared using the Mann-Whitney U test for all balance difficulty parameters. All tests were performed using SPSS v. 20, with a level of significance set at 0.05.

5.3.5 Results

5.3.5.1 Participants' characteristics

There were no significant differences between the two groups in terms of their physical characteristics (age, height, weight, BMI; $p \geq 0.420$) (Table 5.5). However, there was a significant difference between the LEMS of the strongest and weakest lower extremity for ISCI individuals ($p=0.004$). Participants with ISCI had a slower self-selected walking speed than able-bodied individuals ($p=0.001$). The duration of the single support phase did not differ between groups ($p=0.718$). The mean data for the subgroups are presented in Table 5.5. No significant difference was found in self-selected walking speed between the subgroups. Characteristics of both subgroups were also comparable (age, height, weight, BMI; $p \geq 0.540$).

5.3.5.2 Balance difficulty parameters during gait

Figure 5.6 displays the individual profile of some parameters of dynamic balance control during the single limb stance phase of gait for both groups of participants. For the stabilizing force (Figure 5.6 A), the individual profiles were rectilinear in almost all ISCI individuals but bell-shaped in able-bodied participants, with maximal stabilizing forces occurring in the second part of the single stance phase (before 75% for most of them). The destabilizing force and the COP-BOS distance had a similar shape, with

minimal values near 50% of the single support phase in individuals with ISCI (Figure 5.6 B and C). In able-bodied participants, minimal values of the COP-BOS were reached later in the single stance phase (~60%). The vertical ground reaction force profiles were irregular in individuals with ISCI while a common decrease around 50% was found in the able-bodied group (Figure 5.6 D). Regarding the COM speed, a small decrease was observed near 50% for all individuals with a mean value higher in able-bodied individuals than in individuals with ISCI (Figure 5.6 E). For the COM height, the maximal values arrived around 50% with greatest between-subject variability in able-bodied participants.

Participants with ISCI had lower mean and maximal stabilizing forces ($p < 0.05$) and higher mean and minimum destabilizing forces ($p < 0.05$) compared to able-bodied participants (Table 5.6). The corresponding effect sizes were large ($d > 0.8$) except for the mean destabilizing forces ($d = 0.71$). For the biomechanical parameters, the mean COM speed as well as its value taken at the maximal stabilizing force were slower in individuals with ISCI ($p < 0.000$) with large effect sizes ($d \geq 1.59$). For individuals with ISCI, mean COP-BOS distance and its value taken at minimal destabilizing force were greater compared to able-bodied participants ($p < 0.05$). The COP-BOS almost reached the level of significance at maximal stabilizing force ($p = 0.065$). No significant difference in COM height or vertical ground reaction force was shown between the groups ($p \geq 0.072$; $d \leq 0.64$).

5.3.5.3 Correlation coefficients and multiple regression analyses

For both groups and all participants combined, a significant level of association was obtained between the maximal stabilizing force and the COM speed ($0.695 \leq r \leq 0.866$) (Table 5.7 and Figure 5.7). Other parameters were not significantly associated with the maximal stabilizing force. The minimal destabilizing force significantly correlated with COP-BOS distance and vertical ground reaction force ($r \geq 0.659$).

The multiple regression analysis revealed that COM speed was the only factor which determined the maximal stabilizing force. For the the minimal destabilizing force, the

COP-BOS distance and the vertical ground reaction force explained together 96% of the variance of the dependent variable (Table 5.8).

5.3.5.4 Differences between the two subgroups

When comparing subgroups with similar speed, there was no difference in the stabilizing force between the subgroups. For the destabilizing force, the minimal value was still significantly higher in the group of individuals with ISCI, although this difference was at the threshold level ($p=0.05$; $d=1.05$). The COP-BOS distances, taken when the stabilizing force was maximal ($p=0.031$; $d=1.00$) and the destabilizing force was minimal ($p=0.05$; $d=1.26$), were greater in individuals with ISCI, although at the threshold level for the latter parameter.

5.3.6 Discussion

In this study, we compared balance during the single support phase of gait among individuals with ISCI and their able-bodied counterparts. The results revealed that individuals with ISCI are more stable than able-bodied participants during the single support phase of gait in terms of both the postural and dynamic components of balance. Stabilizing and destabilizing force profiles indicated that maximal instability is experienced between 50 and 75% of the single support phase, while the maximal stabilizing force is much more variable. The analysis identified COM speed as the most important factor in explaining the stabilizing force. Similarly, the COP-BOS distance and vertical ground reaction force were explanatory factors of the destabilizing force for both groups of participants.

5.3.6.1 Individuals with ISCI walk slower to ensure balance during walking

Individuals with ISCI presented a lower stabilizing force and a greater destabilizing force than able-bodied participants during the single support phase. These results indicate that walking performance at their self-selected speed among individuals with ISCI was more stable for both components of balance. These are unexpected findings since previous studies have shown that these individuals have reduced balance abilities (Lemay et al., 2013, Thigpen et al., 2009) compared to able-bodied

subjects. However, individuals with ISCI walked more slowly than their able-bodied counterparts, a potential compensatory strategy that requires specific examination.

The self-selected walking speed of the individuals with ISCI in our study reached 87% of the value of the able-bodied group. Previous studies have associated reduced walking speed in individuals with ISCI to motor deficits as revealed in the present study by the decrease in the LEMS in both lower extremities. However, these individuals could walk at faster speeds (Nadeau et al., 2011) since they have the lower limb muscular reserve to generate the mechanical power required to walk faster. Therefore, one may question the criteria used to establish self-selected walking speed aside from lower extremity strength generating capability.

One hypothesis could be that reducing walking speed may help individuals with ISCI to keep balance control within their range of physical capacities. Walking at a faster speed requires a higher level of effort (Requiao et al., 2005) that could lead to muscle fatigue, thus impeding the ability to control higher postural and dynamic balance demands. Thus, a decreased self-selected walking speed in individuals with ISCI allows them to keep the stabilizing forces within a range they can control considering their sensorimotor deficits, level of functional abilities and self-confidence. The significant associations found between the COM speed and the stabilizing forces support this interpretation. Lower COM speed actually decreases the force needed to stabilize an individual. Individuals with ISCI have reduced postural responses to an external perturbation (Thigpen et al., 2009) and a decreased ability to efficiently grade muscle activity below the level of the lesion (Thomas et al., 2013), suggesting reduced effectiveness of balance strategies that could explain the lower walking speed.

To further support this point, we analyzed individuals with ISCI who had a self-selected walking speed greater than 1 m/s. Although there was no difference between the subgroups in terms of the dynamic component of balance, the postural component still confirmed greater stability in individuals with ISCI, as indicated by a higher minimal destabilizing force and an increase in the COP-BOS distance at minimal destabilizing and maximal stabilizing forces. Residual sensorimotor deficits

may therefore influence only the postural component in those individuals with ISCI with a better gait function. Hence, evaluating both components of balance control in individuals with ISCI is highly relevant.

5.3.6.2 Greater COP-BOS distances maximize the safety margin

Individuals with ISCI had a higher mean value of COP-BOS distance when the stabilizing force was maximal and the destabilizing force was minimal compared to able-bodied individuals. Keeping the COP further away from the limits of the base of support could be interpreted as a means to maximize the safety margin since the ability to move the COP to control the COM decreases as one approaches the limits of the base of support.

In fact, Popovic et al. (2000) previously demonstrated the relationship between standing balance and the distance between the COP and the limit of the BOS. During quiet stance, the position of the COP is located within the high preference zone of the base of support 99% of the time (Popovic et al., 2000). The COP rarely moves outside this zone into the undesirable zone or the unstable zone, where moving the lower extremity is needed to maintain balance (Popovic et al., 2000). Besides, the COP position is adjusted to control COM movements during walking (Winter, 1995). Similarly, following an external perturbation or when walking on an unstable surface, an increase in step width preserves this relationship between the COP and the COM (Hak et al., 2012, MacLellan and Patla, 2006). This strategy increases the margin of stability, a concept based on the COM speed, as well as the relation between the COM position and the base of support (Hof et al., 2005). Thus, our results are in line with these studies and indicate that keeping the COP at a distance from the limit of the base of support (15 to 18 mm) in individuals with ISCI could be seen as a compensatory strategy to maximize stability given their limited ability to sustain higher levels of instability when walking faster.

Analyzing the individual profile of the stabilizing and destabilizing forces further supports COP-BOS distance as a key parameter involved in balance. Force profiles are affected by the parameters from which they are derived. Among these, COM

speed and height display little variation throughout the single support phase of gait and may only minimally explain the variation seen in the stabilizing and destabilizing force profiles. Instead, COP-BOS distance is one of the main influencing factors given its curvilinear profile. For example, near the end of the single support phase, most individuals will experience a decrease in balance difficulty as indicated by a downward shift in many stabilizing force profiles as well as an upward trend in destabilizing force profiles. The distance between the COP and the limit of the potential BOS simultaneously increases sharply when the swinging leg passes in front of the stance leg, increasing the limits of stability and thus reducing balance difficulty.

5.3.6.3 No difference in COM height and vertical ground reaction force between groups

COM height also has an impact on overall stability during gait. Based on our equations, high COM height generates lower destabilizing forces and mechanically increases the demand on the balance system. MacLellan et al. has shown that a lower COM position is used as a strategy to provide more stability when walking on a medium density foam surface (MacLellan and Patla, 2006). In our study, since both groups of participants were similar in height, the absence of a difference in COM height indicates that individuals with ISCI did not modify their COM height to maximize stability.

Although it did not reach the level of significance, a tendency for the vertical ground reaction force to be higher in individuals with ISCI was observed. Vertical ground reaction force is generally associated with walking speed, in that walking faster will increase the vertical ground reaction force (Keller et al., 1996), especially during heel strike and toe off (Chung and Wang, 2010, Jordan et al., 2007). The minimal vertical ground reaction force during stance happens between those two events and tends to decrease with increased walking speed (Jordan et al., 2007). The heel strike and toe off were excluded from our analysis (i.e., double-support phase) and individuals with ISCI had a lower walking speed, which may explain the higher vertical ground

reaction force observed in this group of participants. Thus, lower gait speed appears to affect not only the dynamic component but also the postural component of balance.

5.3.6.4 Limits of the study

This study restricted the quantification of balance to the single support phase of gait. Although, single stance is a demanding subtask in terms of balance, further studies must be done to assess the entire gait cycle of individuals with SCI as they transition through the various phases of the gait cycle. Considering the importance of walking speed, it will be relevant to assess individuals with ISCI at different walking speeds to characterize their strategies and confirm our findings. This will need to be done along with a detailed analysis of their physical abilities.

5.3.7 Conclusion

The dynamic and postural components of balance during the single support phase of gait differed between individuals with ISCI and able-bodied controls. Individuals with ISCI may choose to walk at a slower speed as a compensatory strategy to accommodate for their sensorimotor functions and optimize balance (e.g., reduce risk of falls). Evaluating both components of balance in individuals with ISCI is necessary in order to better characterize performance during walking.

Acknowledgments:

The authors acknowledge Philippe Gourdou, Youssef El Khamlichi, Carole Miéville and Audrey Roy for their assistance with data collection and analysis.

Jean-François Lemay is supported by a doctoral scholarship from the Fonds de la recherche du Québec-Santé (FRQS). Dany Gagnon holds a Junior 1 Career Award from the FRQS. Dany Gagnon, Cyril Duclos and Sylvie Nadeau are members of the Multidisciplinary SensoriMotor Rehabilitation Research Team supported by the CIHR and of the Quebec-Ontario Spinal Cord Injury Mobility Research Group. The equipment and material required to complete this project at the Pathokinesiology Laboratory was financed in part by the Canada Foundation for Innovation. This project was funded in part by a research grant from the Craig H. Neilson Foundation.

References

- Amatachaya S, Wannapakhe J, Arrayawichanon P, Siritarathiwat W, Wattanapun P. Functional abilities, incidences of complications and falls of patients with spinal cord injury 6 months after discharge. *Spinal Cord*. 2011;49:520-4.
- Barbeau H, Ladouceur M, Norman KE, Pepin A, Leroux A. Walking after spinal cord injury: evaluation, treatment, and functional recovery. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999;80:225-35.
- Barbeau H, Nadeau S, Garneau C. Physical determinants, emerging concepts, and training approaches in gait of individuals with spinal cord injury. *J Neurotrauma*. 2006;23:571-85.
- Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Gayton D. Measuring balance in the elderly: Preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*. 1989;41:304-11.
- Brotherton SS, Krause JS, Nietert PJ. Falls in individuals with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2007;45:37-40.
- Chung MJ, Wang MJ. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait Posture*. 2010;31:131-5.
- Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum Associates; 1988.
- Day KV, Kautz SA, Wu SS, Suter SP, Behrman AL. Foot placement variability as a walking balance mechanism post-spinal cord injury. *Clin Biomech*. 2012;27:145-150.
- Ditunno PL, Patrick M, Stineman M, Ditunno JF. Who wants to walk? Preferences for recovery after SCI: a longitudinal and cross-sectional study. *Spinal Cord*. 2008;46:500-6.
- Duclos C, Desjardins P, Nadeau S, Delisle A, Gravel D, Brouwer B, Corriveau H. Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *J Biomech*. 2009;42:379-82.
- Duclos C, Mieville C, Gagnon D, Leclerc C. Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit(R) system in the elderly. *J Neuroeng Rehabil*. 2012;9:28.
- Field AP. *Discovering statistics using SPSS : (and sex and drugs and rock 'n' roll)*. 3rd ed. Los Angeles ; London: SAGE Publications; 2009.
- Gagnon D, Duclos C, Desjardins P, Nadeau S, Danakas M. Measuring dynamic stability requirements during sitting pivot transfers using stabilizing and destabilizing forces in individuals with complete motor paraplegia. *J Biomech*. 2012;45:1554-8.

- Hak L, Houdijk H, Steenbrink F, Mert A, van der Wurff P, Beek PJ, van Dieen JH. Speeding up or slowing down?: Gait adaptations to preserve gait stability in response to balance perturbations. *Gait Posture*. 2012;36:260-4.
- Hof AL, Gazendam MG, Sinke WE. The condition for dynamic stability. *J Biomech*. 2005;38:1-8.
- Jordan K, Challis JH, Newell KM. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture*. 2007;26:128-34.
- Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hasan SS, Shiavi RG, Spengler DM. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 1996;11:253-9.
- Kirshblum SC, Burns SP, Biering-Sorensen F, Donovan W, Graves DE, Jha A, Johansen M, et al. International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011). *J Spinal Cord Med*. 2011;34:535-46.
- Lam T, Noonan VK, Eng JJ, Team SR. A systematic review of functional ambulation outcome measures in spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2008;46:246-54.
- Lemay JF, Gagnon D, Duclos C, Grangeon M, Gauthier C, Nadeau S. Influence of visual inputs on quasi-static standing postural steadiness in individuals with spinal cord injury. *Gait Posture*. 2013, 38:357-360.
- Lemay JF, Nadeau S. Standing balance assessment in ASIA D paraplegic and tetraplegic participants: concurrent validity of the Berg Balance Scale. *Spinal Cord*. 2009;48:245-50.
- Leroux A, Fung J, Barbeau H, Leroux A, Fung J, Barbeau H. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: II. Strategies following spinal cord injury. *Clin Neurophysiol*. 2006;117:1273-82.
- MacLellan MJ, Patla AE. Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability. *Exp Brain Res*. 2006;173:521-30.
- Nadeau S, Duclos C, Bouyer L, Richards CL. Guiding task-oriented gait training after stroke or spinal cord injury by means of a biomechanical gait analysis. *Prog Brain Res*. 2011;192:161-80.
- Pai YC, Patton J. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J Biomech*. 1997;30:347-54.
- Phonthee S, Saengsuwan J, Siritaratiwat W, Amatachaya S. Incidence and Factors Associated With Falls in Independent Ambulatory Individuals With Spinal Cord Injury: A 6-Month Prospective Study. *Phys Ther*. 2013.
- Popovic M, Pappas IP, Nakazawa K, Keller T, Morari M, Dietz V. Stability criterion for controlling standing in able-bodied subjects. *J Biomech*. 2000;33:1359-68.
- Requiao LF, Nadeau S, Milot MH, Gravel D, Bourbonnais D, Gagnon D. Quantification of level of effort at the plantarflexors and hip extensors and

- flexor muscles in healthy subjects walking at different cadences. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:393-405.
- Scivoletto G, Di Donna V, Scivoletto G, Di Donna V. Prediction of walking recovery after spinal cord injury. *Brain Res Bull.* 2009;78:43-51.
- Scivoletto G, Romanelli A, Mariotti A, Marinucci D, Tamburella F, Mammone A, Cosentino E, et al. Clinical factors that affect walking level and performance in chronic spinal cord lesion patients. *Spine.* 2008;33:259-64.
- Thigpen MT, Cauraugh J, Creel G, Day K, Flynn S, Fritz S, Frost S, et al. Adaptation of postural responses during different standing perturbation conditions in individuals with incomplete spinal cord injury. *Gait Posture.* 2009;29:113-8.
- Thomas CK, Bakels R, Klein C, Zijdwind I. Human spinal cord injury: motor unit properties and behavior. *Acta physiologica (Oxford, England).* 2013.
- Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture.* 1995;3:193-214.
- Winter DA, Patla AE, Frank JS. Assessment of balance control in humans. *Med Prog Technol.* 1990;16:31-51.
- Wirz M, Muller R, Bastiaenen C. Falls in persons with spinal cord injury: validity and reliability of the Berg Balance Scale. *Neurorehabil Neural Repair.* 2010;24:70-7.

Tableau 5.5 : Characteristics (mean \pm SD) for all participants and subgroups

Clinical characteristics	Participants with ISCI		Able-bodied participants	
	Group (n=17)	Subgroup (n=9)	Group (n=17)	Subgroup (n=9)
Age (years)	54.1 \pm 15.5	47.7 \pm 18.1	53.9 \pm 21.0	57.8 \pm 17.2
Height (cm)	171.5 \pm 6.5	172.9 \pm 6.2	169.6 \pm 9.8	167.2 \pm 9.2
Mass (kg)	78.5 \pm 15.3	80.7 \pm 14.3	74.7 \pm 11.9	72.4 \pm 12.2
BMI (kg/m ²)	26.5 \pm 4.0	26.9 \pm 4.0	25.9 \pm 3.6	25.8 \pm 3.7
Self-selected walking speed (m/s)	1.06 \pm 0.23	1.21 \pm 0.14	1.35 \pm 0.19	1.23 \pm 0.13
Single-support stance phase (s)	0.37 \pm 0.05	0.37 \pm 0.04	0.36 \pm 0.05	0.39 \pm 0.05
Time post lesion (days)	374.5 \pm 194.2	336.7 \pm 222.2	NA	NA
LEMS: strong	23.3 \pm 1.7	23.8 \pm 1.7	NA	NA
weak	21.9 \pm 2.2	22.0 \pm 2.6	NA	NA

BMI: Body mass index; LEMS: Lower extremity motor score. A significant difference in self-selected walking speed exists between the two groups (independent sample t-test; $p= 0.001$) and between the strong and weak lower extremity in individuals with ISCI in the complete group (paired t-test, $p= 0.004$) and in the subgroup (Wilcoxon signed rank test, $p= 0.016$).

Tableau 5.6 : Between-group comparisons on stability variables during the single support phase of walking

Stability parameters		Complete group				Subgroup			
		Participants with ISCI (n=17)	Able-bodied participants (n=17)	Effect-size (d)	(95% CI)	Participants with ISCI (n=9)	Able-bodied participants (n=9)	Effect-size (d)	(95% CI)
Stabilizing force (N)	Mean	191 ± 131	424 ± 156 _a	1.62	(0.82, 2.36)	280 ± 118	341 ± 103	0.55	(-0.41, 1.47)
	Maximal	280 ± 228	712 ± 346 _a	1.48	(0.69, 1.25)	421 ± 227	501 ± 183	0.40	(-0.55, 1.31)
Destabilizing force (N)	Mean	136 ± 36	116 ± 17 _a	0.71	(0.00, 1.38)	132 ± 27	112 ± 17	0.91	(-0.10, 1.83)
	Minimal	100 ± 29	72 ± 21 _a	1.09	(0.35, 1.79)	97 ± 30	69 ± 22 _b	1.05	(0.02, 1.98)
COM speed (m/s)	Mean	0.82 ± 0.26	1.20 ± 0.19 _a	1.67	(0.85, 2.41)	1.00 ± 0.18	1.11 ± 0.12	0.72	(-0.27, 1.64)
	At MSF	0.83 ± 0.27	1.20 ± 0.18 _a	1.59	(0.78, 2.31)	1.03 ± 0.18	1.11 ± 0.10	0.55	(-0.49, 1.46)
COP-BOS distance (m)	Mean	0.18 ± 0.03	0.17 ± 0.02 _a	0.39	(-0.30, 1.06)	0.18 ± 0.03	0.16 ± 0.02	0.78	(-0.21, 1.70)
	At MSF	0.18 ± 0.04	0.15 ± 0.05	0.66	(-0.04, 1.34)	0.18 ± 0.05	0.13 ± 0.05 _b	1.00	(-0.02, 1.93)
	At MDF	0.15 ± 0.03	0.12 ± 0.03 _a	1.00	(0.27, 1.69)	0.15 ± 0.04	0.11 ± 0.02 _b	1.26	(0.20, 2.21)
COM height (m)	Mean	0.99 ± 0.05	0.97 ± 0.07	0.32	(-0.36, 1.00)	1.00 ± 0.04	0.96 ± 0.06	0.78	(-0.21, 1.70)
	At MDF	1.00 ± 0.05	0.98 ± 0.07	0.00	(-0.67, 0.67)	1.00 ± 0.04	0.97 ± 0.05	0.66	(-0.32, 1.58)
Vertical GRF (N)	Mean	724 ± 140	675 ± 107	0.42	(-0.27, 1.09)	736 ± 133	667 ± 101	0.58	(-0.39, 1.49)
	At MDF	649 ± 140	580 ± 125	0.64	(-0.07, 1.31)	657 ± 142	588 ± 109	0.55	(-0.42, 1.46)

COM: Center of mass, COP: Center of pressure, BOS: Base of support, GRF: Ground reaction force, MSF: Maximal stabilizing force, MDF: Minimal destabilizing force, d: Cohen's d, CI: Confidence interval, a: significant difference between the groups with independent t-test ($p \leq 0.05$). b: significant difference between the groups with Mann-Whitney U test ($p \leq 0.05$).

Tableau 5.7 : Pearson's correlation coefficients between stability and biomechanical parameters

Stability parameters	Groups	COP-BOS distance	COM speed	Participant's weight
Maximal stabilizing force	ISCI	0.064	0.866***	0.053
	Able-bodied	0.371	0.695**	0.284
	Combined	0.063	0.804**	0.046
Stability parameters	Groups	COP-BOS distance	Vertical GRF	COM height
Minimal destabilizing force	ISCI	0.738**	0.761***	0.345
	Able-bodied	0.720***	0.659**	0.274
	Combined	0.781***	0.747***	0.309

ISCI: incomplete spinal cord injury, COP: Center of pressure, BOS: Base of support, COM: Center of mass, GRF: Ground reaction force. * $p \leq 0.05$, ** $p \leq 0.01$, *** $p \leq 0.001$. The values for COM speed, COM height, and COP-BOS distance are respectively measured using the corresponding force (maximal or minimal).

Tableau 5.8 : Multiple regression analyses (stepwise) on stability parameters

Dependent variables	Independent variables	β	<i>p-value</i>	R^2
Maximal stabilizing force	COM speed	0.804	0.000	0.647
	Total			0.647
Minimal destabilizing force	COP-BOS distance	0.651	0.000	0.610
	Vertical GRF	0.608	0.000	0.352
	Total			0.962

COM: Center of mass, COP: Center of pressure, BOS: Base of support, GRF: Ground reaction force, β : standardized regression coefficient, R^2 : coefficient of determination.

Figure caption:

Figure 5.6: Line graphs showing the progression over time of some stability parameters during the single support phase of walking for both groups of participants. COM: center of mass; COP: center of pressure; BOS: limit of the base of support; GRF: ground reaction force. Each line represents the mean of the stance phase trials normalized from 0 to 100% for a single individual. Graphs depicting the stabilizing force use a different scale for the y axis in order to appreciate the general appearance of the individual lines.

Figure 5.7: Scatter plots of the maximal stabilizing force, minimal destabilizing force and minimal stability index as a function of COM speed and height, COP-BOS distance, and vertical ground reaction force for both groups of participants (participants with incomplete spinal cord injury (ISCI): dark symbols; able-bodied participants (ABP): grey symbols). COM: center of mass; COP: center of pressure; BOS: limit of the base of support; GRF: ground reaction force. Pearson's correlation coefficients indicated in the graphs are for each group of participants.

Figure 5.6 : Profile of the stabilizing and destabilizing forces and their potential explanatory factors for both groups of participants.

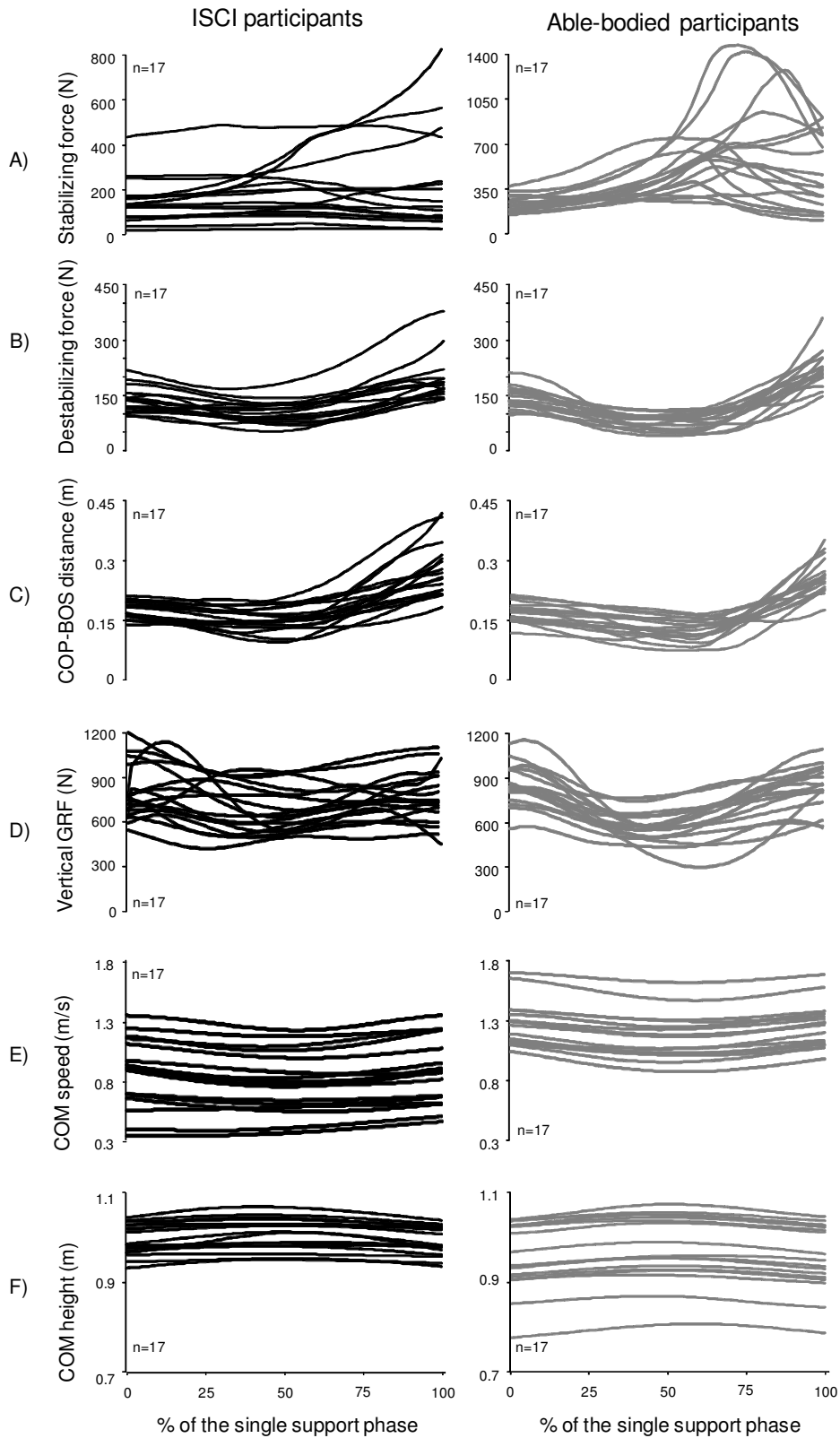
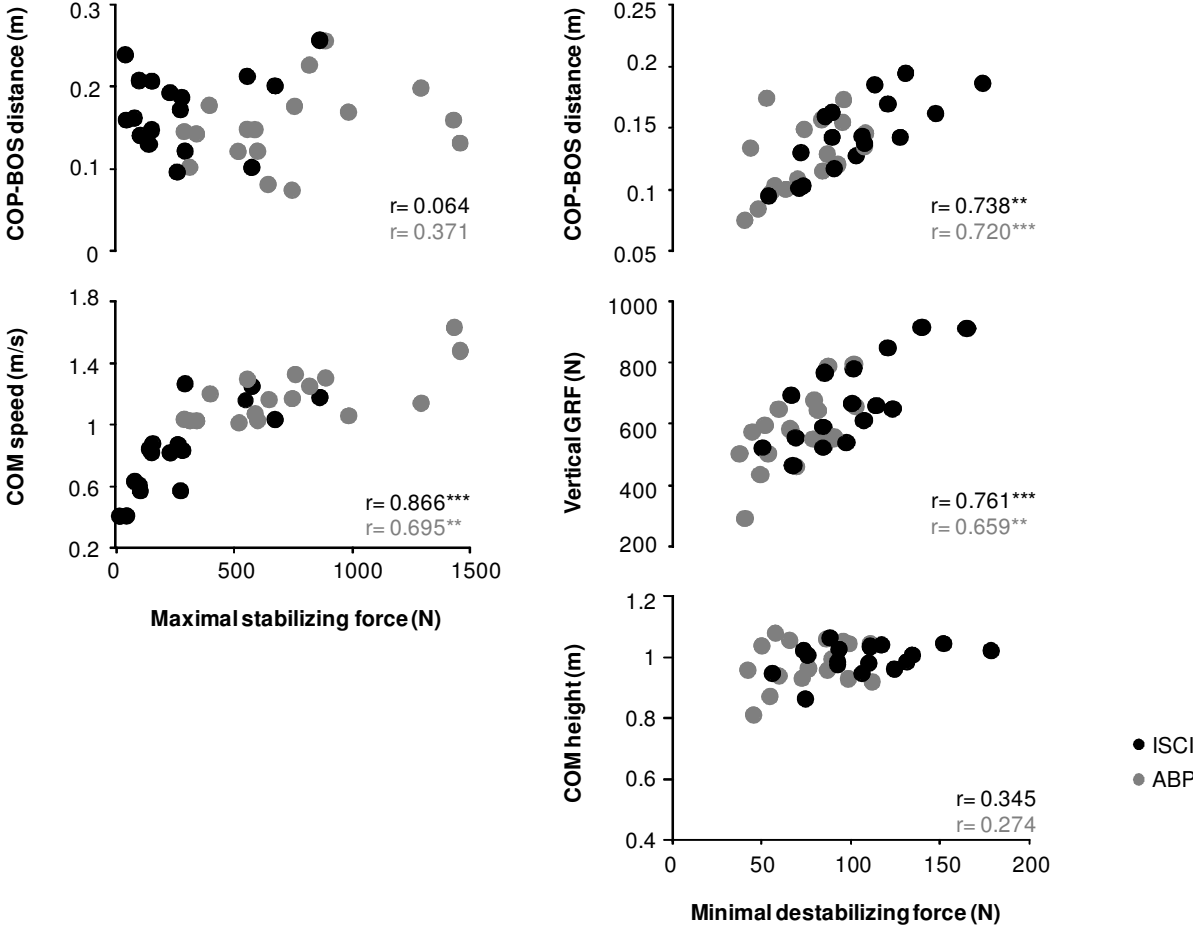


Figure 5.7 : Scatter plots of the maximal stabilizing force and the minimal destabilizing force as a function of their potential explanatory factors



5.4 Article 4: Balance during gait initiation and termination of adults with incomplete spinal cord injury

Jean-François Lemay, ^{1,2} MSc, PT; Cyril Duclos, ^{1,2} PhD, PT; PhD; Dany Gagnon, ^{1,2} PhD, PT, Nadeau S ^{1,2} PT

¹Laboratoire de pathokinésiologie, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM), Québec, Montréal.

²École de réadaptation, Université de Montréal, Québec, Canada.

Article soumis et en révision à Human Movement Science.

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport considérable et majoritaire à chacune des étapes ayant mené à la rédaction de cet article, ce qui inclut le développement du protocole expérimental, la collecte des données, le traitement et l'analyse des données, l'interprétation finale des résultats et la rédaction du manuscrit. Dr Dany Gagnon, Dr Duclos et Dre Nadeau ont supervisé chacune des étapes du projet décrites précédemment.

5.4.1 Préface

L'initiation et l'arrêt de la marche sont des tâches particulières du point de vue du contrôle postural. En effet, elles impliquent une transition entre deux phases, une phase bipodale relativement stable et une phase unipodale plus dynamique tout en opérant une accélération ou une décélération du centre de masse. En ce sens, l'évaluation de ces tâches pourra permettre d'étendre l'évaluation du contrôle postural de l'équilibre à des tâches qui sollicitent différemment l'équilibre debout.

Afin de d'initier ou d'arrêter la marche sans perte d'équilibre, un contrôle précis du COP est nécessaire afin d'accélérer (initiation) ou de décélérer (arrêt) le COM dans la direction désirée tout en tenant compte des modifications de la base de support (Chang et Krebs, 1999; Sparrow et Tirosh, 2005). Certaines évidences supportent l'atteinte du contrôle du COP chez les personnes avec LM lors de tâches dynamiques. En conséquence, une diminution du contrôle postural lors de l'exécution des tâches d'initiation et d'arrêt de la marche chez cette clientèle est attendue puisque ces tâches sont plus complexes à réaliser. À notre connaissance, aucune étude n'a analysé l'initiation et l'arrêt de la marche chez les personnes ayant une LM. L'analyse de ces tâches à l'aide du modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes (Duclos et al., 2009) semble adéquate puisque ce modèle évalue les composantes posturale et dynamique du contrôle postural, ce qui cadre avec les exigences des phases bipodale et unipodale de l'initiation et l'arrêt de la marche.

L'objectif de cette étude était de décrire et comparer les composantes dynamiques et posturales du contrôle postural durant la phase d'initiation et d'arrêt de la marche chez des individus ayant une LM. L'hypothèse était que les phases bipodales étaient plus stables que les phases unipodales compte tenu de la différence de la base de support et ce pour les deux composantes du modèle d'équilibre. Une absence de différence entre l'initiation et l'arrêt de la marche pour les phases unipodale et bipodale était également attendue.

L'objectif secondaire était de comparer la phase unipodale de l'initiation et de l'arrêt de la marche à celle de la marche naturelle pour déterminer quelle était la plus

instable pour cette population. L'hypothèse émise stipulait que la phase unipodale de la marche naturelle était plus instable que durant l'initiation ou l'arrêt de la marche sur la composante dynamique du modèle en raison de la vitesse du COM probablement plus élevée durant la marche naturelle. Pour la composante posturale, l'hypothèse prédisait une instabilité plus grande lors de l'initiation et l'arrêt de la marche que lors de la marche naturelle.

5.4.2 Abstract

Gait initiation and termination are potentially challenging tasks for balance due to the transition from a quasi-static bipodal phase to a dynamic single-support phase. The purpose of this study was to compare the bipodal and single-support phases of gait initiation and termination in individuals with incomplete spinal cord injury (ISCI). Twelve individuals with ISCI were evaluated on the dynamic and postural components of balance using the stabilizing and destabilizing forces during gait initiation, termination and natural gait. Phase comparisons were made using non parametric tests. Visual inspection of the force profile of the factors explaining the forces was also conducted. Gait termination challenged more the postural control during the single-support phase than the bipodal phase for the dynamic component of the stabilizing/destabilizing forces model ($p=.002$). For gait initiation, the most challenging phase varied with the components analyzed (single-support phase for the dynamic component, bipodal phase for the postural component) ($p\leq.008$). The single support phase is more challenged during gait termination (both components) ($p\leq.015$) while the bipodal phase is more challenged during gait initiation (dynamic components) ($p=.012$). The stabilizing force and the speed of the center of mass on the one hand, and destabilizing force and the distance between the center of pressure and the base of support on the other hand, had a similar profile. The single-support phase of gait termination was the most challenging among all phases evaluated, being as challenging as the single-support phase of level constant gait. This phase should be targeted in rehabilitation in order to improve balance and decrease the risk of falling in this population.

5.4.3 Introduction

Standing postural control is impaired following a traumatic spinal cord injury (SCI). Although over 80% of individuals with an incomplete SCI (ISCI), commonly classified as an AIS D level (American Spinal Cord Injury Impairment Scale), will eventually recover a functional walking status (Scivoletto, Di Donna, Scivoletto, & Di Donna, 2009), the residual sensorimotor deficits will affect their ability to stand safely (Barbeau, Ladouceur, Norman, Pepin, & Leroux, 1999). This is demonstrated by the high incidence of falling occurring in this population, varying from 39% (over a 6 months period) to 75% (over a year period) according to studies (Amatachaya, Wannapakhe, Arrayawichanon, Siritarathiwat, & Wattanapun, 2011; Brotherton, Krause, & Nietert, 2007; Phonthee, Saengsuwan, Siritarathiwat, & Amatachaya, 2013). As a result, numerous fall-related impairments and disabilities such as physical injuries and an impeded social participation are reported (Amatachaya et al., 2011; Brotherton et al., 2007; Phonthee et al., 2013). Describing standing postural control in this population is therefore needed to develop treatment strategies aimed at reducing the risk of falling.

This lack of postural control may be related to the difficulty in controlling the center of pressure (COP) during quasi-static and dynamic standing activities. The COP, representing the point application of the ground reaction force vector, is used to quantify quasi-static postural control in standing since it regulates the position of the center of mass (COM) over the base of support (BOS) (Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett, & Myklebust, 1996; Winter, 1995). Compared to able-bodied individuals, individuals with SCI have an increased mean velocity, sway area and root mean square distance of the COP during quasi-static standing (Lemay et al., 2013), an increase in postural sway as measured by the stability index and Fourier index of the Tetrax® (Lee et al., 2012), and a lack of precision of COP movement when reaching maximally in specific directions (Lemay, Gagnon, et al., 2014). During gait, an increased variability of the margin of stability, a measure of postural control based on the distance between the COP and the extrapolated COM, is observed (Day, Kautz, Wu, Suter, & Behrman, 2012) as well as an increased distance between the COP and

the BOS and a reduced COM speed during the single-support phase of gait (Lemay, Duclos, Nadeau, Gagnon, & Desrosiers, 2014). Postural control deficits are thus present in quasi-static as well as in dynamic tasks in this population.

Gait initiation (GI) and gait termination (GT) also challenge COP and COM control (Chang & Krebs, 1999; Sparrow & Tirosh, 2005). Indeed, a fine control of the COM by the COP is needed during the transition between the relatively stable quasi-static bipodal phase and the more challenging and dynamic single-support phase that are present in both tasks (Chang & Krebs, 1999; Halliday, Winter, Frank, Patla, & Prince, 1998; Jian, Winter, Ishac, & Gilchrist, 1993; van Keeken, Vrieling, Hof, Postema, & Otten, 2013; Viton et al., 2000). Since their controls depend on the integrity of sensorimotor functions of the lower extremity and trunk (Mickelborough, van der Linden, Tallis, & Ennos, 2004; Remelius et al., 2008; Sparrow & Tirosh, 2005), impairments in GI and GT are expected following a SCI although it has never been reported to this day.

The aim of this study was to compare and describe postural control during the bipodal and single-support phases of GI and GT as well as during the single-support phase of natural constant gait in individuals with SCI. We hypothesized that the single-support phase would be more challenging than the bipodal phase during GI and GT. Since the profile of the COP and COM during GI and GT are usually very similar (although reverse in sequence), we hypothesised that there will be no difference between the bipodal and single-support phases of these two tasks. Lastly, the destabilising force should be higher in GI and GT than constant walking while the stabilizing force will be higher in constant walking compared to GI and GT.

5.4.4 Methods

5.4.4.1 Participants

A convenience sample of 12 individuals with ISCI (AIS D) was recruited from the in- and out-patient populations of the SCI rehabilitation unit of the Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) (Table 5.9). The inclusion criteria for the

participants with ISCI were: (1) the ability to stand for five minutes without external support and (2) the ability to walk independently for 15m without ambulatory assistive devices. Participants were excluded if they presented other neurological deficits in addition to the SCI or if they had walking or postural control difficulties prior to the SCI. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of the Center of interdisciplinary research in rehabilitation of greater Montreal (CRIR). Each participant gave a written consent after they had read and understood the information about the study.

5.4.4.2 Clinical assessment

Demographic information about the date of injury and the AIS level were gathered from the participant's medical records. An experienced physical therapist conducted all clinical assessments. The lower-extremity motor score assessment (LEMS) was performed according to the American Spinal cord Injury Association (ASIA) standards (Kirshblum et al., 2011). The Berg Balance Scale (BBS) was used to assess standing postural control (Lemay & Nadeau, 2009; Wirz, Muller, & Bastiaenen, 2010). Natural gait speed was tested over a 15-m distance (Lam, Noonan, Eng, & Team, 2008). Participants walk three times at their usual walking speed without any walking assistive devices. Performance over the middle 10-m section was timed. The three trials were averaged and the mean speed of walking was calculated.

5.4.4.3 Biomechanical Assessment

Kinematic and kinetic data were collected during a single session at the Pathokinesiology Laboratory at the IRGLM. Thirty-six skin-fixed infrared light emitting diodes (LEDs) were used to define the head, trunk, and bilateral upper and lower extremity segments. In addition, a six-marker probe was used to digitize the location of 13 bony landmarks to locate joint axis. Twenty additional points were recorded to trace the feet and define the contour of the BOS so that it could be determined during the experimental task based on the position of the foot markers. A system linking four synchronized motion analysis camera bars (Optotrak model 3020; Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) captured the three-dimensional (3D) coordinates of

the markers at a sampling frequency of 60 Hz. Kinematic data were filtered with a 4th order Butterworth zero-lag filter, with a cut-off frequency of 6 Hz. For the kinetic data, three AMTI® force platforms, embedded in a 9-m walkway, recorded the ground reaction forces at a frequency of 600 Hz. The data were filtered with a 2th order Butterworth double-pass filter to eliminate phase shift, with a cut-off frequency of 10 Hz and downsampled at 60 Hz to match the kinematic data. Anthropometric measurements of the trunk, head, lower and upper extremities were taken at the end of the laboratory session and were entered in a 3D link-segment model along with the kinematic data and the ground reaction forces (Winter, Patla, & Frank, 1990).

5.4.4.4 Experimental tasks

5.4.4.4.1 Gait initiation:

Participants stood with their feet in a natural symmetrical position on side-by-side force platforms. Upon verbal cue, they were instructed to initiate gait at a comfortable self-selected speed leading with their preferred lower extremity. Each participant completed at least four trials of GI. Acquisition of kinematic and kinetic data was triggered about 1 s prior to the verbal cue and ended after the participant had completed at least 3 complete gait cycles.

5.4.4.4.2 Gait termination:

Participants were asked to walk at a natural comfortable speed for a minimum of 3 complete gait cycles before stopping with their feet on side-by-side force plates in a symmetrical position. Each participant completed at least four trials of GT using their preferred lower extremity, defined as the first one touching a force plate. Data collection started about 1 s prior to the initiation of the task and ended at least 3 s after stopping.

5.4.4.4.3 Natural gait

Participants walked along the laboratory pathway at their self-selected comfortable speed. After a period of familiarization, five trials for each foot were recorded. Trials were analysed during the single-support phase of gait. The mean value of the two

lower extremities was used for subsequent analyses comparing the single-support phase of natural gait to the single-support phase of GI and GT.

5.4.4.5 Data analyses

The onset of GI and the end of GT were determined using a threshold value of 0.021 m/s of the COM speed in the anterior direction. This threshold represents the absolute mean value plus 2 standard deviations of the COM speed during the first thirty iterations of the quiet stance phase preceding gait initiation for all trials performed by all participants.

GI and GT were subdivided into two phases. For GI, the bipodal phase (GIB) began when the COM speed exceeded the threshold value and ended with the toe off of the first foot leaving the force plate. The single-support phase (GIS) lasted from toe off to heel strike (swing phase) of the foot leaving first the force plate. For GT, the single-support phase (GTS) lasted from the last toe off to foot flat of the last lower extremity touching the force plate. The bipodal phase (GTB) began at foot flat and ended when the COM speed in the anterior direction decreased under the threshold. Each phase was normalized from 0 to 100.

Postural control was analysed during each phase using the stabilizing/destabilizing forces model evaluating the dynamic and postural components of postural control (Duclos et al., 2009; Duclos, Lequertier, Mullié, & Leclerc, 2013). Although many models exist to assess postural control during gait (Bruijn, Meijer, Beek, & van Dieen, 2013), this model was chosen since it has been proven successful to compare postural control performance during gait of individuals with SCI to that of able-bodied individuals (Lemay, Duclos, et al., 2014). Previous studies have also shown that the model is sensitive to within-group performance during walking under varying sensory context and that both components are complementary to describe postural control requirements during various exergames (Duclos, Mievil, Gagnon, & Leclerc, 2012; Mullie & Duclos, 2014). The fact that the model considers the distance between the COP and the limit of the potential BOS (defined as the outside perimeter of the vertical projection of both feet on the floor) in the direction of current displacement of

the COM makes it suitable to assess postural control without limitation in the plane of the movement analysed, despite previous critics (Bruin et al. 2013). The stabilizing force (SF) is the theoretical force necessary to stop both the COP and the COM at the limit of the potential BOS. It is calculated with the following equation:

$$\vec{F}_S = -\frac{m_{global} \cdot \vec{v}_{CM} \cdot \vec{v}_{CM}}{2D_{CP}^2} \vec{D}_{CP}$$

where \vec{F}_S corresponds to the stabilizing force, m_{global} to the participant's mass, \vec{v}_{CM} to the linear velocity of the COM and \vec{D}_{CP} to the horizontal distance between the position of the COP and the limit of the potential BOS in the direction of the COM linear velocity (Duclos et al., 2009 and its 2009 erratum; Duclos et al., 2012; Lemay, Duclos, et al., 2014). High values of the SF indicate a high challenge to the postural control system. The destabilizing force (DF) is the force needed to move the COP to the limits of the potential BOS. It is calculated with the following equation:

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

where \vec{F}_D corresponds to the destabilizing force, \vec{F}_r to the ground reaction force, \vec{n} to the unitary vector normal to the contact surface, h_{CM} to the height of the COM from the supporting surface and \vec{D}_{CP} to the horizontal distance between the position of the COP and the limit of the potential BOS in the direction of the COM linear velocity (Duclos et al., 2009 and its 2009 erratum; Duclos et al., 2012; Lemay, Duclos, et al., 2014). Low values of the DF indicate that the body is easily destabilized. For each participant, the means of the maximal SF and minimal DF of all trials, representing the instant of maximal instability, were computed for each phase of GI and GT, as well as for constant gait (Duclos et al., 2009; Duclos et al., 2012). To further understand what influence these forces the most, factors extracted from the mathematical equation of the forces (COM speed and COP-BOS distance for the SF, COP-BOS distance, COM height, and the vertical ground reaction force (GRF) for the DF) were calculated at the moment of maximal instability of each force.

5.4.4.6 Statistical analysis

Descriptive statistics (mean and SD) were calculated on the participants' characteristics and on the clinical assessments. The normality of the data distribution was explored using the Shapiro-Wilk test. Due to the small sample size and the non-normal distribution of some data, non-parametric tests were used for the analyses. The Wilcoxon signed-rank test was used to compare forces and explanatory factors during both phases of GI and GT as well as during GIB and GTB (the bipodal phases). Friedman's ANOVA was conducted on the forces and the explanatory factors during GIS, GTS and constant walking (the single-support phase). In the presence of a significant difference on Friedman's ANOVA, a Wilcoxon signed-rank test was used to compare these three tasks to one another using an adjusted alpha level of 0.05/3 (Bonferroni correction). Effect sizes on phase difference were computed with a Pearson's correlation coefficient (r) (Nakagawa & Cuthill, 2007) and considered small (0.1), moderate (0.3) or large (0.5) (Cohen, 1988). To identify factors in the equation explaining most of the changes in maximal SF and minimal DF, a visual inspection of the profile of their respective explanatory factors during both phases of GI and GT was conducted in order to find which profiles share a similar appearance. A 0.05 level of significance was used for all tests except for the post-hoc tests as described previously. All tests were performed on SPSS v. 20.

5.4.5 Results

5.4.5.1 Parameters of dynamic postural control

For GI, individuals with ISCI had a significantly higher maximal SF ($p= 0.003$) and minimal DF ($p= 0.008$) during GIS than GIB. During GT, the maximal SF was significantly higher during GTS than during GTB ($p= 0.002$). Value of the minimal DF tended to be lower during GTS than GTB although it did not reach the level of significance ($p= 0.06$). All effect sizes were considered large ($r \geq 0.54$) (Table 5.10 and 5.11, Figure 5.8).

For the bipodal phase of GI and GT, the maximal SF was higher during GIB than GTB ($p= 0.012$, $r= 0.72$) while no difference was seen on the minimal DF ($p= 0.937$, $r= 0.23$) (Figure 5.8).

Friedman's ANOVA revealed a significant difference between single-support phases of constant gait and GI and GT, for both the maximal SF ($p= 0.000$) and the minimal DF ($p= 0.002$). Specifically, the maximal SF during both the single-support phase of natural gait and GT was significantly higher than GI ($p= 0.002$ and 0.003 , respectively; Figure 5.8 B). The maximal SF did not differ between the single-support phases of constant gait and GT ($p= 0.06$). The minimal DF was significantly lower during the single-stance phase of GT vs. GI ($p= 0.015$). The minimal DF were not significantly different between the single-support phase of constant gait and GI ($p= 0.05$) and GT ($p= 0.028$). The effect sizes for all these comparisons were considered large ($r \geq 0.54$).

5.4.5.2 Explanatory factors of the SF and DF

The SF tends to increase past 50% of GIB and keeps rising during GIS in most cases (Figure 5.9 A). GT tends to mirror this general shape, with a general decrease in SF throughout GTS and little variation during GTB. The profile of the COM speed during GI and GT generally resemble the one of SF though the curves appear straighter. On the other hand, the profile of the COP-BOS distance tends to display variation mostly during the end of GIS and closely resemble the one of the DF, which is not the case for the vertical GRF or the COM height (Figure 5.9 B).

During GT, the COM speed was significantly greater during GTS compared to GTB ($p= 0.002$) while the COP-BOS distance taken at maximal SF was greater during GTB ($p= 0.006$). The effect sizes for all these comparisons were considered large ($r \geq 0.72$).

For the bipodal phase of GI and GT, only the COM speed differed significantly during these phases, with greater values observed during GIB ($p= 0.028$, $r= 0.63$). For the single-support phase of GI and GT, only the COP-BOS distance was significantly greater during GIS than GTS at both maximal SF ($p= 0.012$, $r= 0.72$) and minimal DF ($p= 0.002$, $r= 0.88$). The COM speed and the COM height were significantly greater

and the COP-BOS distance significantly smaller during the single-support phase of constant gait vs. GIS ($p \leq 0.012$, $r \geq 0.54$).

5.4.6 Discussion

In this study, we described postural control demands during GI and GT in individuals with ISCI. Our results revealed that difference in performance during both GI and GT was more apparent on the SF than on the DF. The bipodal phase was more unstable during GI than during GT on the SF while GT was more unstable than GI during the single-support phase on both forces. The profile of the SF and the DF were similar to the COM speed and the COP-BOS distance, respectively.

5.4.6.1 Underlying factors explaining the SF and the DF

Horak defines postural control as a combination of postural orientation and equilibrium (Horak, 2006). In the stabilizing/destabilizing forces model, the DF describes the position of the body over the BOS (postural component), which is similar to the concept of postural orientation while the SF describes how postural control is maintained when body movements are present (dynamic component), which is close to the concept of equilibrium (Duclos et al., 2012; Horak, 2006). The profile of the forces during GI and GT also reflects this definition because the SF and the COM speed on the one hand and the DF and the COP-BOS distance on the other hand have similar profiles (Figure 5.9 A). In fact, the COM speed and the COP-BOS distance have previously been reported as the major explanatory factors of these forces (Duclos et al., 2013; Lemay et al., 2013a). Our present results therefore support the construct validity of the model since it is able to evaluate both aspects of this definition.

5.4.6.2 Postural control impairments are present during GI and GT in individuals with ISCI

The dynamic component of postural control indicates some level of impairments during the single-support phase of GI. During this phase, the COM speed accelerates and reaches 53.5% of the constant walking speed when the SF is maximal. This is

quite different from what has been reported by Jian et al. (1993) for able-bodied individuals, their study indicating that 91% of the natural walking speed is reached at the toe off of the lower extremity leaving first the force plate. Likewise, the median value of maximal COM speed reached at the end of GI was of 0.54 m/s in our study while previous studies on able-bodied individuals have shown that following toe off, COM speed ranges from 1.25 to 1.68 m/s (Halliday et al., 1998; Jian et al., 1993). Though the COM speed has not been measured at the exact moment in these studies compared to ours, a more than twofold increase in this short time frame is unlikely. In fact, the COM speed at the end of GI reported for our population better corresponds to that of middle-aged women (0.81 m/s) who present various level of impairments due to multiple sclerosis (Remelius et al., 2008). Likewise, the value of COM speed reported by Jian et al. (1993) at the beginning of the single-support (≈ 1.1 m/s) and bipodal phases (≈ 0.35 m/s) of GT for normal individuals are above the maximal values (0.76 m/s for the single-support phase and 0.28 m/s for the bipodal phase) reported in the present study for individuals with ISCI. These results support the fact that individuals with SCI perform GI and GT at a slower speed than able-bodied individuals since this imposes less challenge on their postural control system and decrease the risk of falling.

5.4.6.3 GT is generally more challenging than GI for individuals with ISCI

Both the dynamic and postural components of postural control indicate that GT is more challenging than GI during the single-support phase in individuals with ISCI. The COM speed is higher during GT and comparable to the value obtained during constant gait while it is considerably lower during GI. This is supported by the study of Jian et al. on GI and GT that states that only a slight reduction of the COM speed is present at the beginning of GTS, while 91% of the natural speed is reached near the end of GI (Jian et al., 1993). Only the single-support phase of constant gait speed presents higher values on the dynamic component of postural control, though not significantly. The single-support phase is also less stable during GT than during GI on the postural component of postural control. During this phase of GT, the swinging foot does not go further than the other foot such as during GI. Therefore, the potential

BOS, defined as the outside perimeter of the vertical projection of both feet on the floor, is smaller during the single-leg support of GT than during GI. This decreases the COP-BOS distance and make the task easier to destabilize. GT is therefore a challenging task that should be addressed during rehabilitation.

5.4.6.4 Impact on clinical practice

Results from this study lead to a number of recommendations regarding the rehabilitation of postural control in individuals with ISCI. First, we observed during the laboratory assessment that most individuals with ISCI seem to prefer their strongest lower extremity, as measured by the LEMS, during the single-support phase of GT. In fact, higher level of force is needed to decelerate the forward momentum of the body while maintaining postural control in this challenging phase. Therefore, individuals who are at risk of falling could be instructed to terminate gait with their strongest lower extremity. Practicing this task with the weakest lower extremity to lead GT is however recommended as a method of improving postural control during this crucial task. Second, GI and GT may be performed at a higher speed than normal to increase the demand on the dynamic component of postural control. Improving the postural component of postural control can also be done by practicing GT since it is the most challenging tasks of the three assessed. Lastly, GI and GT should be included in the evaluation of postural control and they can be especially observed during the Timed up and go, a functional gait measure (Podsiadlo and Richardson, 1991).

5.4.6.5 Limits of the study

When compared to other studies analyzing GI and GT, we have shown that the dynamic component of postural control is impaired in individuals with SCI. However, we have not included a control group to directly verify this result and to see if the postural component is also impaired. Such a finding would be expected since we have previously demonstrated that both components of postural control are impaired during the single-support phase of walking in individuals with SCI when compared to able-bodied individuals (Lemay, Duclos, et al., 2014). Although individuals with SCI exhibit postural control impairments during GI and GT, it is still unclear how the

stabilizing and destabilizing forces might be related to fall occurrence in this population. Finally, the BOS was determined by probing the position of the foot during quiet stance. This might differ from other methods such as the one used by Hof et al. 2005 where the subject was asked to shift his weight maximally in all directions (Hof, Gazendam, & Sinke, 2005). That method would have yielded a smaller BOS than the one calculated in our study which then would increase the value of the stabilizing force and decrease the value of the destabilizing force reported in the present paper due to shorter distance between the COP and the limit of the potential base of support.

5.4.7 Conclusion

Postural control during GI and GT is affected following ISCI. It is specifically challenged during the single-support phase of GT from a postural and dynamic perspective. This phase should be targeted in rehabilitation to improve postural control in individuals with ISCI, especially in those who are at risk of falling.

Acknowledgements:

The authors acknowledge Philippe Gourdou, Youssef El Khamlichi, Carole Miéville, and Audrey Roy, for their assistance during data collection and analysis.

Jean-François Lemay is supported by a doctoral scholarship from the Fonds de la recherche du Québec-Santé (FRQS). Dany Gagnon holds a Junior 1 Career Award from the FRQS. Dany Gagnon, Cyril Duclos and Sylvie Nadeau are members of the Multidisciplinary SensoriMotor Rehabilitation Research Team supported by the CIHR and of the Quebec-Ontario Spinal Cord Injury Mobility Research Group. The equipment and material required to complete this project at the Pathokinesiology Laboratory was financed in part by the Canada Foundation for Innovation. This project was funded in part by a research grant from the Craig H. Neilson Foundation.

5.4.8 References

- Amatachaya, S., Wannapakhe, J., Arrayawichanon, P., Siritarathiwat, W., Wattanapun, P., 2011. Functional abilities, incidences of complications and falls of patients with spinal cord injury 6 months after discharge. *Spinal Cord* 49, 520-524.
- Barbeau, H., Ladouceur, M., Norman, K.E., Pepin, A., Leroux, A., 1999. Walking after spinal cord injury: evaluation, treatment, and functional recovery. *Arch Phys Med Rehabil* 80, 225-235.
- Brotherton, S.S., Krause, J.S., Nietert, P.J., 2007. Falls in individuals with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord* 45, 37-40.
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., & van Dieen, J. H. (2013). Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *J R Soc Interface*, 10, 20120999.
- Chang, H.A., Krebs, D.E., 1999. Dynamic balance control in elders: Gait initiation assessment as a screening tool. *Arch Phys Med Rehabil* 80, 490-494.
- Cohen, J., 1988. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2nd ed. L. Erlbaum Associates, Hillsdale, N.J.
- Day, K.V., Kautz, S.A., Wu, S.S., Suter, S.P., Behrman, A.L., 2012. Foot placement variability as a walking balance mechanism post-spinal cord injury. *Clin Biomech* 27, 145-150.
- Duclos, C., Desjardins, P., Nadeau, S., Delisle, A., Gravel, D., Brouwer, B., Corriveau, H., 2009. Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *J. Biomech.* 42, 379-382.
- Duclos, C., Lequertier, M., Mullié, Y., Leclerc, C., 2013. Biomechanical factors associated with increased balance difficulty during gait measured by destabilizing and stabilizing force concepts. Submitted to *Journal of Applied Biomechanics*.
- Duclos, C., Mievilte, C., Gagnon, D., Leclerc, C., 2012. Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit(R) system in the elderly. *J Neuroeng Rehabil* 9, 28.
- Halliday, S.E., Winter, D.A., Frank, J.S., Patla, A.E., Prince, F., 1998. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. *Gait Posture* 8, 8-14.
- Horak, F.B., 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing* 35, ii7-ii11.
- Jian, Y., Winter, D.A., Ishac, M.G., Gilchrist, L., 1993. Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait Posture* 1, 9-22.
- Kirshblum, S.C., Burns, S.P., Biering-Sorensen, F., Donovan, W., Graves, D.E., Jha, A., Johansen, M., Jones, L., Krassioukov, A., Mulcahey, M.J., Schmidt-Read, M., Waring, W., 2011. International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011). *J Spinal Cord Med* 34, 535-546.

- Lam, T., Noonan, V.K., Eng, J.J., Team, S.R., 2008. A systematic review of functional ambulation outcome measures in spinal cord injury. *Spinal Cord* 46, 246-254.
- Lee, G.E., Bae, H., Yoon, T.S., Kim, J.S., Yi, T.I., Park, J.S., 2012. Factors that Influence Quiet Standing Balance of Patients with Incomplete Cervical Spinal Cord Injuries. *Annals of rehabilitation medicine* 36, 530-537.
- Lemay, J. F., Duclos, C., Nadeau, S., Gagnon, D., & Desrosiers, E. (2014). Postural and dynamic balance while walking in adults with incomplete spinal cord injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24, 739-746.
- Lemay, J.F., Gagnon, D., Duclos, C., Grangeon, M., Gauthier, C., Nadeau, S., 2013b. Influence of visual inputs on quasi-static standing postural steadiness in individuals with spinal cord injury. *Gait Posture* 38, 357-360.
- Lemay, J.F., Gagnon, D.H., Nadeau, S., Grangeon, M., Gauthier, C., Duclos, C., 2014. Center-of-pressure total trajectory length is a complementary measure to maximum excursion to better differentiate multidirectional standing limits of stability between individuals with incomplete spinal cord injury and able-bodied individuals. *J Neuroeng Rehabil* 11, 8.
- Lemay, J.F., Nadeau, S., 2009. Standing balance assessment in ASIA D paraplegic and tetraplegic participants: concurrent validity of the Berg Balance Scale. *Spinal Cord* 48, 245-250.
- Mickelborough, J., van der Linden, M.L., Tallis, R.C., Ennos, A.R., 2004. Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait Posture* 19, 50-57.
- Mullie, Y., & Duclos, C. (2014). Role of proprioceptive information to control balance during gait in healthy and hemiparetic individuals. *Gait & Posture*, 40, 610-615.
- Nakagawa, S., Cuthill, I.C., 2007. Effect size, confidence interval and statistical significance: a practical guide for biologists. *Biol. Rev. Camb. Philos. Soc.* 82, 591-605.
- Phonthee, S., Saengsuwan, J., Siritaratiwat, W., Amatachaya, S., 2013. Incidence and Factors Associated With Falls in Independent Ambulatory Individuals With Spinal Cord Injury: A 6-Month Prospective Study. *Phys Ther.*
- Podsiadlo, D., Richardson, S., 1991. The timed 'Up and Go': A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 39, 142-148.
- Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Hoffmann, R.G., Lovett, E.G., Myklebust, B.M., 1996. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng* 43, 956-966.
- Remelius, J.G., Hamill, J., Kent-Braun, J., Van Emmerik, R.E., Remelius, J.G., Hamill, J., Kent-Braun, J., Van Emmerik, R.E.A., 2008. Gait initiation in multiple sclerosis. *Motor Control* 12, 93-108.
- Scivoletto, G., Di Donna, V., Scivoletto, G., Di Donna, V., 2009. Prediction of walking recovery after spinal cord injury. *Brain Res Bull* 78, 43-51.

- Sparrow, W.A., Tirosh, O., 2005. Gait termination: a review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies. *Gait Posture* 22, 362-371.
- van Keeken, H.G., Vrieling, A.H., Hof, A.L., Postema, K., Otten, B., 2013. Controlling horizontal deceleration during gait termination in transfemoral amputees: measurements and simulations. *Med. Eng. Phys.* 35, 583-590.
- Viton, J.M., Timsit, M., Mesure, S., Massion, J., Franceschi, J.P., Delarque, A., 2000. Asymmetry of gait initiation in patients with unilateral knee arthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 81, 194-200.
- Winter, D.A., 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 3, 193-214.
- Winter, D.A., Patla, A.E., Frank, J.S., 1990. Assessment of balance control in humans. *Med. Prog. Technol.* 16, 31-51.
- Wirz, M., Muller, R., Bastiaenen, C., 2010. Falls in persons with spinal cord injury: validity and reliability of the Berg Balance Scale. *Neurorehabil Neural Repair* 24, 70-77.

Tableau 5.9 : Mean characteristics of the participants (n=12)

Participants characteristics	Mean (SD)	Range
Age (years)	55.0 (15.0)	26.1-71.5
Height (cm)	172.3 (6.6)	161.5-181.5
Mass (kg)	79.7 (16.1)	59.5-105.5
BMI (kg/m ²)	26.7 (4.4)	20.8-33.5
Time post lesion (days)	423.3 (185.6)	161.0-740.0
LEMS (/50)	44.9 (3.2)	41-50
BBS (/56)	53.3 (3.7)	46-56
Natural gait speed (m/s)	1.01 (0.25)	0.59-1.39

BMI: Body mass index, LEMS: Lower-extremity motor score, BBS: Berg Balance Scale, SD: Standard deviation. The LEMS represents the sum of the two lower extremities (/25 for each).

Tableau 5.10 : Median and range of stabilizing and destabilizing forces as well as biomechanical explanatory factors during gait initiation and termination

Stability parameters		GIB		GIS		GTS		GTB		SSPG	
Maximal SF (N)		22	(4-35)	49	(15-69)	89	(38-260)	9	(5-19)	163	(30-550)
Minimal DF (N)		99	(66-137)	111	(94-180)	89	(53-147)	103	(65-153)	99	(63-178)
COM speed (m/s)	At MSF	0.29	(0.12-0.36)	0.54	(0.32-0.75)	0.63	(0.38-0.76)	0.20	(0.14-0.28)	0.71	(0.36-1.14)
COP-BOS distance (m)	At MSF	0.17	(0.11-0.21)	0.22	(0.11-0.34)	0.16	(0.10-0.20)	0.20	(0.14-0.26)	0.17	(0.14-0.30)
	At MDF	0.16	(0.11-0.23)	0.25	(0.18-0.48)	0.15	(0.10-0.19)	0.16	(0.10-0.21)	0.15	(0.11-0.27)
Vertical GRF (N)	At MDF	728	(576-1088)	733	(597-1056)	746	(563-1037)	733	(588-1044)	714	(583-991)
COM height (m)	At MDF	1.01	(0.95-1.07)	1.00	(0.93-1.06)	1.01	(0.94-1.07)	1.01	(0.96-1.07)	1.01	(0.95-1.05)

SF: Stabilizing force, DF: Destabilizing force, COM: Center of mass, COP: Center of pressure, BOS: Base of support, GRF: Ground reaction force, MSF: Maximal stabilizing force, MDF: Minimal destabilizing force, GIB: Bipodal phase of gait initiation, GIS: Single-support phase of gait initiation, GTS: Single-support phase of gait termination, GTB: Bipodal phase of gait termination, SSPG: Single-support phase of gait.

Tableau 5.11 : Level of significance of the Wilcoxon signed-rank tests and effect sizes (Pearson's r correlation coefficient) on tasks comparison.

Stability parameters		GI		GT		Bipodal		GIS vs. GTS		Single-support		SSPG vs. GTS	
		GIB vs. GIS	R	GTS vs. GTB	r	GIB vs. GTB	r	GIS vs. GTS	r	SSPG vs. GIS	r	SSPG vs. GTS	r
		<i>p</i> -value		<i>p</i> -value		<i>p</i> -value		<i>p</i> -value		<i>p</i> -value		<i>p</i> -value	
COM speed (m/s)	At MSF	0.002	0.88	0.002	0.88	0.028	0.63	0.034	0.61	0.005	0.82	0.071	0.52
COP-BOS distance (m)	At MSF	0.012	0.72	0.006	0.79	0.099	0.48	0.012	0.72	0.117	0.45	0.158	0.41
	At MDF	0.002	0.88	0.084	0.50	0.638	0.14	0.002	0.88	0.002	0.88	0.814	0.07
Vertical GRF (N)	At MDF	0.099	0.48	0.433	0.23	0.117	0.45	0.239	0.34	0.060	0.72	0.060	0.05
COM height (m)	At MDF	0.003	0.86	0.060	0.54	0.060	0.54	0.028	0.63	0.012	0.54	0.875	0.54

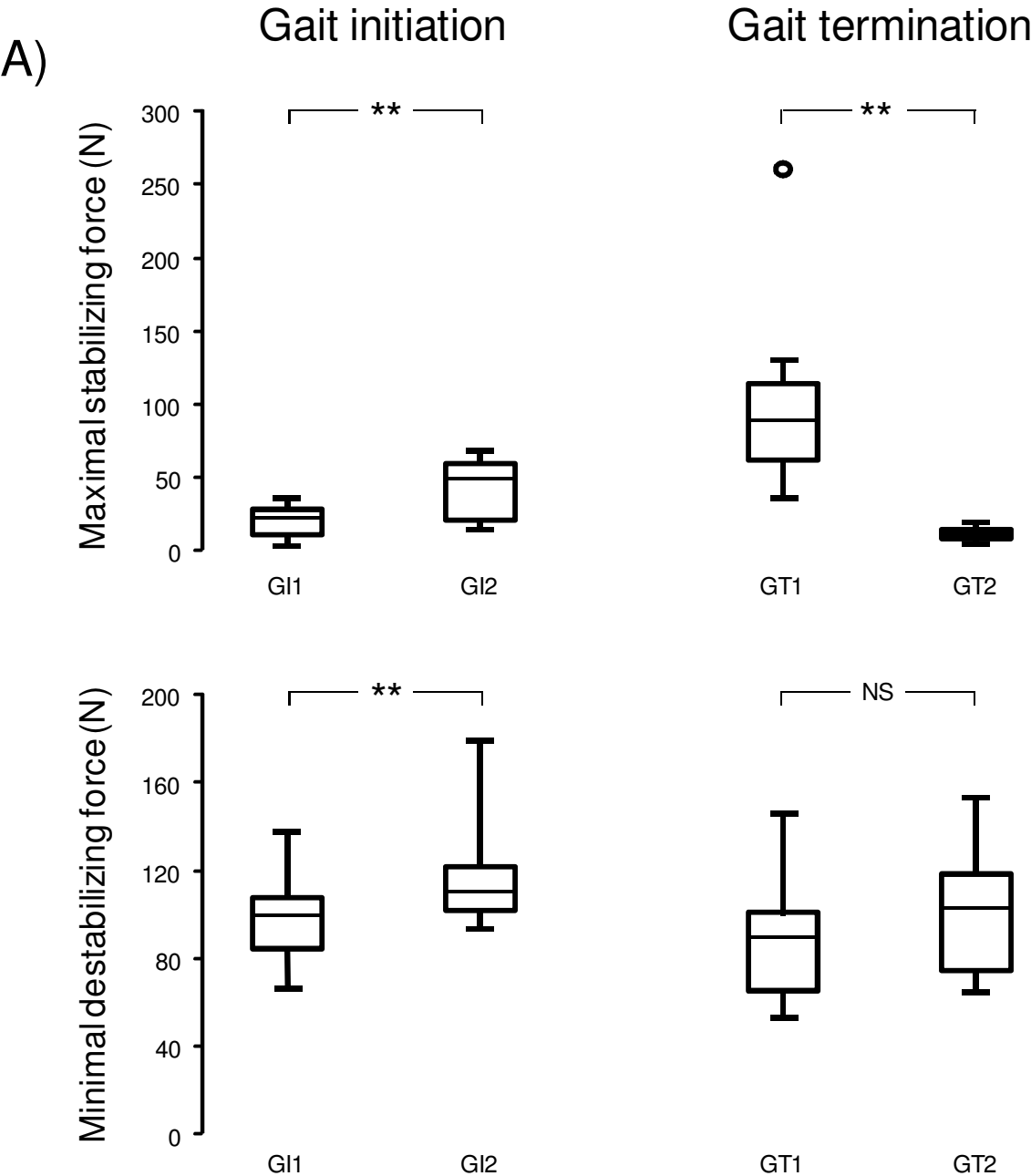
COM: Center of mass, COP: Center of pressure, BOS: Base of support, GRF: Ground reaction force, MSF: Maximal stabilizing force, MDF: Minimal destabilizing force, GI: Gait initiation, GT: Gait termination, GIB: Bipodal phase of gait initiation, GIS: Single-support phase of gait initiation, GTS: Single-support phase of gait termination, GTB: Bipodal phase of gait termination, SSPG: Single-support phase of gait.

Figure caption:

Figure 5.8: A) Comparison between the single support and the bipodal phases during gait initiation and termination on the maximal stabilizing force and the minimal destabilizing force. B) Comparison between gait initiation and termination on the bipodal phase and on the single-support phase, in this latter also with the single-support phase of constant gait. GI: Gait initiation, GT: Gait termination, GIB: bipodal phase of gait initiation, GIS: single-support phase of gait initiation, GTS: single-support phase of gait termination, GTB: bipodal phase of gait termination, SSPG: Single-support phase of gait, NS: not significant.

Figure 5.9: A) Profiles of the stabilizing force and its potential explanatory factors (COM speed and COP-BOS distance) during both phases of gait initiation and termination. B) Profiles of the destabilizing force and its potential explanatory factors (COP-BOS distance, vertical GRF, and COM height) during both phases of gait initiation and termination. GI: Gait initiation, GT: Gait termination, GIB: bipodal phase of gait initiation, GIS: single-support phase of gait initiation, GTS: single-support phase of gait termination, GTB: bipodal phase of gait termination, COM: Center of mass, COP: Center of pressure, GRF: Ground reaction force.

Figure 5.8 : Comparison between the single-support and bipodal phases of gait initiation and termination.



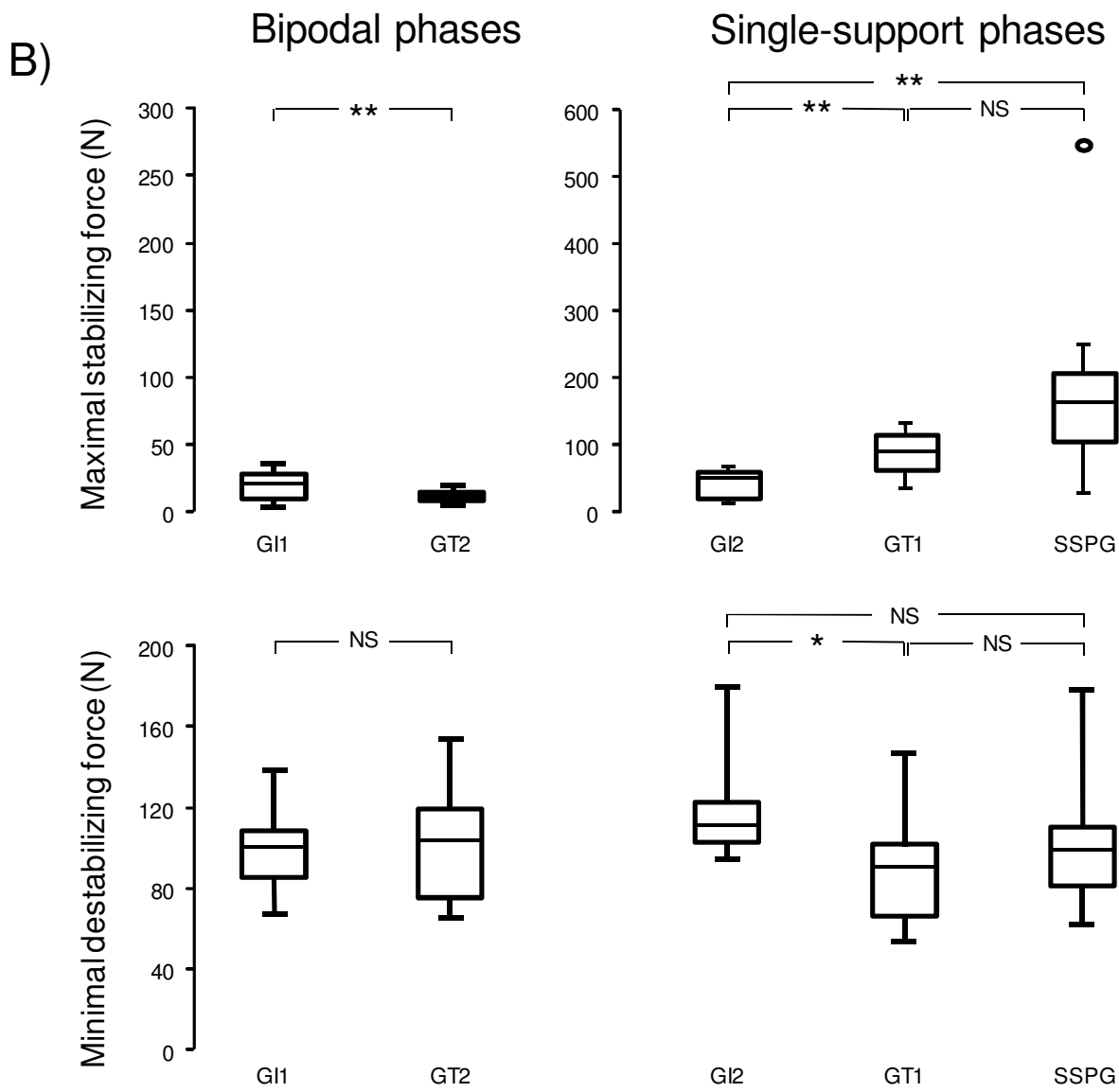
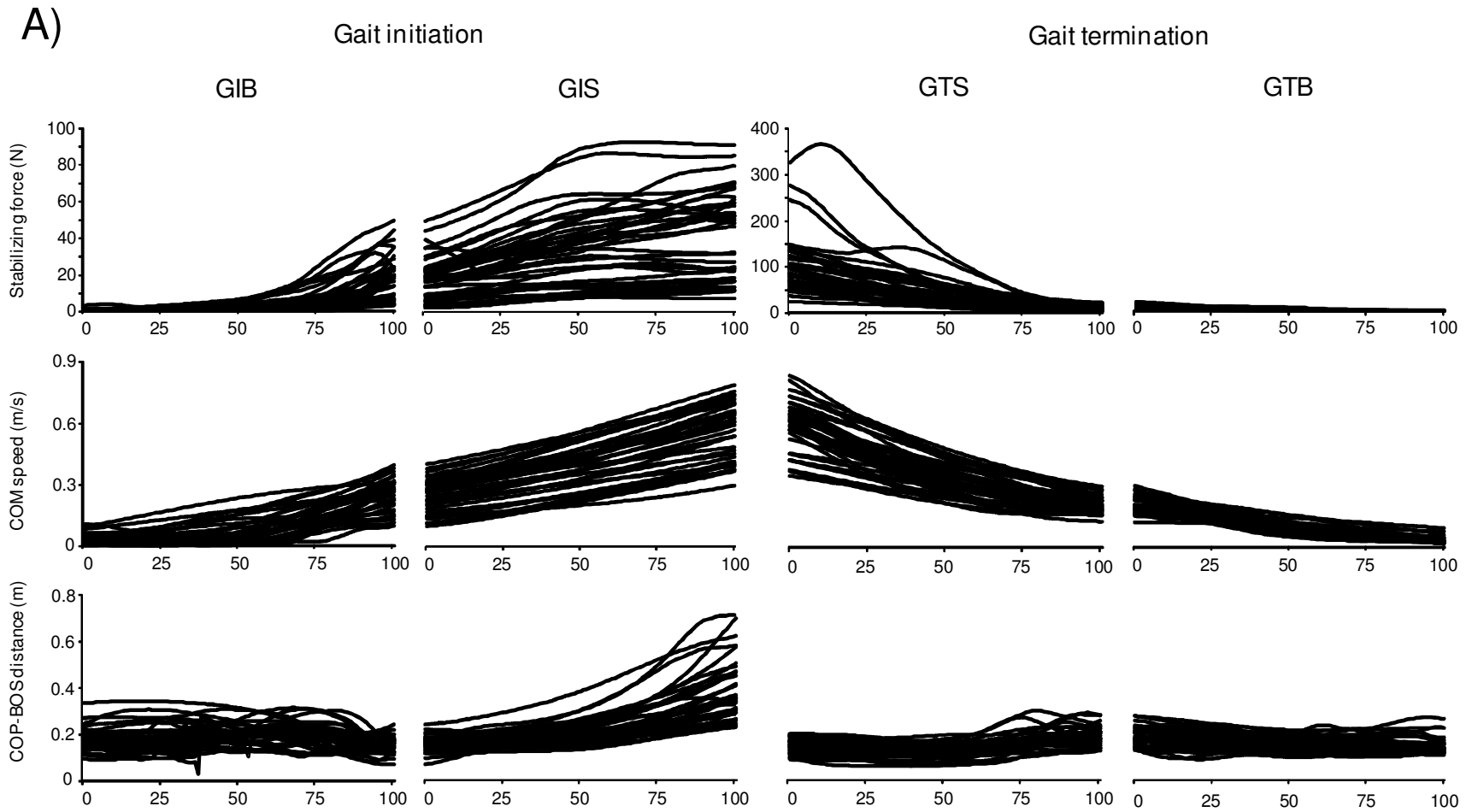


Figure 5.9: Profiles of the stabilizing and destabilizing forces and their potential explanatory factors.



B)

Gait initiation

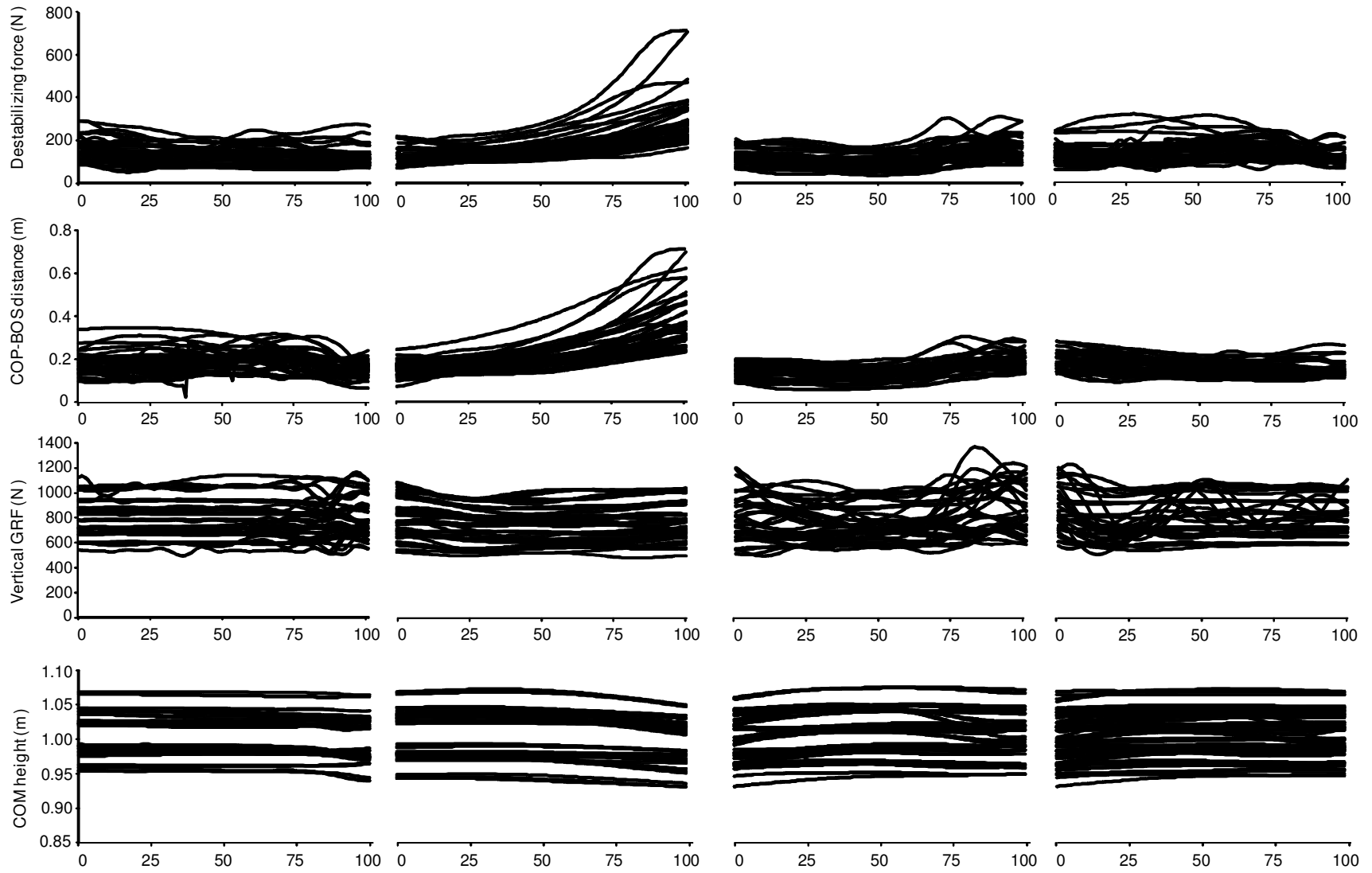
Gait termination

GIB

GIS

GTS

GTB



CHAPITRE 6: DISCUSSION GÉNÉRALE DES RÉSULTATS

Récupérer une marche fonctionnelle est une priorité pour les personnes ayant une LM (Ditunno et al., 2008). En conséquence, de nombreuses études ont porté sur les interventions destinées à améliorer les capacités locomotrices. Malgré son importance pour la réalisation de tâches fonctionnelles incluant la marche, très peu d'études se sont intéressées au contrôle postural des personnes ayant une LM. L'objectif général de cette thèse était donc de réaliser des études visant à augmenter les connaissances du contrôle postural des personnes ayant une LM traumatique capable de marcher (lésion de type D à l'échelle ASIA) en étudiant leur comportement lors de tâches quasi-statiques et dynamiques. Le contrôle postural a été évalué avec des évaluations biomécaniques réalisées en laboratoire et des évaluations cliniques.

Plusieurs éléments de discussion ont déjà été abordés dans les publications scientifiques consignées dans le chapitre précédent. Ils ne seront pas repris successivement dans cette section de la thèse mais plutôt intégrés pour établir des liens entre les divers articles et ainsi approfondir les connaissances sur le contrôle postural des personnes ayant une LM. Ainsi, dans un premier temps, cette section de la thèse présente et analyse les principaux résultats de la thèse. Puis, les implications potentielles de ces travaux sur la pratique clinique sont abordées. Enfin, les limites de ces travaux sont présentées de même que d'éventuelles pistes de recherche pour les projets futurs.

6.1 Synthèse des résultats de la thèse

6.1.1 Équilibre quasi-statique

La première étude a révélé que les personnes ayant une LM traumatique ont des difficultés d'équilibration yeux ouverts et fermés lorsqu'on les compare aux sujets en santé. Selon l'interprétation des mesures du COP par Prieto et al., le RMS du COP

indiquait un manque d'efficacité du système régissant le contrôle postural et la vitesse moyenne du COP montrait une augmentation de l'activité régulatrice lors de ces tâches, ce qui étaient mis en lumière pour la première fois pour les personnes ayant une LM traumatique (Prieto et al., 1996). Il s'agit d'une contribution importante puisqu'à notre connaissance, aucune étude n'avait analysé cet aspect du contrôle postural chez cette clientèle en utilisant une analyse du COP en laboratoire, les publications antérieures ne portant que chez des personnes atteintes de myélopathie cervicale (Nardone et al., 2008; Yoshikawa et al., 2008).

Toutefois, pendant la période où notre article était sous presse, un article a été publié sur le contrôle postural des personnes ayant une atteinte médullaire (Lee et al., 2012). Cet article est d'ailleurs décrit dans la recension des écrits. Ce groupe de chercheurs coréens a comparé l'équilibre quasi-statique de 10 individus atteints d'une LM (ils ne précisent pas si l'origine de la lésion est traumatique ou non traumatique) et 10 individus en santé sur le Tetrax®. Il s'agit d'un appareil, constitué de plateformes de forces, utilisé pour évaluer le contrôle postural debout quasi-statique à l'aide de différents indices (indices de stabilité, de distribution du poids de Fourier, de synchronisation et de chute) (Lee et al., 2012). Les auteurs concluent que le contrôle postural des personnes ayant une LM est diminué par rapport aux sujets en santé et qu'il est influencé par les déficits somatosensoriels et une compensation insuffisante des informations visuelles. Notre étude demeure par contre la première à utiliser des mesures traditionnelles du COP telles que définies par Prieto et al. (1996). Elle contribue à préciser que les observations de Lee et al (2012) s'appliquent à la clientèle ayant une LM traumatique.

La réduction du contrôle postural debout quasi-statique chez les personnes ayant une LM est certainement reliée aux déficits moteurs et sensitifs aux membres inférieurs qu'entraîne la lésion. L'influence de la perte sensitive sur le contrôle postural est appuyée, entre autres, par une étude qui a montré une augmentation de la vitesse et du déplacement antéropostérieur du COP en position debout yeux ouverts et fermés lorsque des individus en santé étaient privés de sensation aux pieds suite à un

blocage ischémique (Wang et Lin, 2008). Cette étude a également mis en évidence que l'atteinte du contrôle postural mesurée par le COP persistait lorsque la perte sensitive était partielle et que les informations visuelles et vestibulaires étaient disponibles. Précédemment à cette étude de Wang et al. (2008), un autre groupe de chercheurs (Meyer et al. 2004) avait également montré une augmentation de la vitesse et du déplacement du COP en antéropostérieur et en médiolatéral en position debout suite à une perte sensitive induite à la plante du pied (Meyer et al., 2004). La plupart des participants ayant une LM présentait une atteinte sensitive aux membres inférieurs, tel qu'on peut le constater au Tableau 4.3 (page 4-5) dans la méthodologie. Il est donc probable que la réduction du contrôle postural quasi-statique en position debout découle en partie de cette incapacité.

Par ailleurs, la plupart des participants ayant une LM présentaient également des atteintes motrices au niveau des membres inférieurs, comme indiqué au Tableau 4.3 (page 4-5). La moelle épinière contenant les principales voies motrices vers les membres et le tronc, une lésion médullaire est susceptible de les endommager, ce qui entraînera une diminution de force musculaire (Jacobs et Nash, 2004). Il est reconnu qu'une atteinte motrice peut limiter le contrôle postural en position debout. De façon plus spécifique, une faiblesse distale peut causer une augmentation du déplacement du COM en position debout quasi-statique, en particulier dans le plan antéro-postérieur, cette plus grande variabilité dans la position du COM reflétant une diminution du contrôle postural (Horlings et al., 2009; Horlings et al., 2008). Il est donc possible que la force musculaire puisse être explicative en partie de la diminution du contrôle postural observée en position debout. Il conviendrait donc de réaliser des études visant à déterminer à quel point les déficits sensitifs et moteurs contribuent à la diminution du contrôle postural debout et ce, en utilisant des évaluations motrices et sensibles plus élaborées que l'évaluation ASIA. Notamment, l'évaluation sensitive ASIA se concentre seulement sur le toucher léger et la piquûre alors que la proprioception n'est pas évaluée, bien que ce sens soit particulièrement adapté pour détecter les oscillations en position debout yeux ouverts (Fitzpatrick et McCloskey, 1994).

6.1.2 Intégration sensorielle

La première étude de la thèse révélait aussi une contribution plus élevée des informations visuelles chez nos participants avec LM par rapport aux sujets en santé d'âge comparable. Ces résultats concordent avec ceux des études de Lee et al. (2012) pour l'équilibre quasi-statique et ceux de van Hedel et al. (2005) lors de la marche. (Lee et al., 2012; van Hedel et al., 2005). Toutefois, contrairement à ces deux groupes de chercheurs, notre étude a utilisé le ratio de Romberg, tel que proposé par Azulay et al. (2002), pour mettre en évidence le rôle de la vision dans le contrôle postural. En comparant les conditions yeux ouverts et fermés, ce ratio permet de d'évaluer la contribution des informations visuelles, en particulier pour les tâches quasi-statiques sans changement de la base de support (Azulay et al., 2002). Dans notre étude, bien que le ratio ou la différence entre les conditions yeux ouverts et fermés indiquent que les personnes ayant une LM ont une contribution augmentée des informations visuelles par rapport aux personnes en santé, il est préférable d'utiliser le ratio pour bien comparer les deux groupes. En effet, le rapport de deux conditions est une entité dénuée d'unité, contrairement à la différence, et donc indépendante des différences de capacités entre les groupes.

Il est à noter que bien qu'elle puisse être une compensation pour la perte sensitive, tel qu'avancé par Lee et al. (2012), la contribution plus élevée des informations visuelles ne semble pas compenser totalement la perte sensitive. En effet, les niveaux d'association entre les ratios de Romberg sur les mesures du COP et le mini BESTest montraient que plus l'utilisation des informations visuelles est élevée, plus le contrôle postural debout est diminué. Il sera donc opportun en réadaptation de viser à normaliser l'intégration sensorielle chez cette clientèle. De plus, ces résultats indiquent que les personnes ayant une LM ne semblent pas adapter leurs stratégies motrices pour réduire les déplacements du COP lorsqu'ils ferment les yeux, en cocontractant leurs muscles par exemple. L'enregistrement des contractions musculaires par électromyographie pourrait faire l'objet de futurs travaux de recherche visant à déterminer comment les synergies motrices varient lors de ces deux conditions expérimentales.

Le test des limites de stabilité multidirectionnelle facilite l'utilisation des informations visuelles intactes en affichant à l'écran la position du COP (Gauthier et al., 2013; Gauthier et al., 2012). Cette rétroaction pourrait en partie expliquer l'absence de différence sur leur COP_{max} entre les deux groupes pour 7 des 8 directions évaluées. Le COP_{max} représente la distance maximale franchie par le COP dans une direction donnée. L'utilisation d'une rétroaction visuelle pourrait donc permettre aux personnes ayant une LM d'améliorer leur performance et de la rendre comparable à celle de personnes en santé en compensant pour les déficits somatosensoriels résiduels. Cette idée concorde avec les résultats de deux études qui montrent qu'une rétroaction visuelle du COP ajoutée à un programme d'exercices est efficace pour améliorer le contrôle postural de personnes ayant une LM (Sayenko et al., 2010; Tamburella et al., 2013). Il est avancé que ce type d'exercices facilite le développement de nouvelles stratégies motrices, favorise l'intégration sensorielle et améliore directement les propriétés des muscles impliqués dans les stratégies motrices (Sayenko et al., 2010). L'intégration sensorielle étant définie comme le processus d'équilibration des différentes sources d'informations sensorielles pour maximiser le contrôle postural, il appert que ces exercices tentent d'améliorer le contrôle postural en maximisant l'apport des informations sensorielles intactes provenant de la vision. Cependant, cette approche encourage aussi les individus à compenser pour les déficits somatosensoriels plutôt que de tenter d'améliorer l'utilisation de ces informations.

6.1.3 Liens entre le contrôle postural quasi-statique vs dynamique

La seconde étude de la thèse a démontré l'absence d'association entre le contrôle postural quasi-statique et dynamique, ce qui est en accord avec la majorité des études portant sur ces deux types de contrôle postural (quasi-statique et dynamique). Entre autres, les résultats d'une étude précédente effectuée à l'aide du Balance Master chez les personnes avec une LM traumatique a montré une association faible entre les tests quasi-statiques yeux ouverts et fermés d'une part et le test des limites de stabilité d'autre part (Lemay et Nadeau, 2012). Cependant, nos résultats sont importants parce que quelques limites ont été rapportées pour le Balance Master. Tel

que noté à la figure 2.7 (page 2-31), les mesures du COG ne sont pas rapportées directement : la performance est plutôt mesurée en termes de limites de stabilité, qui sont définies à l'aide de normes sur une population en santé. Or, il est connu que les limites de stabilité en postérieur telles que définies par l'appareil excéderaient les capacités de 40% des personnes en santé (Brouwer et al., 1998). Cette façon indirecte de rapporter la position du COG est susceptible d'introduire des biais dans la mesure des limites de stabilité compromettant ses qualités métrologiques et diminuant la robustesse des résultats (Brouwer et al., 1998). Le second article de la thèse a donc permis de confirmer avec une méthodologie rigoureuse l'absence de liens entre le contrôle postural quasi-statique et dynamique à partir de mesures directes du COP.

L'étude du contrôle postural peut être faite avec différents paramètres. Dans notre étude, nous avons choisi d'utiliser des mesures du COP pour comparer les deux types de tâches (quasi-statique et dynamique). Certaines études dont celle de Abe et al. (2010) soulignent l'avantage d'utiliser une analyse des fluctuations redressées sur l'accélération du COM pour regarder les liens entre le contrôle postural quasi-statique lors de la station debout et le contrôle postural dynamique lors de la marche (Abe et al., 2010). Ainsi, ces derniers auteurs ont pu démontrer la présence d'une corrélation significative entre ces tâches, ce qui suggère que les contrôles posturaux quasi-statique et dynamique partagent certaines caractéristiques communes. Il serait donc intéressant d'utiliser ce type d'analyse sur nos données de laboratoire pour évaluer si cette relation existe également chez les personnes ayant une LM.

6.1.4 Modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes

6.1.4.1 Facteurs explicatifs des forces stabilisantes et déstabilisantes durant des tâches locomotrices

Les deux dernières études de la thèse portaient sur l'évaluation du contrôle postural à l'aide du modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes lors de l'initiation et de l'arrêt de la marche, de même que lors de la phase unipodale de la marche naturelle à vitesse constante. Ces tâches ont été choisies pour leurs exigences sur le contrôle

postural. En effet, la phase unipodale de la marche naturelle implique de contrôler le déplacement du COM au-dessus d'une base de support restreinte. Cette phase a été montrée comme étant la plus exigeante lors de la marche du point de vue de contrôle postural lorsqu'évaluée par les forces stabilisantes et déstabilisantes chez des adultes en santé et des personnes âgées (Duclos et al., 2009). Par ailleurs les départs et arrêts de la marche impliquent une transition entre une phase bipodale relativement stable et une phase plus dynamique unipodale, ce qui constitue un défi pour le contrôle du COP et du COM. (Chang et Krebs, 1999; Halliday et al., 1998; Jian et al., 1993; van Keeken et al., 2013; Viton et al., 2000). Des fonctions sensorimotrices intactes étant nécessaires pour que le contrôle du COM et du COP soit optimal lors de ces tâches, il était attendu que ces paramètres allaient être modifiés lors du démarrage et de l'arrêt de la marche chez des individus ayant une LM (Mickelborough et al., 2004; Remelius et al., 2008; Sparrow et Tirosh, 2005).

Les résultats de nos études ont indiqué que les individus ayant une LM avaient tendance à compenser leurs atteintes sensorimotrices en utilisant des stratégies augmentant leur stabilité lors de ces tâches. Ainsi lors de la phase unipodale de la marche, leurs forces stabilisantes étaient inférieures et leurs forces déstabilisantes supérieures à celles des personnes en santé. Il est à noter que la force déstabilisante des individus ayant une LM était toujours supérieure à celle des individus en santé, même lorsque ces groupes étaient appariés à la vitesse de marche. Ceci traduit la présence de stratégies pour augmenter la stabilité, même chez les individus présentant une meilleure récupération de la marche. Ces compensations étaient également présentes lors de la phase unipodale des départs et arrêts de la marche des personnes ayant une LM. En effet, la vitesse du COM, qui est le principal déterminant de la force stabilisante, était inférieure aux valeurs retrouvées dans la littérature pour des personnes en santé. Une vitesse moindre du COM entraîne une diminution de la force nécessaire pour stabiliser le sujet lors de la tâche.

Ces deux études de la thèse tentaient également d'identifier des facteurs explicatifs des forces stabilisantes et déstabilisantes. Les analyses de régression de l'étude portant sur la phase unipodale de la marche et l'analyse visuelle des profils des

forces lors des départs et arrêts de la marche indiquaient que la force stabilisante était principalement déterminée par la vitesse du COM alors que la force déstabilisante était particulièrement influencée par la distance entre le COP et la base de support. Bien que ces résultats puissent apparaître comme non surprenants étant donné que ces facteurs sont inclus dans les équations des forces, d'autres facteurs variant durant les tâches évaluées font également parti de l'équation des forces. Il convenait donc de faire ressortir ceux déterminant les forces de manière plus prépondérante. Par ailleurs, ces études confirmaient d'ailleurs ce qui était avancé dans une étude antérieure portant chez des personnes en santé (Duclos et al., 2013). Les études 3 et 4 de la thèse étaient donc les premières à décrire, chez des personnes ayant une LM, le comportement des composantes posturales et dynamiques lors de différentes tâches en utilisant le modèle des forces déstabilisante et stabilisante proposé par Duclos et al, (2009).

Le profil de la force stabilisante était relativement similaire à celui de la vitesse du COM lors de l'étude sur les départs et arrêts de la marche. Cependant, ces mêmes profils différaient sensiblement lors de l'étude portant sur la marche. En effet, durant la phase unipodale de la marche, plusieurs essais montraient un profil de la force stabilisante ayant l'apparence d'une cloche alors que la vitesse du COM était beaucoup plus linéaire (Figure 5.6). Ceci s'explique en partie par le fait que la vitesse du COM lors de la marche est relativement constante alors que la force stabilisante varie aussi en fonction de la distance entre le COP et la BOS qui elle se modifie constamment lors de cette tâche. En effet, le COP se déplace principalement d'arrière vers l'avant le long du pied en appui lors de la phase unipodale pendant que la dimension de la BOS potentielle varie en fonction de la position du pied oscillant. Cependant, il demeure que le moment où la force stabilisante est à son maximum lors de la phase unipodale de la marche s'explique davantage par la vitesse du COM que la distance entre le COP et la BOS tel que le révèle l'analyse de régression conduite dans la troisième étude de la thèse.

6.1.4.2 Éléments appuyant la validité du modèle de l'équilibre dynamique

Le modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes est une approche intéressante pour évaluer l'équilibre dynamique. Certaines données des études réalisées permettent d'en appuyer l'utilisation auprès de clientèles ayant des atteintes sensorimotrices. Les résultats des études sur la marche naturelle ainsi que sur l'initiation et l'arrêt de la marche semblent supporter la validité de construit et de contenu de ce modèle pour étudier les tâches dynamiques (Jewell et Jewell, 2011; Streiner et Norman, 2003). En effet, la validité de construit est supportée par le fait que le modèle distingue les performances de personnes ayant une LM de celles de personnes en santé lors de la marche naturelle. La validité de contenu est supportée par le fait que les deux composantes du modèle sont complémentaires puisqu'elles évaluent des caractéristiques distinctes du contrôle postural. Par exemple, les deux sous-groupes appariés à la vitesse de marche ne se distinguaient que sur la force déstabilisante. En outre, la force stabilisante s'est avérée supérieure à la force déstabilisante pour distinguer les phases unipodale et bipodale des départs et arrêts de la marche. La force déstabilisante arrivait à différencier les phases unipodales des départs et arrêts de la marche de même que les phases unipodale et bipodale de l'initiation de la marche alors que la force stabilisante pouvait différencier l'ensemble de ces tâches.

La validité du modèle semble également supportée par une étude de Lee et al. (2011) portant sur le contrôle postural à la marche d'individus ayant une myélopathie cervicale. Les auteurs indiquent que leurs participants compensent la diminution du contrôle postural notamment en réduisant la vitesse de marche et en augmentant la largeur des pas (Lee et al., 2011). Or, ces deux facteurs, vitesse et largeur de pas, sont des variables qui correspondent aux facteurs explicatifs principaux des forces stabilisantes et déstabilisantes, soit la vitesse du COM et la distance entre le COP et la base de support. Marcher moins rapidement se traduit nécessairement par une diminution dans la vitesse du COM et donc par une diminution de la force stabilisante. De même, augmenter la largeur des pas élargit la base de support en médiolatéral, ce qui laisse supposer que la distance entre le COP et la base de

support sera plus grande. Suite à ces modifications, la force stabilisante devrait diminuer et la force déstabilisante devrait augmenter, rendant les participants plus stables. Ces modifications de la marche observées chez les participants ayant une LM améliorent le contrôle postural et s'arriment bien avec les bases du modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes, ce qui tend à supporter sa validité.

6.1.4.3 Comparaison du modèle de Duclos avec le modèle de Hof

D'autres modèles existent pour évaluer le contrôle postural dynamique. L'un des modèles les plus utilisés lors de la marche est le modèle de Hof (Hof, 2008; Hof et al., 2005). Celui-ci est basé sur les travaux de Pai et Patton qui indiquaient que la position et la vitesse du COM par rapport à la base de support doivent être considérées pour évaluer le contrôle postural dynamique (Pai et Patton, 1997). En effet, il est connu que même si le COM se retrouve en dehors de la base de support, la stabilité est maintenue si sa vitesse est dirigée vers l'intérieur de la base de support. La mesure principale du contrôle postural dérivée de ces notions et utilisée dans la plupart des publications est la marge de stabilité, soit la distance entre la base de support et le COM extrapolé qui tient compte de la vitesse de ce dernier (Hof et al., 2005). Cette marge de stabilité doit être positive pour assurer la stabilité, une marge négative nécessitant une correction de la base de support pour éviter de chuter (Rosenblatt et Grabiner, 2010).

Or, la plupart des études indiquent que la marge de stabilité en médiolatéral demeure relativement stable peu importe la condition d'un individu ou la difficulté des tâches effectuées. Par exemple, lors de l'initiation de la marche à trois vitesses différentes, Caderby et al. (2013) rapportent une absence de différence significative entre les marges de stabilité médiolatérales de ces trois conditions lors du contact du talon suivant le premier pas (Caderby et al., 2013). De même, Hak et al. (2013b) n'ont pas trouvé de différences entre les marges de stabilité médiolatérales minimales d'individus ayant subi un AVC et celles d'individus en santé lors de la marche (Hak et al., 2013b). Les résultats sur les marges de stabilité pourraient différer en antéropostérieur selon la présence ou non d'atteintes neurologiques (Stegemoller et

al., 2012) ou en présence de perturbation lors de la marche (Hak et al., 2012; Hak et al., 2013b; Young et al., 2012). Toutefois, il semble que les marges varient en fonction de l'importance de la perturbation. Lorsque celles-ci sont moins importantes (Hak et al., 2013a), la marge de stabilité est peu modifiée. De par son comportement, il semble donc que le système nerveux ait intérêt à garder les marges de stabilité relativement invariable dans le plan médiolatéral de façon à éviter les pertes d'équilibre, notamment en variant la largeur des pas (Rosenblatt et Grabiner, 2010; Young et Dingwell, 2012). En ce sens, la marge de stabilité comme mesure du contrôle postural présente une validité discriminante limitée puisqu'elle varie peu dans certaines conditions expérimentales.

À l'inverse des marges de stabilité, les forces stabilisantes et déstabilisantes varient en fonction de la condition des individus et des tâches qu'ils réalisent. Nous avons pu ainsi démontrer la capacité du modèle à discriminer la performance d'individus ayant une LM de personnes en santé ou encore les exigences posturales et dynamiques des phases unipodales et bipodales de l'initiation et de l'arrêt de la marche. Plus spécifiquement, comme marcher à différentes vitesses influence directement la force stabilisante puisque la vitesse du COM est un déterminant majeur de cette force, il est probable que débuter la marche à différentes vitesses se traduira par des différences de la force stabilisante, contrairement à ce que Caderby et al. ont trouvé pour les marges de stabilité médiolatérales (Caderby et al., 2013). De même, la force déstabilisante varie aussi selon les atteintes des individus et les tâches effectuées. Ainsi on retrouvait une différence de force déstabilisante entre les individus ayant une LM et ceux en santé lors de la marche naturelle et ce même s'ils étaient appariés à la vitesse. Une différence était également présente sur cette force entre la phase unipodale de l'initiation et l'arrêt de la marche. Le modèle semble donc propice pour caractériser le contrôle postural dans plusieurs situations.

La largeur de la base de support est associée à la force déstabilisante puisque celle-ci est en partie déterminée par la distance entre le COP et la base de support. On rapporte d'ailleurs un élargissement de la base de support en médiolatéral chez des

personnes ayant une LM par rapport à des individus en santé en parallèle avec une diminution de leur contrôle postural (Day et al., 2012). Cependant, l'analyse de la largeur de la base de support durant la marche n'a pas été conduite dans nos études pour vérifier cette hypothèse. Il faut préciser que plusieurs études utilisant la marge de stabilité pour mesurer le contrôle postural dynamique caractérisent aussi la largeur des pas pour faire ressortir les différences dans les capacités d'équilibration d'individus ayant des capacités variées ou effectuant des tâches différentes (Caderby et al., 2013; Hak et al., 2013b; MacLellan et Patla, 2006).

Somme toute, le modèle semble pertinent pour établir des différences entre les individus quant à leurs capacités d'équilibration et pour déterminer l'exigence dynamique et posturale de différentes tâches, présentant ainsi certains avantages par rapport au modèle de Hof.

6.2 Contribution à la pratique clinique

Malgré que nos travaux de recherche ait été conduit principalement en laboratoire, les données probantes provenant de ceux-ci mènent à formuler certaines suggestions sur les pratiques à privilégier en clinique. Nous aborderons dans les prochains paragraphes quatre éléments découlant de nos travaux.

6.2.1 Évaluer de façon exhaustive le contrôle postural debout en clinique

Le contrôle postural se divise en plusieurs composantes telles que les contraintes biomécaniques, les limites de stabilité, la perception de la verticale, les ajustements posturaux anticipatoires, les réponses posturales aux perturbations externes, l'intégration sensorielle et la stabilité lors de la marche (Horak, 2006; Horak et al., 2009). Les études incluses dans cette thèse, en complémentarité avec d'autres études publiées dans ce domaine, indiquent que plusieurs de ces composantes sont atteintes suivant une LM. La station debout quasi-statique et dynamique, la marche naturelle, l'initiation et l'arrêt de la marche sont tous caractérisés par une diminution du contrôle postural chez cette population. En outre, l'intégration sensorielle semble être sous-optimale, comme le démontre la contribution plus élevée des informations

visuelles pour maintenir station debout. Ces résultats montrent la nécessité d'évaluer toutes ces composantes pour avoir un portrait complet de la situation. Or le principal outil validé en clinique, l'échelle de Berg, présente une validité de contenu limitée puisqu'il n'évalue pas exhaustivement ces tâches. En outre, comme en témoigne le tableau 4.3 (page 4-5) dans le chapitre portant sur les résultats, l'échelle de Berg souffre d'un effet plafond important chez les individus ayant une lésion incomplète (AIS D).

Une alternative pourrait être le BESTest puisqu'il inclut des épreuves évaluant diverses tâches locomotrices dont les arrêts et départs qui sont inclus dans la tâche du Timed up and go. Une des versions abrégées du BESTest, le mini BESTest, a été intégrée dans la première étude de la thèse. Nous avons montré une association significative entre le score sur cette échelle et le ratio de Romberg pour deux des trois mesures du COP. Le mini BESTest pourrait éliminer le problème de l'effet plafond observé avec l'échelle de Berg puisqu'il comprend des épreuves plus difficiles. D'ailleurs, aucun de nos participants n'a obtenu le score maximal (page 4-5; Tableau 4.3) et la moyenne de 19.2/32 se situait même sous les valeurs normatives récemment publiées pour les personnes âgées de 80 à 89 ans (19.6/32). Cette comparaison montre d'ailleurs bien la diminution du contrôle postural debout chez les personnes ayant une LM. Le mini BESTest semble donc intéressant pour évaluer cliniquement le contrôle postural mais il doit être soumis à des tests de validation avant d'en recommander l'utilisation auprès des personnes ayant une LM.

Le Balance Master est un appareil évaluant des dimensions du contrôle postural similaires à celles évaluées dans cette thèse. Il peut être utilisé pour évaluer l'équilibre quasi-statique yeux ouverts et fermés, l'intégration sensorielle et les limites de stabilité. L'applicabilité clinique de cet appareil est très élevée en comparaison à une évaluation en laboratoire, notamment en ce qui concerne l'interprétation des résultats, ce qui s'obtient dès que le test est complété. Les qualités métrologiques de certains des tests de cet appareil ont fait l'objet d'une étude qui montre une validité concurrente élevée pour le test des limites de stabilité. Les résultats à ce test étaient

fortement associés à la vitesse de marche naturelle et à l'échelle de Berg (Lemay et Nadeau, 2012).

Développé par des experts américains œuvrant en réadaptation auprès de personnes ayant une LM, le Activity-based Balance Level Evaluation (ABLE scale) est un nouvel instrument évaluant le contrôle postural (Ardolino, 2010). Des épreuves ont été sélectionnées à partir d'un consensus d'experts (technique Delphi) pour leur pertinence à évaluer le contrôle postural spécifiquement pour cette population. L'échelle comprend 28 épreuves évaluant l'équilibre assis, debout et à la marche, ce qui en fait une évaluation ayant potentiellement une validité de contenu supérieure à l'échelle de Berg et contenant des tâches couvrant la plupart des épreuves indiquées précédemment comme pouvant être atteintes chez des personnes ayant une LM. Cependant, une redondance dans les épreuves serait présente et une réécriture de certains items est suggérée pour améliorer l'outil. L'utilisation de cet instrument pourra donc être recommandée lorsque ces limites seront corrigées.

6.2.2 Améliorer le contrôle du COP

Comme le démontre le test des limites de stabilité multidirectionnelle, les individus ayant une LM présentent une difficulté à diriger précisément leur COP dans une direction indiquée. Le contrôle limité du COP pourrait également expliquer le fait que la distance entre celui-ci et la base de support est augmentée lors de la phase unipodale de la marche afin de préserver le contrôle postural. Ainsi, il serait approprié de réaliser en clinique des exercices visant spécifiquement à améliorer la précision des déplacements du COM dans plusieurs directions, considérant que deux études rapportent une amélioration du contrôle postural quasi-statique et dynamique suite à un programme d'exercices avec feedback visuel dont certains nécessitaient un contrôle précis du COP (Sayenko et al., 2010; Tamburella et al., 2013). Toutefois, comme ces études ne comportaient pas de mesure évaluant la précision des mouvements du COP, d'autres études sont nécessaires avant de pouvoir statuer sur l'efficacité de ces exercices pour améliorer cet aspect. Différents appareils et consoles de jeu, tels que la Wii Fit, comprennent également des activités où un

contrôle précis du COP est requis pour réussir une tâche. Même si ce genre d'activité stimulerait moins le contrôle postural que la marche naturelle (Duclos et al., 2012), il serait intéressant de voir l'impact de ce genre d'exercices sur le contrôle du COP.

6.2.3 Favoriser la normalisation de l'intégration sensorielle

La station debout des adultes en santé dépend principalement des informations proprioceptives et ce à hauteur estimée de 70% (Horak, 2009; Peterka, 2002). Tous les participants ayant une LM et évalués pour les besoins des études incluses dans cette thèse présentaient un certain degré de perception de ces informations aux membres inférieurs tel que révélé par l'évaluation ASIA (Tableau 4.3, page 4-5). La présence d'une contribution plus élevée des informations visuelles chez ces individus mène à penser qu'il serait préférable de privilégier les exercices normalisant l'intégration sensorielle. Or, les études visant l'amélioration du contrôle postural debout chez cette clientèle comprennent soit des exercices très généraux (Fritz et al., 2011; Harkema et al., 2011) ou encore une rétroaction sur un écran encourageant l'utilisation des informations visuelles (Sayenko et al., 2010; Tamburella et al., 2013). Bien que ces programmes améliorent le contrôle postural debout, il serait pertinent d'explorer d'autres exercices privilégiant l'utilisation des informations somatosensorielles résiduelles. Par exemple, un programme d'exercices réalisés sans vision s'est montré supérieur pour améliorer l'intégration sensorielle et diminuer la dépendance visuelle par rapport à un même programme d'exercices réalisés yeux ouverts chez un groupe de personnes ayant subi un accident vasculaire cérébral (Bonan et al., 2004b). Des exercices brouillant ou éliminant les informations visuelles seraient donc susceptibles d'optimiser l'intégration des informations somatosensorielles résiduelles chez des individus ayant une LM et devraient en conséquence être privilégiés.

6.2.4 Paramètres à varier pour améliorer le contrôle postural dynamique

Le modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes montre que la vitesse du COM et la distance entre le COP et les limites de la base de support sont des variables que les individus ayant une LM manipulent pour établir leur contrôle postural. En

conséquence, l'initiation et l'arrêt de la marche de même que la marche naturelle devraient se faire à une vitesse supérieure à celle prévalant habituellement de façon à stimuler la composante dynamique du contrôle postural. Par exemple, le tapis roulant avec harnais peut être utilisé pour amener la vitesse de marche au-delà de la zone de confort. De même, initier ou arrêter la marche, en descendant une pente par exemple, peut augmenter le niveau de difficulté pour contrôler la vitesse du COM, en particulier lors de l'arrêt qui comprend une phase unipodale très exigeante du point de vue du contrôle postural. Par ailleurs, la distance entre le COP et la base de support étant augmentée chez les personnes ayant une LM, on veillera à ce que ces tâches puissent se réaliser avec une base de support plus étroite en médiolatéral, en marchant en tandem par exemple, ce qui stimulera davantage la composante posturale en diminuant la distance entre le COP et les limites de la base de support.

6.3 Limites des travaux

Pour terminer cette discussion, il est important de faire état des limites des présents travaux. Elles permettront de suggérer des pistes pour de futurs travaux de recherche. Chacun des articles présentait déjà quelques limites méthodologiques. Trois autres sont décrites dans cette section.

6.3.1 Limites associées aux qualités métrologiques des tests utilisés

Trois des quatre études sont basées sur des évaluations en laboratoire récemment développées. Même si le test des limites de stabilité multidirectionnelle et le modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes se sont avérés utiles pour détecter les particularités du contrôle postural des personnes ayant une LM, les qualités métrologiques de ces tests sont pour l'instant peu élaborées. Par exemple, la validité concurrente n'a pas été établie avec des évaluations cliniques du contrôle postural telles que l'échelle de Berg. Deux éléments ont limité l'exploration de ce type de validité. D'une part, bien que l'échelle de Berg ait été utilisée pour la plupart des participants ayant une LM, 13 sujets ont obtenu le score maximal, rappelant l'effet plafond de cette échelle. Cet effet limitait l'interprétation des corrélations pouvant être extraites. Par ailleurs, il aurait été souhaitable d'évaluer un plus grand nombre de

participants avec des capacités plus diversifiées pour mieux analyser les liens entre les évaluations cliniques et celles effectuées au laboratoire. Or, la quantification du contrôle postural avec le modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes requiert une évaluation complète de la cinématique et de la cinétique. Le temps requis pour réaliser ce type d'évaluation est considérable (~ 1 heure). Certains patients pourraient ne pas la tolérer même avec des périodes de repos ou même ne pas pouvoir se libérer pour une période aussi longue en réadaptation intensive.

6.3.2 Limites méthodologiques

La performance lors du test des limites de stabilité multidirectionnelles était évaluée à l'aide de deux mesures de résultats, soit le COP_{max} et le COP_{length} . Ces mesures quantifiaient respectivement la distance maximale franchie par le COP dans une direction donnée et la longueur du trajet du COP pour atteindre cette distance maximale. Ces mesures ont permis de comparer les performances des personnes ayant une LM à ceux en santé et d'en ressortir les principales différences. Cependant, il est à noter que la distance maximale et la longueur franchie n'ont pas été exprimées en fonction de la base de support comme rapporté dans les études de Gauthier et al. (2012-2013). Dans ces études portant sur le contrôle postural assis des personnes ayant une LM, la performance a notamment été quantifiée par un indice de stabilité faisant le rapport entre le COP_{max} dans une direction sur la distance pour atteindre la limite de la base de support dans cette même direction (Gauthier et al., 2013; Gauthier et al., 2012). Des différences méthodologiques entre l'évaluation des personnes ayant une LM et celle des personnes en santé ne permettaient pas de comparer la base de support de ces groupes car celle-ci a été déterminée précisément seulement chez les personnes ayant une LM.

Il est à noter que trente (30) essais des deux groupes ont été retirés de l'analyse lors du test des limites de stabilité multidirectionnelle, soit 17 pour le groupe des personnes ayant une LM et 13 dans le groupe de personnes en santé. Bien que ce nombre puisse sembler être élevé, il ne constitue que 6% du nombre total d'essais analysés. En outre, ces essais exclus n'étaient pas été concentrés que dans un seul

groupe, ce qui limite l'impact que cela aurait pu avoir sur les résultats. Bien que ces essais retirés indiquaient une diminution de contrôle postural, ceux-ci ont du être exclus pour deux raisons. Dans la plupart des cas, le COP ne se dirigeait pas dans la bonne direction, soit à l'intérieur d'un angle de 25° par rapport à la direction demandée, ce qui diminuait les valeurs du COP_{max} enregistrés. Par ailleurs lorsque la personne perdait l'équilibre et décollait les talons par exemple, l'essai se traduisait par une augmentation du COP_{max} , indiquant une meilleure performance, ce qui aurait faussé les résultats. En somme l'exclusion de certains essais était nécessaire pour améliorer la validité de notre analyse.

L'interprétation des résultats obtenus lors des différentes études est limitée parce qu'aucun enregistrement électromyographique n'a été fait sur les différents participants. En effet, différentes stratégies motrices impliquant les muscles du tronc et des membres inférieurs sont à l'œuvre pour s'équilibrer, ce qui peut s'identifier par électromyographie (Torres-Oviedo et Ting, 2007). Ainsi, il n'a pas été possible d'identifier quelles stratégies motrices étaient à l'œuvre lors des différentes tâches évaluées ni comment ces stratégies différaient entre les groupes ou étaient explicatives de leur contrôle postural.

Dans cette thèse, le contrôle postural a été étudié lors de la phase unipodale de la marche. Même si les résultats se sont avérés très intéressants, il faudra dans les études futures considérer le contrôle postural dans les autres phases de la marche. Dans notre étude, cela n'a pas été fait parce que ceci aurait nécessité que tous les participants puissent poser chaque pied sur une plateforme différente lors d'un même cycle de marche. Ceci était impossible pour certains participants étant donné la disposition des plateformes du laboratoire qui est optimale pour capter un cycle de marche chez des sujets ayant une longueur de pas normale, ce qui n'était pas le cas pour certains participants ayant une LM. Ainsi, il n'a pas été possible de vérifier comment les forces stabilisantes et déstabilisantes se comportent tout au long de la marche et comment ils diffèrent entre les deux groupes évalués. De même, nous n'avons pas pu capter les forces de réaction du sol lors de la phase unipodale du

premier pied ayant quitté la plaque lors de l'initiation de la marche pour toutes les personnes et ce pour la même raison citée antérieurement. L'enregistrement de ces données supplémentaires lors de l'initiation et de l'arrêt aurait notamment permis de mieux comparer la performance de personnes ayant une LM à celle provenant d'autres populations rapportées dans la littérature puisque plusieurs mesures relatives au contrôle postural et à la performance sont effectuées lors de cette phase unipodale (Jian et al., 1993).

Pour compléter l'analyse de la marche entre les deux groupes, il aurait été intéressant d'analyser la marche à vitesse maximale. Ceci aurait notamment permis de vérifier si les deux sous-groupes ajustés à la vitesse de marche ont toujours des forces stabilisantes comparables. Cette tâche expérimentale supplémentaire n'a pu être évaluée étant donné le nombre de tâches incluses durant la collecte en laboratoire et l'endurance limitée de certains participants ayant une LM.

6.3.3 Généralisation des études

La validité externe de ces résultats est limitée par le type de participants qui ont été recrutés. L'étude ne comportait que des individus ayant une LM traumatique incomplète de type AIS D, ce qui limite les inférences pouvant être faites pour les autres types de lésion. De même, comme tous les participants pouvaient marcher de façon autonome, avec ou sans aides techniques, les résultats ne permettent pas de prédire la performance des individus possédant des capacités ambulatoires inférieures. Toutefois, il est attendu que les résultats aux tests quasi-statique et dynamiques seraient inférieurs. Il serait très pertinent d'examiner des participants plus atteints afin de déterminer l'influence de la sévérité de l'atteinte sur les composantes dynamique et posturale du modèle.

6.4 Avenues de recherches futures

Les résultats découlant des publications incluses dans cette thèse de même que les recommandations et limites identifiées précédemment suggèrent des pistes de

recherche à considérer dans les futures études. Les points abordés dans cette section complètent ceux proposés précédemment dans la thèse.

6.4.1 Évaluation de l'intégration sensorielle

Les études actuelles laissant supposer que l'intégration sensorielle est atteinte chez les personnes ayant une LM traumatique, il conviendrait de documenter de façon exhaustive cette atteinte. Le test d'intégration sensorielle du Balance Master est particulièrement désigné pour faire cette évaluation. Ce test comporte six épreuves exécutées debout yeux ouverts ou fermés sur une surface stable ou en phase avec les oscillations. Un environnement visuel stable ou en phase avec les oscillations complète les épreuves exécutées les yeux ouverts. En comparant les différentes épreuves, il est possible de déterminer la contribution des différents sens au contrôle postural puisque les informations visuelles, vestibulaires et proprioceptives n'ont pas toutes la même sensibilité pour détecter les oscillations dépendamment de l'intensité de celles-ci et des conditions expérimentales (Fitzpatrick et McCloskey, 1994; Nashner, 2009; Peterka, 2002). Par ailleurs, le contenu fréquentiel du COP peut également renseigner sur l'intégrité des différentes sources d'informations sensorielles. Ainsi on rapporte que l'analyse fréquentielle des oscillations du COP montre que les fréquences inférieures à 0.3 Hz se rapportent aux informations visuelles, celles entre 0.3 à 1 Hz reflètent le système vestibulaire alors que les fréquences de 1 à 3 Hz sont spécifiques aux informations proprioceptives (Golomer et al., 1999; Goto et al., 2011; Nagy et al., 2004). Une étude comparant la performance des personnes ayant une LM traumatique à des personnes en santé ou ayant une LM d'origine non-traumatique lors de ces différents tests pourrait permettre de bien qualifier l'intégration sensorielle chez ces individus.

6.4.2 Validation d'une échelle clinique

La validation d'une évaluation clinique du contrôle postural autre que l'échelle de Berg semble nécessaire compte tenu des particularités du contrôle postural de la clientèle blessée médullaire. Le BESTest et l'une de ses versions abrégées, le mini BESTest, semblent prometteurs compte tenu des avantages qu'ils présentent par

rapport à l'échelle de Berg au niveau de sa validité de contenu et de son effet plafond moindre. Parmi toutes les qualités métrologiques à certifier avec cette échelle, il serait opportun d'évaluer la validité prédictive du risque de chute en raison de sa prévalence élevée chez cette clientèle. Une évaluation de l'effet plancher de cette échelle devra également être faite avec des participants possédant des capacités d'équilibration plus réduites que ceux évalués dans le cadre de ce projet d'études doctorales. Enfin, il serait pertinent d'évaluer les autres qualités métrologiques de cet outil, telles que la fidélité et la validité de construit, auprès d'une population ayant une LM.

6.4.3 Évaluation biomécanique exhaustive de la marche

Les résultats provenant de l'évaluation en laboratoire mériteraient un approfondissement sur quelques points. Par exemple, une évaluation complète de plusieurs cycles de marche à l'aide du modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes permettrait de mieux comprendre l'équilibre lors des différentes phases de la marche ainsi que d'évaluer si la variabilité dans les paramètres du modèle est caractéristique de la performance des personnes ayant une LM. En effet, Day et al. (2012) ont montré que la performance des personnes ayant une LM lors de la marche est caractérisée par une augmentation de la variabilité dans les paramètres de marche (longueur et largeur de pas, placement du pied en antéropostérieur et médiolatéral) et d'équilibre (marge de stabilité) par rapport à des personnes en santé. Il aurait donc été intéressant d'évaluer la variabilité de la force stabilisante maximale, de la force déstabilisante minimale et des variables explicatives durant la marche ainsi que durant les départs et arrêts de marche. Pour ce faire, les participants doivent compléter plusieurs cycles de marche complets, plus d'une soixantaine selon une étude (Hollman et al., 2010), ce qui pourrait se faire sur un tapis roulant instrumenté qui permet de colliger plusieurs cycles complets consécutifs chez un même participant. Cet équipement maintenant disponible au laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM ne l'était pas lorsque les études de cette thèse ont débutées.

6.4.4 Déterminants du contrôle postural debout

Maintenant que le contrôle postural est mieux décrit à l'aide des études réalisées dans cette thèse, il serait intéressant de regarder à quel point la fonction sensorimotrice est déterminante pour le contrôle postural des personnes ayant une LM. En effet, plusieurs études portant sur des populations variées ont montré que la sensibilité (Sturnieks et al., 2008; Tyson et al., 2006), la proprioception (Niam et al., 1999; Soyuer et Ozturk, 2007; Sturnieks et al., 2008), la force musculaire (Au-Yeung et al., 2003; Belgen et al., 2006; Marigold et al., 2004; Soyuer et Ozturk, 2007; Sturnieks et al., 2008) et la spasticité (Soyuer et Ozturk, 2007) sont susceptibles d'influencer le contrôle postural debout. Le modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes semble particulièrement désigné pour évaluer à quel point la fonction motrice des membres inférieurs est associée au contrôle postural (Duclos et al., 2009). En effet, comme la force des membres inférieurs stabilise la personne lors de différentes tâches, elle devrait être reliée aux forces stabilisantes et déstabilisantes qui qualifient le contrôle postural lors de ces tâches. De même, bien que nous ayons supposé que la diminution du contrôle postural soit en partie expliquée par le déficit sensitif, il serait intéressant d'évaluer à quel point c'est le cas à l'aide d'analyses de corrélation et de régression. En effet, il a été démontré chez des individus présentant une myélopathie cervicale que l'altération des informations somatosensorielles telle qu'évaluée par les potentiels somatosensoriels évoqués est associée à une diminution de la vitesse de marche et à un élargissement de la base de support (Lee et al., 2011). En somme, il serait pertinent de déterminer si les incapacités résultant de la LM sont associées aux différentes mesures cliniques et en laboratoire du contrôle postural, ce qui mènerait à l'élaboration d'interventions plus complètes destinées à optimiser cette capacité.

CHAPITRE 7: CONCLUSION

L'importance d'évaluer et de traiter adéquatement le contrôle postural debout chez les personnes ayant une LM ressort des études exposant le risque élevé de chute retrouvé chez cette population. Pourtant, une revue de la littérature exhaustive révèle encore peu d'information à ce sujet, ce qui limite les recommandations à privilégier pour cette clientèle. En conséquence, l'objectif principal de cette thèse était d'étudier le contrôle postural debout des personnes ayant une LM à l'aide d'évaluations biomécaniques en laboratoire. Cette méthodologie nous a permis d'intégrer des évaluations reconnues du contrôle postural, en particulier celles s'intéressant aux déplacements du COP, de même que des évaluations novatrices telles que le test des limites de stabilité multidirectionnelles et le modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes. Ces évaluations ont non seulement quantifié le contrôle postural en position debout de ces individus mais ont également mis en lumière certaines particularités de leurs difficultés en cette matière. En parallèle, des facteurs explicatifs de ces performances et décrivant les stratégies utilisées par ces individus pour s'équilibrer ont pu être précisées.

Chacune des études de la thèse apportent une contribution originale au domaine de recherche. La première étude confirme la réduction du contrôle postural debout quasi-statique yeux ouverts et fermés de même qu'une contribution élevée des informations visuelles pour maintenir la station debout, ce qui n'avait jamais été précisément rapporté à l'aide du ratio de Romberg, la méthode reconnue pour détecter cette difficulté dans l'intégration sensorielle. Les résultats sur le COP mettaient en lumière une inefficacité des mécanismes régulant le contrôle postural. Parallèlement, le mini BESTest, une évaluation prometteuse pour mesurer le contrôle postural en clinique, était rapporté pour la première fois dans la littérature scientifique pour cette clientèle et était associée à la contribution élevée des informations visuelles.

Dans le second article, le test des limites de stabilité multidirectionnelles, récemment développé par notre laboratoire, servait à caractériser le contrôle postural dynamique.

Une diminution de la précision des déplacements du COP était détectée chez les personnes ayant une LM par rapport aux personnes en santé alors que la distance maximale franchie n'était pas différente entre ces groupes, sauf en antérieur. Ceci s'explique notamment par la présence d'une rétroaction visuelle portant sur les mouvements du COP qui potentialise les informations sensorielles disponibles pour maximiser la performance. Enfin, une association faible entre les tests dynamiques et quasi-statiques était rapportée, ce qui souligne l'intérêt d'inclure ces deux types d'évaluations afin d'évaluer intégralement le contrôle postural.

Les deux dernières études étaient consacrées au contrôle postural lors de diverses tâches de marche. L'initiation et l'arrêt de la marche chez les personnes ayant une LM n'avaient jamais fait l'objet d'une autre publication jusqu'à présent. De même, le modèle des forces stabilisantes et déstabilisantes servait à analyser ces tâches pour cette population pour la première fois. En somme, la capacité à gérer l'instabilité était réduite lors de toutes ces tâches en comparaison aux personnes en santé tel qu'indiqué par une force stabilisante maximale moindre et une force déstabilisante minimale supérieure. Une augmentation de la force déstabilisante minimale lors de la phase unipodale de la marche était présente même lorsque les groupes étaient appariés à la vitesse de marche. Malgré une capacité intacte à augmenter la difficulté posturale et dynamique de ces tâches, en marchant plus vite par exemple, les personnes ayant une LM agissaient de façon à minimiser les pertes d'équilibre. La vitesse du COM et la distance entre le COP et la base de support expliquaient les forces stabilisantes et déstabilisantes dans les deux publications. Ce modèle évaluant le contrôle postural dynamique était particulièrement sensible pour détecter les différences de contraintes lors de l'initiation et l'arrêt de la marche et démontrait le caractère complémentaire des deux forces puisque les phases les plus instables du point de vue postural et dynamique n'étaient pas toujours les mêmes. Peu de différence existait entre les phases unipodales de la marche naturelle et de l'arrêt de la marche.

En somme, le caractère novateur de ces études ressort de par les tâches étudiées et les méthodes mises en œuvre pour les décrire. Cependant, la spécificité des

personnes incluses dans l'étude limite la généralisation de ces résultats à d'autres populations ayant une LM, par exemple celles ayant une lésion non traumatique ou n'étant pas de type AIS D. Comme tous les participants pouvaient marcher de façon autonome et avaient un score élevé sur l'échelle de Berg, il est difficile de présumer que les résultats actuels puissent être représentatifs d'individus possédant une fonction ambulatoire moindre. Par ailleurs, mis à part l'évaluation du contrôle postural debout quasi-statique à l'aide de mesures du COP, les qualités métrologiques des autres outils utilisés sont peu détaillées pour l'instant, ce qui limite l'interprétation de nos résultats.

Les résultats de nos études suggèrent des améliorations à apporter aux pratiques cliniques de même que les bases de futurs projets de recherche à réaliser pour cette clientèle. Une évaluation clinique incluant des tâches quasi-statiques et dynamiques et ciblant l'intégration sensorielle est recommandée. De même, des exercices variés et cherchant à augmenter le contrôle du COP et à diminuer la priorisation des informations visuelles sont souhaitables. Par ailleurs, le contrôle postural lors des tâches reliées à la marche peut être stimulé davantage en augmentant la vitesse d'exécution et en réduisant la base de support. Le domaine de la recherche bénéficie d'un modèle complet pour explorer le contrôle postural dynamique lors d'une variété de tâches et dont la validité est supportée par nos études. Il pourrait notamment servir à déterminer quels sont les déterminants du contrôle postural debout chez cette population. L'ensemble devrait aider à amorcer et stimuler la réflexion sur les particularités du contrôle postural debout de cette clientèle. À terme, c'est l'ensemble des interventions et évaluations cliniques qui devraient en bénéficier.

En conclusion, les études incluses dans cette thèse explorent les fondements du contrôle postural debout chez les personnes ayant une LM à travers une variété de tâches. Plusieurs particularités de cette capacité ont été ainsi décrites pour la première fois chez cette clientèle à l'aide d'évaluations novatrices en laboratoire. Cette thèse apporte des pistes concrètes pour optimiser les interventions actuellement prodiguées en clinique et guide également les futures recherches destinées à approfondir les connaissances sur cette thématique. La sécurité devant

faire partie intégrante de toute tâche exécutée en position debout, les connaissances portant sur le contrôle postural sous-tendent les efforts visant à diminuer les risques et donc faire progresser l'autonomie des personnes ayant une LM.

CHAPITRE 8: RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abe, M.O., Masani, K., Nozaki, D., Akai, M., Nakazawa, K., 2010. Temporal correlations in center of body mass fluctuations during standing and walking. *Human Movement Science* 29, 556-566.
- Ackery, A., Tator, C., Krassioukov, A., 2004. A global perspective on spinal cord injury epidemiology. *J Neurotrauma* 21, 1355-1370.
- Adams, M.M., 2008. Assessment and activity-based management of spasticity after spinal cord injury. Ph.D., McMaster University (Canada), Ann Arbor.
- Adams, M.M., Hicks, A.L., 2005. Spasticity after spinal cord injury. *Spinal Cord* 43, 577-586.
- Alexeeva, N., Sames, C., Jacobs, P.L., Hobday, L., Distasio, M.M., Mitchell, S.A., Calancie, B., 2011. Comparison of training methods to improve walking in persons with chronic spinal cord injury: a randomized clinical trial. *J Spinal Cord Med* 34, 362-379.
- Amatachaya, S., Thaweewannakij, T., Adirek-udomrat, J., Siritaratiwat, W., 2010. Factors related to obstacle crossing in independent ambulatory patients with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 33, 144-149.
- Amatachaya, S., Wannapakhe, J., Arrayawichanon, P., Siritarathiwat, W., Wattanapun, P., 2011. Functional abilities, incidences of complications and falls of patients with spinal cord injury 6 months after discharge. *Spinal Cord* 49, 520-524.
- Amblard, B., Carblanc, A., 1980. Role of foveal and peripheral visual information in maintenance of postural equilibrium in man. *Percept. Mot. Skills* 51, 903-912.
- Amblard, B., Cremieux, J., Marchand, A.R., Carblanc, A., 1985. Lateral orientation and stabilization of human stance: static versus dynamic visual cues. *Exp Brain Res* 61, 21-37.
- Ardolino, E., 2010. The ABLE scale: the development and psychometric properties of a new outcome measure for the spinal cord injury population. Seton Hall University.
- Ardolino, E.M., Hutchinson, K.J., Zipp, G.P., Clark, M., Harkema, S.J., 2012. The ABLE Scale: The Development and Psychometric Properties of an Outcome Measure for the Spinal Cord Injury Population. *Phys Ther* 14, 14.
- Au-Yeung, S.S.Y., Ng, J.T.W., Lo, S.K., 2003. Does balance or motor impairment of limbs discriminate the ambulatory status of stroke survivors? *Am J Phys Med Rehabil* 82, 279-283.
- Azulay, J.P., Mesure, S., Amblard, B., Pouget, J., 2002. Increased visual dependence in Parkinson's disease. *Percept. Mot. Skills* 95, 1106-1114.

- Bacsi, A.M., Colebatch, J.G., 2005. Evidence for reflex and perceptual vestibular contributions to postural control. *Exp Brain Res* 160, 22-28.
- Barbeau, H., Ladouceur, M., Norman, K.E., Pepin, A., Leroux, A., 1999. Walking after spinal cord injury: evaluation, treatment, and functional recovery. *Arch Phys Med Rehabil* 80, 225-235.
- Barbeau, H., Nadeau, S., Garneau, C., 2006. Physical determinants, emerging concepts, and training approaches in gait of individuals with spinal cord injury. *J Neurotrauma* 23, 571-585.
- Barthelemy, D., Willerslev-Olsen, M., Lundell, H., Conway, B.A., Knudsen, H., Biering-Sorensen, F., Nielsen, J.B., 2010. Impaired transmission in the corticospinal tract and gait disability in spinal cord injured persons. *J. Neurophysiol.* 104, 1167-1176.
- Beauchamp, M.K., Sibley, K.M., Lakhani, B., Romano, J., Mathur, S., Goldstein, R.S., Brooks, D., 2012. Impairments in Systems Underlying Control of Balance in COPD. *Chest* 141, 1496-1503.
- Belgen, B., Beninato, M., Sullivan, P.E., Narielwalla, K., Belgen, B., Beninato, M., Sullivan, P.E., Narielwalla, K., 2006. The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 87, 554-561.
- Beloozerova, I.N., Sirota, M.G., Orlovsky, G.N., Deliagina, T.G., 2005. Activity of pyramidal tract neurons in the cat during postural corrections. *J. Neurophysiol.* 93, 1831-1844.
- Benz, E.N., Hornby, T.G., Bode, R.K., Scheidt, R.A., Schmit, B.D., 2005. A physiologically based clinical measure for spastic reflexes in spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 86, 52-59.
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., Williams, J.I., 1995. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med* 27, 27-36.
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., Williams, J.I., Gayton, D., 1989. Measuring balance in the elderly: Preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada* 41, 304-311.
- Berg, K.O., Maki, B.E., Williams, J.I., Holliday, P.J., Wood-Dauphinee, S.L., 1992a. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Phys Med Rehabil* 73, 1073-1080.
- Berg, K.O., Wood-Dauphinee, S.L., Williams, J.I., Maki, B., 1992b. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can J Public Health* 83 Suppl 2, S7-11.
- Bergman, S.B., Yarkony, G.M., Stiens, S.A., 1997. Spinal cord injury rehabilitation .2. Medical complications. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 78, S53-S58.

- Bergstrom, M., Lenholm, E., Franzen, E., 2012. Translation and validation of the Swedish version of the mini-BESTest in subjects with Parkinson's disease or stroke: A pilot study. *Physiother Theory Pract* 30, 30.
- Blum, L., Korner-Bitensky, N., 2008. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Phys Ther* 88, 559-566.
- Bogle Thorbahn, L.D., Newton, R.A., 1996. Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons.[see comment]. *Phys Ther* 76, 576-583; discussion 584-575.
- Bonan, I.V., Colle, F.M., Guichard, J.P., Vicaut, E., Eisenfisz, M., Huy, P.T.B., Yelnik, A.P., 2004a. Reliance on visual information after stroke. Part I: Balance on dynamic posturography. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85, 268-273.
- Bonan, I.V., Yelnik, A.P., Colle, F.M., Michaud, C., Normand, E., Panigot, B., Roth, P., Guichard, J.P., Vicaut, E., 2004b. Reliance on visual information after stroke. Part II: Effectiveness of a balance rehabilitation program with visual cue deprivation after stroke: A randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85, 274-278.
- Brotherton, S.S., Krause, J.S., Nietert, P.J., 2007a. Falls in individuals with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord* 45, 37-40.
- Brotherton, S.S., Krause, J.S., Nietert, P.J., Brotherton, S.S., Krause, J.S., Nietert, P.J., 2007b. A pilot study of factors associated with falls in individuals with incomplete spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 30, 243-250.
- Brouwer, B., Culham, E.G., Liston, R.A., Grant, T., 1998. Normal variability of postural measures: implications for the reliability of relative balance performance outcomes. *Scand J Rehabil Med* 30, 131-137.
- Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., Begon, M., Dalleau, G., 2013. Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. *J. Biomech.*
- Cattaneo, D., Regola, A., Meotti, M., Cattaneo, D., Regola, A., Meotti, M., 2006. Validity of six balance disorders scales in persons with multiple sclerosis. *Disabil Rehabil* 28, 789-795.
- Chang, H.A., Krebs, D.E., 1999. Dynamic balance control in elders: Gait initiation assessment as a screening tool. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 80, 490-494.
- Chen, C.J., Chou, L.S., 2010. Center of mass position relative to the ankle during walking: a clinically feasible detection method for gait imbalance. *Gait Posture* 31, 391-393.
- Chou, C.-Y., Chien, C.-W., Hsueh, I.P., Sheu, C.-F., Wang, C.-H., Hsieh, C.-L., 2006. Developing a short form of the Berg Balance Scale for people with stroke. *Phys Ther* 86, 195-204.

- Chou, L.S., Kaufman, K.R., Hahn, M.E., Brey, R.H., Chou, L.-S., Kaufman, K.R., Hahn, M.E., Brey, R.H., 2003. Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. *Gait Posture* 18, 125-133.
- Collins, J.J., De Luca, C.J., 1993. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res* 95, 308-318.
- Corriveau, H., Hebert, R., Raiche, M., Prince, F., Corriveau, H., Hebert, R., Raiche, M., Prince, F., 2004. Evaluation of postural stability in the elderly with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 85, 1095-1101.
- Creel, G.L., Light, K.E., Thigpen, M.T., 2001. Concurrent and construct validity of scores on the Timed Movement Battery. *Phys Ther* 81, 789-798.
- Datta, S., Lorenz, D.J., Harkema, S.J., 2012. Dynamic longitudinal evaluation of the utility of the Berg Balance Scale in individuals with motor incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 93, 1565-1573.
- Datta, S., Lorenz, D.J., Morrison, S., Ardolino, E., Harkema, S.J., 2009. A Multivariate Examination of Temporal Changes in Berg Balance Scale Items for Patients With ASIA Impairment Scale C and D Spinal Cord Injuries. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 90, 1208-1217.
- Day, K.V., Kautz, S.A., Wu, S.S., Suter, S.P., Behrman, A.L., 2012. Foot placement variability as a walking balance mechanism post-spinal cord injury. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 27, 145-150.
- De Wolf, S., Slijper, H., Latash, M.L., 1998. Anticipatory postural adjustments during self-paced and reaction-time movements. *Exp Brain Res* 121, 7-19.
- Ditunno, P.L., Patrick, M., Stineman, M., Ditunno, J.F., 2008. Who wants to walk? Preferences for recovery after SCI: a longitudinal and cross-sectional study. *Spinal Cord* 46, 500-506.
- Donker, S.F., Roerdink, M., Greven, A.J., Beek, P.J., 2007. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Exp Brain Res* 181, 1-11.
- Drew, T., Jiang, W., Kably, B., Lavoie, S., 1996. Role of the motor cortex in the control of visually triggered gait modifications. *Can. J. Physiol. Pharmacol.* 74, 426-442.
- Dryden, D.M., Saunders, L.D., Rowe, B.H., May, L.A., Yiannakoulias, N., Svenson, L.W., Schopflocher, D.P., Voaklander, D.C., Dryden, D.M., Saunders, L.D., Rowe, B.H., May, L.A., Yiannakoulias, N., Svenson, L.W., Schopflocher, D.P., Voaklander, D.C., 2003. The epidemiology of traumatic spinal cord injury in Alberta, Canada. *Can J Neurol Sci* 30, 113-121.
- Duarte, M., Zatsiorsky, V.M., 2002. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res* 146, 60-69.

- Duclos, C., Desjardins, P., Nadeau, S., Delisle, A., Gravel, D., Brouwer, B., Corriveau, H., 2009. Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *J. Biomech.* 42, 379-382.
- Duclos, C., Lequertier, M., Mullié, Y., Leclerc, C., 2013. Biomechanical factors associated with increased balance difficulty during gait measured by destabilizing and stabilizing force concepts. Submitted to *Journal of Applied Biomechanics*.
- Duclos, C., Mieville, C., Gagnon, D., Leclerc, C., 2012. Dynamic stability requirements during gait and standing exergames on the wii fit(R) system in the elderly. *J Neuroeng Rehabil* 9, 28.
- Duncan, R.P., Earhart, G.M., 2012. Should One Measure Balance or Gait to Best Predict Falls among People with Parkinson Disease? *Parkinsons Dis* 2012, 923493.
- Duncan, R.P., Earhart, G.M., 2013. Four square step test performance in people with Parkinson disease. *J Neurol Phys Ther* 37, 2-8.
- Duncan, R.P., Leddy, A.L., Cavanaugh, J.T., Dibble, L.E., Ellis, T.D., Ford, M.P., Foreman, K.B., Earhart, G.M., 2012. Accuracy of fall prediction in Parkinson disease: six-month and 12-month prospective analyses. *Parkinsons Dis* 237673, 30.
- Duncan, R.P., Leddy, A.L., Cavanaugh, J.T., Dibble, L.E., Ellis, T.D., Ford, M.P., Foreman, K.B., Earhart, G.M., 2013. Comparative Utility of the BESTest, Mini-BESTest, and Brief-BESTest for Predicting Falls in Individuals With Parkinson Disease: A Cohort Study. *Phys Ther* 93, 542-550.
- Farry, A., Baxter, D., 2010. The Incidence and Prevalence of Spinal Cord Injury in Canada: Overview and estimates based on current evidence, Rick Hansen Institute. *Urban Futures*, pp. 1-49.
- Findlay, G.F., Balain, B., Trivedi, J.M., Jaffray, D.C., 2009. Does walking change the Romberg sign? *Eur. Spine J.* 18, 1528-1531.
- Finnerup, N.B., Bastrup, C., 2012. Spinal cord injury pain: mechanisms and management. *Current pain and headache reports* 16, 207-216.
- Folkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., Woo, R., 2002. Does postural instability affect the initiation of human gait? *Neurosci. Lett.* 323, 167-170.
- Fitzpatrick, R., McCloskey, D.I., 1994. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J Physiol* 478, 173-186.
- Forrest, G.F., Lorenz, D.J., Hutchinson, K., Vanhiel, L.R., Basso, D.M., Datta, S., Sisto, S.A., Harkema, S.J., 2012. Ambulation and balance outcomes measure different aspects of recovery in individuals with chronic, incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 93, 1553-1564.

- Franchignoni, F., Horak, F., Godi, M., Nardone, A., Giordano, A., 2010. Using psychometric techniques to improve the Balance Evaluation Systems Test: the mini-BESTest. *J Rehabil Med* 42, 323-331.
- Fritz, S.L., Merlo-Rains, A.M., Rivers, E.D., Peters, D.M., Goodman, A., Watson, E.T., Carmichael, B.M., McClenaghan, B.A., 2011. An Intensive Intervention for Improving Gait, Balance, and Mobility in Individuals With Chronic Incomplete Spinal Cord Injury: A Pilot Study of Activity Tolerance and Benefits. *Arch Phys Med Rehabil* 9, 9.
- Gagnon, D., Duclos, C., Desjardins, P., Nadeau, S., Danakas, M., 2012. Measuring dynamic stability requirements during sitting pivot transfers using stabilizing and destabilizing forces in individuals with complete motor paraplegia. *J. Biomech.* 45, 1554-1558.
- Gauthier, C., Gagnon, D., Grangeon, M., Jacquemin, G., Nadeau, S., Masani, K., Popovic, M.R., 2013. Comparison of multidirectional seated postural stability between individuals with spinal cord injury and able-bodied individuals. *J Rehabil Med* 45, 47-54.
- Gauthier, C., Gagnon, D., Jacquemin, G., Duclos, C., Masani, K., Popovic, M.R., 2012. Which trunk inclination directions best predict multidirectional-seated limits of stability among individuals with spinal cord injury? *J Spinal Cord Med* 35, 343-350.
- Godi, M., Franchignoni, F., Caligari, M., Giordano, A., Turcato, A.M., Nardone, A., 2012. Comparison of Reliability, Validity, and Responsiveness of the Mini-BESTest and Berg Balance Scale in Patients With Balance Disorders. *Phys Ther.*
- Golomer, E., Cremieux, J., Dupui, P., Isableu, B., Ohlmann, T., 1999. Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neurosci. Lett.* 267, 189-192.
- Goto, F., Kabeya, M., Kushiro, K., Ttsutsumi, T., Hayashi, K., 2011. Effect of anxiety on antero-posterior postural stability in patients with dizziness. *Neurosci. Lett.* 487, 204-206.
- Guerraz, M., Bronstein, A.M., 2008. Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Neurophysiol. Clin.* 38, 391-398.
- Guilcher, S.J., Munce, S.E., Couris, C.M., Fung, K., Craven, B.C., Verrier, M., Jaglal, S.B., 2010. Health care utilization in non-traumatic and traumatic spinal cord injury: a population-based study. *Spinal Cord* 48, 45-50.
- Hak, L., Houdijk, H., Steenbrink, F., Mert, A., van der Wurff, P., Beek, P.J., van Dieen, J.H., 2012. Speeding up or slowing down?: Gait adaptations to preserve gait stability in response to balance perturbations. *Gait Posture* 36, 260-264.
- Hak, L., Houdijk, H., Steenbrink, F., Mert, A., van der Wurff, P., Beek, P.J., van Dieen, J.H., 2013a. Stepping strategies for regulating gait adaptability and stability. *J. Biomech.* 46, 905-911.

- Hak, L., Houdijk, H., van der Wurff, P., Prins, M.R., Mert, A., Beek, P.J., van Dieen, J.H., 2013b. Stepping strategies used by post-stroke individuals to maintain margins of stability during walking. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon).
- Halliday, S.E., Winter, D.A., Frank, J.S., Patla, A.E., Prince, F., 1998. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. *Gait Posture* 8, 8-14.
- Harkema, S.J., Schmidt-Read, M., Lorenz, D., Edgerton, V.R., Behrman, A.L., 2011. Balance and Ambulation Improvements in Individuals With Chronic Incomplete Spinal Cord Injury Using Locomotor Training-Based Rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 19, 19.
- Hasan, S.S., Robin, D.W., Szurkus, D.C., Ashmead, D.H., Peterson, S.W., Shiavi, R.G., 1996. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data. *Gait and Posture* 4, 11-20.
- Hof, A.L., 2008. The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking. *Hum Mov Sci* 27, 112-125.
- Hof, A.L., Gazendam, M.G., Sinke, W.E., 2005. The condition for dynamic stability. *J. Biomech.* 38, 1-8.
- Holbein-Jenny, M.A., McDermott, K., Shaw, C., Demchak, J., 2007. Validity of functional stability limits as a measure of balance in adults aged 23-73 years. *Ergonomics* 50, 631-646.
- Hollman, J.H., Childs, K.B., McNeil, M.L., Mueller, A.C., Quilter, C.M., Youdas, J.W., 2010. Number of strides required for reliable measurements of pace, rhythm and variability parameters of gait during normal and dual task walking in older individuals. *Gait Posture* 32, 23-28.
- Horak, F.B., 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing* 35, ii7-ii11.
- Horak, F.B., 2009. Postural Control, in: Binder, M.D., Hirokawa, N., Windhorst, U. (Eds.), *Encyclopedia of Neuroscience*. Springer Berlin Heidelberg, pp. 3212-3219.
- Horak, F.B., Henry, S.M., Shumway-Cook, A., 1997. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther* 77, 517-533.
- Horak, F.B., Macpherson, J.M., 1996. Postural orientation and equilibrium, in: Rowell, L.B., Shepherd, J.T., American Physiological Society (Eds.), *Handbook of physiology* (Bethesda, Mar.) ; section 12: Exercise : regulation and integration of multiple systems. Published for the American Physiological Society by Oxford University Press, New York, pp. 255-292.
- Horak, F.B., Nashner, L.M., 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J. Neurophysiol.* 55, 1369-1381.

- Horak, F.B., Wrisley, D.M., Frank, J., 2009. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther* 89, 484-498.
- Horlings, C.G., Kung, U.M., van Engelen, B.G., Voermans, N.C., Hengstman, G.J., van der Kooi, A.J., Bloem, B.R., Allum, J.H., 2009. Balance control in patients with distal versus proximal muscle weakness. *Neuroscience* 164, 1876-1886.
- Horlings, C.G., van Engelen, B.G., Allum, J.H., Bloem, B.R., 2008. A weak balance: the contribution of muscle weakness to postural instability and falls. *Nat Clin Pract Neurol* 4, 504-515.
- Hsiao-Wecksler, E.T., Katdare, K., Matson, J., Liu, W., Lipsitz, L.A., Collins, J.J., 2003. Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. *J. Biomech.* 36, 1327-1333.
- Hsue, B.J., Miller, F., Su, F.C., Hsue, B.-J., Miller, F., Su, F.-C., 2009. The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait Part II: Instantaneous velocity and acceleration of COM and COP and their relationship. *Gait Posture* 29, 471-476.
- Huang, M.-H., 2009. Age differences in the control of posture and movement during standing reach. 3392834, University of Michigan, United States -- Michigan.
- Inskip, J.A., Ramer, L.M., Ramer, M.S., Krassioukov, A.V., 2009. Autonomic assessment of animals with spinal cord injury: tools, techniques and translation. *Spinal Cord* 47, 2-35.
- Isableu, B., Ohlmann, T., Cremieux, J., Amblard, B., 1997. Selection of spatial frame of reference and postural control variability. *Exp Brain Res* 114, 584-589.
- Isableu, B., Ohlmann, T., Cremieux, J., Amblard, B., 1998. How dynamic visual field dependence-independence interacts with the visual contribution to postural control. *Human Movement Science* 17, 367-391.
- Isableu, B., Ohlmann, T., Cremieux, J., Amblard, B., 2003. Differential approach to strategies of segmental stabilisation in postural control. *Exp Brain Res* 150, 208-221.
- Isableu, B., Ohlmann, T., Cremieux, J., Vuillerme, N., Amblard, B., Gresty, M.A., 2010. Individual differences in the ability to identify, select and use appropriate frames of reference for perceptuo-motor control. *Neuroscience* 169, 1199-1215.
- Ishizaki, K., Mori, N., Takeshima, T., Fukuhara, Y., Ijiri, T., Kusumi, M., Yasui, K., Kowa, H., Nakashima, K., 2002. Static stabilometry in patients with migraine and tension-type headache during a headache-free period. *Psychiatry Clin. Neurosci.* 56, 85-90.
- Jacobs, J.V., Horak, F.B., 2007. Cortical control of postural responses. *J. Neural Transm.* 114, 1339-1348.

- Jacobs, J.V., Kasser, S.L., 2012. Balance impairment in people with multiple sclerosis: Preliminary evidence for the Balance Evaluation Systems Test. *Gait Posture* 21, 21.
- Jacobs, P.L., Nash, M.S., 2004. Exercise recommendations for individuals with spinal cord injury. *Sports Med.* 34, 727-751.
- Jewell, D.V., Jewell, D.V., 2011. *Guide to evidence-based physical therapist practice*, 2nd ed. Jones & Bartlett Learning, Sudbury, MA.
- Jian, Y., Winter, D.A., Ishac, M.G., Gilchrist, L., 1993. Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait Posture* 1, 9-22.
- Jones, K.D., Horak, F.B., Winters-Stone, K., Irvine, J.M., Bennett, R.M., 2009. Fibromyalgia is associated with impaired balance and falls. *J Clin Rheumatol* 15, 16-21.
- Juneja, G., Czynny, J.J., Linn, R.T., 1998. Admission balance and outcomes of patients admitted for acute inpatient rehabilitation. *Am J Phys Med Rehabil* 77, 388-393.
- Kang, H.G., Dingwell, J.B., 2006. A direct comparison of local dynamic stability during unperturbed standing and walking. *Exp Brain Res* 172, 35-48.
- Karimi, M.T., Solomonidis, S., 2011. The relationship between parameters of static and dynamic stability tests. *J Res Med Sci* 16, 530-535.
- Keshner, E.A., Kenyon, R.V., Langston, J., 2004. Postural responses exhibit multisensory dependencies with discordant visual and support surface motion. *J. Vestib. Res.* 14, 307-319.
- King, L.A., Priest, K.C., Salarian, A., Pierce, D., Horak, F.B., 2012. Comparing the Mini-BESTest with the Berg Balance Scale to Evaluate Balance Disorders in Parkinson's Disease. *Parkinsons Dis* 375419, 24.
- Kirshblum, S.C., Burns, S.P., Biering-Sorensen, F., Donovan, W., Graves, D.E., Jha, A., Johansen, M., Jones, L., Krassioukov, A., Mulcahey, M.J., Schmidt-Read, M., Waring, W., 2011. International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011). *J Spinal Cord Med* 34, 535-546.
- Kirshblum, S.C., Priebe, M.M., Ho, C.H., Scelza, W.M., Chiodo, A.E., Wuermser, L.A., 2007. Spinal cord injury medicine. 3. Rehabilitation phase after acute spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 88, S62-S70.
- Kornetti, D.L., Fritz, S.L., Chiu, Y.-P., Light, K.E., Velozo, C.A., 2004. Rating scale analysis of the Berg Balance Scale. *Arch Phys Med Rehabil* 85, 1128-1135.
- Krassioukov, A., Biering-Sorensen, F., Donovan, W., Kennelly, M., Kirshblum, S., Krogh, K., Alexander, M.S., Vogel, L., Wecht, J., 2012. International standards to document remaining autonomic function after spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 35, 201-210.

- Krueger, H., Noonan, V.K., Trenaman, L.M., Joshi, P., Rivers, C.S., 2013. The economic burden of traumatic spinal cord injury in Canada. *Chronic diseases and injuries in Canada* 33, 113-122.
- Kuo, A.D., Donelan, J.M., 2010. Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Phys Ther* 90, 157-174.
- Leddy, A.L., Crouner, B.E., Earhart, G.M., 2011a. Functional gait assessment and balance evaluation system test: reliability, validity, sensitivity, and specificity for identifying individuals with Parkinson disease who fall. *Phys Ther* 91, 102-113.
- Leddy, A.L., Crouner, B.E., Earhart, G.M., 2011b. Utility of the Mini-BESTest, BESTest, and BESTest sections for balance assessments in individuals with Parkinson disease. *J Neurol Phys Ther* 35, 90-97.
- Lee, G.E., Bae, H., Yoon, T.S., Kim, J.S., Yi, T.I., Park, J.S., 2012. Factors that Influence Quiet Standing Balance of Patients with Incomplete Cervical Spinal Cord Injuries. *Annals of rehabilitation medicine* 36, 530-537.
- Lee, H.J., Chou, L.S., Lee, H.-J., Chou, L.-S., 2006. Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. *Arch Phys Med Rehabil* 87, 569-575.
- Lee, J.H., Lee, S.H., Seo, I.S., 2011. The characteristics of gait disturbance and its relationship with posterior tibial somatosensory evoked potentials in patients with cervical myelopathy. *Spine* 36, E524-530.
- Lemay, J.F., Gagnon, D., Duclos, C., Grangeon, M., Gauthier, C., Nadeau, S., 2013. Influence of visual inputs on quasi-static standing postural steadiness in individuals with spinal cord injury. *Gait Posture*.
- Lemay, J.F., Nadeau, S., 2009. Standing balance assessment in ASIA D paraplegic and tetraplegic participants: concurrent validity of the Berg Balance Scale. *Spinal Cord* 48, 245-250.
- Lemay, J.F., Nadeau, S., 2012. Potential of the balance master system to assess the standing balance in people with AIS D spinal cord injury. *J Rehabil Med*.
- Lemay, J.F., Nadeau, S., 2013. Potential of the smart balance master system to assess standing balance in people with incomplete spinal cord injury. *J Rehabil Med* 45, 55-60.
- Leonard, J.A., Brown, R.H., Stapley, P.J., 2009. Reaching to Multiple Targets When Standing: The Spatial Organization of Feedforward Postural Adjustments. *J. Neurophysiol.* 101, 2120-2133.
- Leroux, A., Fung, J., Barbeau, H., Leroux, A., Fung, J., Barbeau, H., 2006. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: II. Strategies following spinal cord injury. *Clin Neurophysiol* 117, 1273-1282.
- Liston, R.A., Brouwer, B.J., 1996. Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the Balance Master. *Arch Phys Med Rehabil* 77, 425-430.

- Lyalka, V.F., Zelenin, P.V., Karayannidou, A., Orlovsky, G.N., Grillner, S., Deliagina, T.G., 2005. Impairment and recovery of postural control in rabbits with spinal cord lesions. *J. Neurophysiol.* 94, 3677-3690.
- Macefield, V.G., 2009. Long Latency Reflex, in: Binder, M., Hirokawa, N., Windhorst, U. (Eds.), *Encyclopedia of Neuroscience*. Springer Berlin Heidelberg, pp. 2180-2180.
- Mackey, D.C., Robinovitch, S.N., 2005. Postural steadiness during quiet stance does not associate with ability to recover balance in older women. *Clin Biomech* 20, 776-783.
- MacKinnon, C.D., Bissig, D., Chiusano, J., Miller, E., Rudnick, L., Jager, C., Zhang, Y., Mille, M.L., Rogers, M.W., 2007. Preparation of anticipatory postural adjustments prior to stepping. *J. Neurophysiol.* 97, 4368-4379.
- MacKinnon, C.D., Winter, D.A., 1993. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J. Biomech.* 26, 633-644.
- MacLellan, M.J., Patla, A.E., 2006. Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability. *Exp Brain Res* 173, 521-530.
- Macpherson, J.M., Fung, J., 1999. Weight support and balance during perturbed stance in the chronic spinal cat. *J. Neurophysiol.* 82, 3066-3081.
- Malouin, F., Richards, C.L., 2000. Preparatory adjustments during gait initiation in 4-6-year-old children. *Gait Posture* 11, 239-253.
- Mann, R.A., Hagy, J.L., White, V., Liddell, D., 1979. The initiation of gait. *J Bone Joint Surg Am* 61, 232-239.
- Mao, H.F., Hsueh, I.P., Tang, P.F., Sheu, C.F., Hsieh, C.L., Mao, H.-F., Hsueh, I.P., Tang, P.-F., Sheu, C.-F., Hsieh, C.-L., 2002. Analysis and comparison of the psychometric properties of three balance measures for stroke patients. *Stroke* 33, 1022-1027.
- Marigold, D.S., Eng, J.J., Tokuno, C.D., Donnelly, C.A., 2004. Contribution of muscle strength and integration of afferent input to postural instability in persons with stroke. *Neurorehabil. Neural Repair* 18, 222-229.
- Marino, R.J., Barros, T., Biering-Sorensen, F., Burns, S.P., Donovan, W.H., Graves, D.E., Haak, M., Hudson, L.M., Priebe, M.M., Committee, A.N.S., Marino, R.J., Barros, T., Biering-Sorensen, F., Burns, S.P., Donovan, W.H., Graves, D.E., Haak, M., Hudson, L.M., Priebe, M.M., 2003. International standards for neurological classification of spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 26 Suppl 1, S50-56.
- Marino, R.J., Jones, L., Kirshblum, S., Tal, J., Dasgupta, A., Marino, R.J., Jones, L., Kirshblum, S., Tal, J., Dasgupta, A., 2008. Reliability and repeatability of the motor and sensory examination of the international standards for neurological classification of spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 31, 166-170.

- Martin, M., Shinberg, M., Kuchibhatla, M., Ray, L., Carollo, J.J., Schenkman, M.L., 2002. Gait initiation in community-dwelling adults with Parkinson disease: comparison with older and younger adults without the disease. *Phys Ther* 82, 566-577.
- Masani, K., Vette, A.H., Kouzaki, M., Kanehisa, H., Fukunaga, T., Popovic, M.R., 2007. Larger center of pressure minus center of gravity in the elderly induces larger body acceleration during quiet standing. *Neurosci. Lett.* 422, 202-206.
- Massion, J., 1992. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol* 38, 35-56.
- Massion, J., 1998. Postural control systems in developmental perspective. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 22, 465-472.
- Massion, J., Alexandrov, A., Frolov, A., 2004. Why and how are posture and movement coordinated? *Prog. Brain Res.* 143, 13-27.
- Massion, J., Ioffe, M., Schmitz, C., Viallet, F., Gantcheva, R., 1999. Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and pathological aspects. *Exp Brain Res* 128, 229-235.
- Matsuyama, K., Drew, T., 2000. Vestibulospinal and reticulospinal neuronal activity during locomotion in the intact cat. II. Walking on an inclined plane. *J. Neurophysiol.* 84, 2257-2276.
- Maurer, C., Mergner, T., Peterka, R.J., 2006. Multisensory control of human upright stance. *Exp Brain Res* 171, 231-250.
- McKinley, W.O., Gittler, M.S., Kirshblum, S.C., Stiens, S.A., Groah, S.L., 2002. Spinal cord injury medicine. 2. Medical complications after spinal cord injury: Identification and management. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 83, S58-S64.
- Meyer, P.F., Oddsson, L.I., De Luca, C.J., 2004. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res* 156, 505-512.
- Mickelborough, J., van der Linden, M.L., Tallis, R.C., Ennos, A.R., 2004. Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait Posture* 19, 50-57.
- Mittelstaedt, H., 1996. Somatic graviception. *Biol. Psychol.* 42, 53-74.
- Nagy, E., Toth, K., Janositz, G., Kovacs, G., Feher-Kiss, A., Angyan, L., Horvath, G., 2004. Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *Eur. J. Appl. Physiol.* 92, 407-413.
- Nardone, A., Galante, M., Grasso, M., Schieppati, M., 2008. Stance ataxia and delayed leg muscle responses to postural perturbations in cervical spondylotic myelopathy. *J Rehabil Med* 40, 539-547.
- Nashner, L.M., 2009. Balance and Posture Control, in: Editor-in-Chief: Larry, R.S. (Ed.), *Encyclopedia of Neuroscience*. Academic Press, Oxford, pp. 21-29.

- Niam, S., Cheung, W., Sullivan, P.E., Kent, S., Gu, X., 1999. Balance and physical impairments after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 80, 1227-1233.
- Noonan, V.K., Fingas, M., Farry, A., Baxter, D., Singh, A., Fehlings, M.G., Dvorak, M.F., 2012. Incidence and prevalence of spinal cord injury in Canada: a national perspective. *Neuroepidemiology* 38, 219-226.
- Noreau, L., Proulx, P., Gagnon, L., Drolet, M., Laramee, M.T., 2000. Secondary impairments after spinal cord injury: a population-based study. *Am J Phys Med Rehabil* 79, 526-535.
- O'Connor, S.M., Kuo, A.D., 2009. Direction-Dependent Control of Balance During Walking and Standing. *J. Neurophysiol.* 102, 1411-1419.
- Oates, A.R., 2007. Control of dynamic stability during gait termination on a slippery surface. NR34536, University of Waterloo (Canada), Canada.
- Oates, A.R., Patla, A.E., Frank, J.S., Greig, M.A., 2005. Control of dynamic stability during gait termination on a slippery surface. *J. Neurophysiol.* 93, 64-70.
- Ondo, W., Warrior, D., Overby, A., Calmes, J., Hendersen, N., Olson, S., Jankovic, J., 2000. Computerized posturography analysis of progressive supranuclear palsy: a case-control comparison with Parkinson's disease and healthy controls. *Arch Neurol* 57, 1464-1469.
- Orendurff, M.S., Segal, A.D., Klute, G.K., Berge, J.S., Rohr, E.S., Kadel, N.J., 2004. The effect of walking speed on center of mass displacement. *J Rehabil Res Dev* 41, 829-834.
- Oude Nijhuis, L.B., Bloem, B.R., Carpenter, M.G., Allum, J.H., 2007. Incorporating voluntary knee flexion into nonanticipatory balance corrections. *J. Neurophysiol.* 98, 3047-3059.
- Padgett, P.K., Jacobs, J.V., Kasser, S.L., 2012. Is the BESTest at Its Best? A Suggested Brief Version Based on Interrater Reliability, Validity, Internal Consistency, and Theoretical Construct. *Phys Ther* 7, 7.
- Pai, Y.C., Pai, Y.-C., 2003. Movement termination and stability in standing. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 31, 19-25.
- Pai, Y.C., Patton, J., 1997. Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J. Biomech.* 30, 347-354.
- Patla, A.E., Ishac, M.G., Winter, D.A., 2002. Anticipatory control of center of mass and joint stability during voluntary arm movement from a standing posture: interplay between active and passive control. *Exp Brain Res* 143, 318-327.
- Patla, A.E., Prentice, S.D., Rietdyk, S., Allard, F., Martin, C., 1999. What guides the selection of alternate foot placement during locomotion in humans. *Exp Brain Res* 128, 441-450.
- Pepin, A., Norman, K.E., Barbeau, H., 2003. Treadmill walking in incomplete spinal-cord-injured subjects: 1. Adaptation to changes in speed. *Spinal Cord* 41, 257-270.

- Perry, J., Burnfield, J.M., 2010. Gait analysis : normal and pathological function, 2nd ed. SLACK, Thorofare, NJ.
- Peterka, R.J., 2002. Sensorimotor integration in human postural control. *J. Neurophysiol.* 88, 1097-1118.
- Peterka, R.J., 2003. Simplifying the complexities of maintaining balance. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* 22, 63-68.
- Petersen, T.H., Rosenberg, K., Petersen, N.C., Nielsen, J.B., 2009. Cortical involvement in anticipatory postural reactions in man. *Exp Brain Res* 193, 161-171.
- Phonthee, S., Saengsuwan, J., Siritaratiwat, W., Amatachaya, S., 2013. Incidence and Factors Associated With Falls in Independent Ambulatory Individuals With Spinal Cord Injury: A 6-Month Prospective Study. *Phys Ther.*
- Pickett, G.E., Campos-Benitez, M., Keller, J.L., Duggal, N., 2006. Epidemiology of traumatic spinal cord injury in Canada. *Spine* 31, 799-805.
- Pickett, K.A., Duncan, R.P., Paciorkowski, A.R., Permutt, M.A., Marshall, B., Hershey, T., Earhart, G.M., 2012. Balance impairment in individuals with Wolfram syndrome. *Gait Posture* 36, 619-624.
- Pickett, W., Simpson, K., Walker, J., Brison, R.J., Pickett, W., Simpson, K., Walker, J., Brison, R.J., 2003. Traumatic spinal cord injury in Ontario, Canada. *J Trauma* 55, 1070-1076.
- Pirouzmand, F., 2010. Epidemiological trends of spine and spinal cord injuries in the largest Canadian adult trauma center from 1986 to 2006. *Journal of neurosurgery.* *Spine* 12, 131-140.
- Popovic, M., Pappas, I.P., Nakazawa, K., Keller, T., Morari, M., Dietz, V., 2000. Stability criterion for controlling standing in able-bodied subjects. *J. Biomech.* 33, 1359-1368.
- Prentice, S.D., Drew, T., 2001. Contributions of the reticulospinal system to the postural adjustments occurring during voluntary gait modifications. *J. Neurophysiol.* 85, 679-698.
- Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Hoffmann, R.G., Lovett, E.G., Myklebust, B.M., 1996. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng* 43, 956-966.
- Prince, F., Winter, D.A., Stergiou, P., Walt, S.E., 1994. Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait & Posture* 2, 19-25.
- Qutubuddin, A.A., Pegg, P.O., Cifu, D.X., Brown, R., McNamee, S., Carne, W., Qutubuddin, A.A., Pegg, P.O., Cifu, D.X., Brown, R., McNamee, S., Carne, W., 2005. Validating the Berg Balance Scale for patients with Parkinson's disease: a key to rehabilitation evaluation.[see comment]. *Arch Phys Med Rehabil* 86, 789-792.

- Raymakers, J.A., Samson, M.M., Verhaar, H.J., 2005. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait Posture* 21, 48-58.
- Redfern, M.S., Yardley, L., Bronstein, A.M., 2001. Visual influences on balance. *J. Anxiety Disord.* 15, 81-94.
- Remelius, J.G., Hamill, J., Kent-Braun, J., Van Emmerik, R.E., Remelius, J.G., Hamill, J., Kent-Braun, J., Van Emmerik, R.E.A., 2008. Gait initiation in multiple sclerosis. *Motor Control* 12, 93-108.
- Rey, A., Robert, P., 2005. *Le grand Robert de la langue française, 2ème éd. dirigée par Alain Rey du Dictionnaire alphabétique et analogique de la langue française.* ed. Dictionnaires Le Robert, Paris.
- Ribaric-Jankes, K., Cobeljic, R., Svetel, M., Pesic, B., 2009. Vestibular function after spinal cord injury: preliminary results. *Spinal Cord* 47, 401-404.
- Richards, J., 2008. *Biomechanics in clinic and research : an interactive teaching and learning course.* Churchill Livingstone/Elsevier, Edinburgh ; Toronto.
- Roerdink, M., Hlavackova, P., Vuillerme, N., 2011. Effects of plantar-flexor muscle fatigue on the magnitude and regularity of center-of-pressure fluctuations. *Exp Brain Res* 212, 471-476.
- Rose, J., Gamble, J.G., Inman, V.T., 2006. *Human walking, 3rd ed.* Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia.
- Rosenblatt, N.J., Grabiner, M.D., 2010. Measures of frontal plane stability during treadmill and overground walking. *Gait Posture* 31, 380-384.
- Saraf, P., Rafferty, M.R., Moore, J.L., Kahn, J.H., Hendron, K., Leech, K., Hornby, T.G., 2010. Daily stepping in individuals with motor incomplete spinal cord injury. *Phys Ther* 90, 224-235.
- Sayenko, D.G., Alekhina, M.I., Masani, K., Vette, A.H., Obata, H., Popovic, M.R., Nakazawa, K., 2010. Positive effect of balance training with visual feedback on standing balance abilities in people with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord* 2010, 20.
- Schepens, B., Drew, T., 2004. Independent and convergent signals from the pontomedullary reticular formation contribute to the control of posture and movement during reaching in the cat. *J. Neurophysiol.* 92, 2217-2238.
- Scivoletto, G., Di Donna, V., Scivoletto, G., Di Donna, V., 2009. Prediction of walking recovery after spinal cord injury. *Brain Res Bull* 78, 43-51.
- Scivoletto, G., Romanelli, A., Mariotti, A., Marinucci, D., Tamburella, F., Mammone, A., Cosentino, E., Sterzi, S., Molinari, M., Scivoletto, G., Romanelli, A., Mariotti, A., Marinucci, D., Tamburella, F., Mammone, A., Cosentino, E., Sterzi, S., Molinari, M., 2008. Clinical factors that affect walking level and performance in chronic spinal cord lesion patients. *Spine* 33, 259-264.
- Sekhon, L.H., Fehlings, M.G., 2001. Epidemiology, demographics, and pathophysiology of acute spinal cord injury. *Spine* 26, S2-12.

- Shimada, H., Obuchi, S., Kamide, N., Shiba, Y., Okamoto, M., Kakurai, S., 2003. Relationship with dynamic balance function during standing and walking. *Am J Phys Med Rehabil* 82, 511-516.
- Shumway-Cook, A., Woollacott, M.H., 2007. Postural Control, in: Wilkins, L.W. (Ed.), *Motor control : translating research into clinical practice*, 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp. 157-296.
- Sipski, M.L., Richards, J.S., 2006. Spinal cord injury rehabilitation. *Am J Phys Med Rehabil* 85, 310-342.
- Slaboda, J.C., Barton, J.E., Maitin, I.B., Keshner, E.A., Ieee, 2009. Visual Field Dependence Influences Balance in Patients with Stroke. Ieee, New York.
- Somers, M.F., 2001. *Spinal cord injury : functional rehabilitation*, 2nd ed. Prentice Hall, Upper Saddle River, N.J.
- Soyuer, F., Ozturk, A., 2007. The effect of spasticity, sense and walking aids in falls of people after chronic stroke. *Disabil Rehabil* 29, 679-687.
- Sparrow, W.A., Tirosh, O., 2005. Gait termination: a review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies. *Gait Posture* 22, 362-371.
- Stapley, P.J., Drew, T., 2009. The pontomedullary reticular formation contributes to the compensatory postural responses observed following removal of the support surface in the standing cat. *J. Neurophysiol.* 101, 1334-1350.
- Stegemoller, E.L., Buckley, T.A., Pitsikoulis, C., Barthelemy, E., Roemmich, R., Hass, C.J., 2012. Postural Instability and Gait Impairment During Obstacle Crossing in Parkinson's Disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 93, 703-709.
- Streiner, D.L., Norman, G.R., 2003. *Health measurement scales : a practical guide to their development and use*, 3rd ed. Oxford University Press, Oxford ; New York.
- Sturnieks, D.L., St George, R., Lord, S.R., 2008. Balance disorders in the elderly. *Neurophysiol. Clin.* 38, 467-478.
- Tamburella, F., Scivoletto, G., Molinari, M., 2013. Balance training improves static stability and gait in chronic incomplete spinal cord injury subjects: a pilot study. *Eur J Phys Rehabil Med* 49, 353-364.
- Taube, W., Schubert, M., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., Gollhofer, A., 2006. Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. *J Appl Physiol* 101, 420-429.
- Thigpen, M.T., 2001. Automatic postural responses in individuals with incomplete spinal cord injury. 3039821, University of Florida, United States -- Florida.
- Thigpen, M.T., Cauraugh, J., Creel, G., Day, K., Flynn, S., Fritz, S., Frost, S., Respass, R., Gardner-Smith, P., Brack, M., Behrman, A., 2009. Adaptation of postural responses during different standing perturbation conditions in individuals with incomplete spinal cord injury. *Gait Posture* 29, 113-118.

- Torres-Oviedo, G., Ting, L.H., 2007. Muscle synergies characterizing human postural responses. *J. Neurophysiol.* 98, 2144-2156.
- Torres-Oviedo, G., Ting, L.H., 2010. Subject-specific muscle synergies in human balance control are consistent across different biomechanical contexts. *J. Neurophysiol.* 103, 3084-3098.
- Trivedi, H., Leonard, J.A., Ting, L.H., Stapley, P.J., 2010. Postural responses to unexpected perturbations of balance during reaching. *Exp Brain Res* 202, 485-491.
- Tsang, C.S., Liao, L.R., Chung, R.C., Pang, M.Y., 2013. Psychometric Properties of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) in Community-Dwelling Individuals With Chronic Stroke. *Phys Ther.*
- Tyson, S.F., Connell, L.A., 2009. How to measure balance in clinical practice. A systematic review of the psychometrics and clinical utility of measures of balance activity for neurological conditions. *Clin Rehabil* 23, 824-840.
- Tyson, S.F., DeSouza, L.H., 2004. Development of the Brunel Balance Assessment: a new measure of balance disability post stroke. *Clin Rehabil* 18, 801-810.
- Tyson, S.F., DeSouza, L.H., Tyson, S.F., DeSouza, L.H., 2004. Reliability and validity of functional balance tests post stroke. *Clin Rehabil* 18, 916-923.
- Tyson, S.F., Hanley, M., Chillala, J., Selley, A., Tallis, R.C., 2006. Balance disability after stroke. *Phys Ther* 86, 30-38.
- van Hedel, H.J., Dietz, V., 2010. Rehabilitation of locomotion after spinal cord injury. *Restor Neurol Neurosci* 28, 123-134.
- van Hedel, H.J.A., Wirth, B., Dietz, V., 2005. Limits of locomotor ability in subjects with a spinal cord injury. *Spinal Cord* 43, 593-603.
- van Keeken, H.G., Vrieling, A.H., Hof, A.L., Postema, K., Otten, B., 2013. Controlling horizontal deceleration during gait termination in transfemoral amputees: measurements and simulations. *Med. Eng. Phys.* 35, 583-590.
- Vaugoyeau, M., Viel, S., Amblard, B., Azulay, J.P., Assaiante, C., 2008. Proprioceptive contribution of postural control as assessed from very slow oscillations of the support in healthy humans. *Gait Posture* 27, 294-302.
- Viton, J.M., Timsit, M., Mesure, S., Massion, J., Franceschi, J.P., Delarque, A., 2000. Asymmetry of gait initiation in patients with unilateral knee arthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 81, 194-200.
- Vrieling, A.H., van Keeken, H.G., Schoppen, T., Otten, E., Halbertsma, J.P.K., Hof, A.L., Postema, K., 2008. Gait termination in lower limb amputees. *Gait Posture* 27, 82-90.
- Wang, T.Y., Lin, S.I., 2008. Sensitivity of plantar cutaneous sensation and postural stability. *Clin Biomech* 23, 493-499.

- Whittle, M.W., 2007. *Gait analysis : an introduction*, 4th ed ed. Toronto : Butterworth Heinemann Elsevier, Edinburgh ;.
- Winslow, C., Bode, R.K., Felton, D., Chen, D., Meyer, P.R., Jr., 2002. Impact of respiratory complications on length of stay and hospital costs in acute cervical spine injury. *Chest* 121, 1548-1554.
- Winter, D.A., 1990. *Biomechanics and motor control of human movement*, 2nd ed. Wiley, New York ;Toronto.
- Winter, D.A., 1991. *The biomechanics and motor control of human gait : normal, elderly and pathological*, 2nd ed. University of Waterloo Press, Waterloo, Ont.
- Winter, D.A., 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 3, 193-214.
- Winter, D.A., Patla, A.E., Ishac, M., Gage, W.H., 2003. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 13, 49-56.
- Wirz, M., Muller, R., Bastiaenen, C., 2010. Falls in persons with spinal cord injury: validity and reliability of the Berg Balance Scale. *Neurorehabil Neural Repair* 24, 70-77.
- Wyndaele, M., Wyndaele, J.J., 2006. Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: what learns a worldwide literature survey? *Spinal Cord* 44, 523-529.
- Yakovenko, S., Drew, T., 2009. A motor cortical contribution to the anticipatory postural adjustments that precede reaching in the cat. *J. Neurophysiol.* 102, 853-874.
- Yelnik, A.P., Kassouha, A., Bonan, I.V., Leman, M.C., Jacq, C., Vicaut, E., Colle, F.M., 2006. Postural visual dependence after recent stroke: Assessment by optokinetic stimulation. *Gait Posture* 24, 262-269.
- Yoshikawa, M., Doita, M., Okamoto, K., Manabe, M., Sha, N., Kurosaka, M., 2008. Impaired postural stability in patients with cervical myelopathy: evaluation by computerized static stabilometry. *Spine* 33, E460-464.
- Young, P.M.M., Dingwell, J.B., 2012. Voluntary changes in step width and step length during human walking affect dynamic margins of stability. *Gait Posture* 36, 219-224.
- Young, P.M.M., Wilken, J.M., Dingwell, J.B., 2012. Dynamic margins of stability during human walking in destabilizing environments. *J. Biomech.* 45, 1053-1059.
- Yu, E., Abe, M., Masani, K., Kawashima, N., Eto, F., Haga, N., Nakazawa, K., Yu, E., Abe, M., Masani, K., Kawashima, N., Eto, F., Haga, N., Nakazawa, K., 2008. Evaluation of postural control in quiet standing using center of mass acceleration: comparison among the young, the elderly, and people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 89, 1133-1139.

Zelenin, P.V., Beloozerova, I.N., Sirota, M.G., Orlovsky, G.N., Deliagina, T.G., 2010. Activity of red nucleus neurons in the cat during postural corrections. *J. Neurosci.* 30, 14533-14542.

ANNEXE I: CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Certificat d'éthique

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CÉR) atteste qu'il a évalué, lors de sa réunion du 17 mai 2011, le projet de recherche CRIR-578-0111 intitulé:

« Quantification des déterminants de l'équilibre statique et dynamique des personnes blessées médullaires ».

Présenté par: Jean-François Lemay
Sylvie Nadeau
Dany Gagnon
Cyril Duclos

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Le Comité autorise donc sa mise en œuvre sur la foi des documents suivants :

- Lettre d'introduction datée du 5 mai 2011 ;
- Formulaire A daté du 1^{er} février 2011 ;
- Formulaire d'évaluation de L'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal, daté du 11 février 2011, mentionnant que le projet est acceptable sur le plan de la convenance institutionnelle ;
- Lettre d'acceptation du projet et grille d'évaluation scientifique du projet de recherche datée du 6 mai 2011 ;
- Document intitulé: « Research grant agreement- Graig H. Nielsen Foundation;
- Budget ;
- Protocole de recherche intitulé « Quantification des déterminants de l'équilibre statique et dynamique des personnes blessées médullaires » ;
- Formulaire de consentement pour les participants inclus dans le projet Craig H. Nielsen (version du 2 juin 2011);
- Formulaire de consentement pour les participants non inclus dans le projet Craig H. Nielsen (version du 2 juin 2011).

Ce projet se déroulera dans le site du CRIR suivant : Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal

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

1. Informer, dès que possible, le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout incident ou accident lié à la procédure du projet ;

3. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout nouveau renseignement susceptible d'affecter l'intégrité ou l'éthicité du projet de recherche, ou encore, d'influer sur la décision d'un sujet de recherche quant à sa participation au projet ;
4. Notifier, dès que possible, le CÉR de toute suspension ou annulation d'autorisation relative au projet qu'aura formulée un organisme de subvention ou de réglementation ;
5. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout problème constaté par un tiers au cours d'une activité de surveillance ou de vérification, interne ou externe, qui est susceptible de remettre en question l'intégrité ou l'éthicité du projet ainsi que la décision du CÉR ;
6. Notifier, dès que possible, le CÉR de l'interruption prématurée, temporaire ou définitive du projet. Cette modification doit être accompagnée d'un rapport faisant état des motifs à la base de cette interruption et des répercussions sur celles-ci sur les sujets de recherche ;
7. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
8. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
9. Tenir et conserver, selon la procédure prévue dans la *Politique portant sur la conservation d'une liste des sujets de recherche*, incluse dans le cadre réglementaire des établissements du CRIR, une liste des personnes qui ont accepté de prendre part à la présente étude ;
10. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication ;
11. En vertu de l'article 19.2 de la *Loi sur les services de santé et les services sociaux*, obtenir l'autorisation du Directeur des services professionnels de l'établissement sollicité avant d'aller consulter les dossiers des usagers de cet établissement, le cas échéant.



Me Michel T. Giroux
Président du CÉR

Date d'émission
2 juin 2011

ANNEXE II: FORMULAIRES DE CONSENTEMENT

FORMULE DE CONSENTEMENT POUR VOTRE PARTICIPATION À UN PROJET DE RECHERCHE
PARTICIPANTS INCLUS DANS LE PROJET CRAIG H. NEILSEN

Titre du projet :

Quantification des déterminants de l'équilibre dynamique des personnes blessées médullaires.

RESPONSABLE:

Jean-François Lemay, pht, M.Sc. Physiothérapeute Institut de réadaptation
Gingras-Lindsay de Montréal, étudiant au
doctorat en sciences de la réadaptation,
Université de Montréal, École de
réadaptation. Responsable du projet.

CO-CHERCHEURS :

Sylvie Nadeau, Ph.D. Chercheure CRIR site IRGLM. Professeure
titulaire Université de Montréal, École de
réadaptation

Dany Gagnon, Ph.D. Chercheur CRIR site IRGLM. Professeur
adjoint Université de Montréal, École de
réadaptation

COLLABORATEUR :

Cyril Duclos, Ph.D. Chercheur CRIR site IRGLM. Professeur
adjoint Université de Montréal, École de
réadaptation

PRÉAMBULE :

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui implique l'évaluation de votre équilibre debout et de ses composantes. Avant d'accepter de

participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

Ce formulaire de consentement vous explique le but de cette étude, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin.

Le présent formulaire de consentement peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur et aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

DESCRIPTION DU PROJET ET DE SES OBJECTIFS :

Le projet vise à étudier l'équilibre debout des personnes blessées médullaires, un sujet peu abordé en recherche malgré une forte possibilité de récupération de la marche chez les personnes ayant un retour de la motricité dans leurs membres inférieurs. Plus précisément, la présente étude vise à décrire de façon plus complète l'équilibre debout des personnes blessées médullaires et de tenter de mieux comprendre les facteurs qui l'influencent. Les différences entre les capacités d'équilibre des personnes paraplégiques et tétraplégiques à se tenir debout seront évaluées. Ce projet devrait se dérouler sur deux ans au cours desquels nous recruterons 45 personnes qui seront évaluées en clinique et en laboratoire.

NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION :

Dans le cadre de ce projet de recherche vous serez convié à une séance d'évaluation d'une durée approximative de trois heures et demie durant laquelle on évaluera certaines capacités physiques en clinique et en laboratoire. Toutes les évaluations seront effectuées par un physiothérapeute expérimenté au département de physiothérapie et au laboratoire de pathokinésiologie de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal. On vous demande de porter un chandail à manche courte de même qu'un short ou un bermuda.

Les évaluations auront lieu dès l'admission au projet intitulé « Analyse des liens entre le contrôle postural et les activités de mobilité » auquel vous participez, de même qu'au congé et 4 mois après celui-ci. Les données provenant de l'évaluation physique déjà effectuée dans le cadre de ce projet seront recueillies.

Évaluation de l'équilibre (durée ~ 60 minutes): En clinique, l'équilibre sera évalué avec le Mini BESTest, une échelle clinique comportant 14 épreuves allant de tâches simples (se tenir debout yeux ouverts) à des tâches plus complexes (se tenir debout sur une jambe). L'équilibre sera également évalué avec le Balance Master, un appareil comportant une plaque de force qui enregistre les oscillations en position debout sur une période de 20 secondes. Les épreuves comportent des tests effectués yeux ouverts ou fermés, sur une surface stable ou en mouvement. Un harnais et la présence d'une personne assurera la sécurité tout au long de l'évaluation. En laboratoire, une plateforme de force sera utilisée pour enregistrer vos oscillations en position debout yeux ouverts et fermés, les pieds joints et écartés normalement. L'enregistrement se fera à trois reprises pour une durée de 20 secondes. Toutes ces évaluations seront effectuées en sécurité mais sans votre aide technique.

Évaluations cliniques (durée ~30 minutes): La sensibilité de vos membres inférieurs sera spécifiquement regardée (perception de la pression, proprioception, sens de la vibration). Enfin, un questionnaire portant sur la perception de la sécurité à la marche (échelle ABC) sera rempli conjointement.

Évaluation en laboratoire (durée ~60 minutes): *(N.B. :L'évaluation suivante concerne uniquement les personnes dont la lésion médullaire remonte à plus de 6 mois).* Une évaluation de l'équilibre dynamique de la marche sera effectuée à l'aide d'un système de caméras infrarouges. Avant la collecte des données, nous collerons sur votre peau à l'aide de ruban adhésif (collerettes) une quarantaine de marqueurs sur différentes parties de votre corps (pieds, jambes, cuisses, bassins, tronc et tête). Une fois l'installation des marqueurs terminée, nous mesurerons votre stabilité alors que vous marcherez sur une distance de 5m à trois reprises. Lors de l'exécution de ces tâches, une personne sera toujours près de vous afin de vous rattraper si vous

perdez l'équilibre. Tous les essais seront aussi enregistrés à l'aide de deux caméras vidéo afin de nous fournir une image témoin de la manière dont vous exécutez les tâches.

AVANTAGE POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

En tant que participant, vous ne retirerez aucun avantage de votre implication au projet de recherche. Par ailleurs, votre participation aura contribué à l'avancement de la recherche dans le domaine de la réadaptation des personnes avec une lésion médullaire.

RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous fait courir, sur le plan médical, aucun risque. Toutefois, dans quelques cas, une irritation cutanée pourrait survenir à l'endroit où ont été collés les marqueurs. À ce titre, les règles d'hygiène les plus strictes (collerettes à usage unique, nettoyage de la peau avec de l'alcool) seront mises en place. Si une irritation devait survenir, une lotion calmante sera appliquée. Si l'irritation cutanée persiste plus de 24 heures, vous devrez aviser un des responsables du projet et consulter un médecin. De plus, le risque de pertes d'équilibre lors de la marche ne peut être complètement éliminé.

Il est également entendu que votre participation à cette étude ne nuira d'aucune manière à tout traitement médical ou de réadaptation auquel vous êtes soumis ou pourriez éventuellement être soumis à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

Il se peut que les efforts demandés lors de l'évaluation en laboratoire provoquent une certaine fatigue mais celle-ci ne sera que temporaire. Par ailleurs, le déplacement occasionné pour la séance d'évaluation peut constituer un inconvénient pour certaines personnes.

ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL :

Nous vous demandons d'avoir accès à votre dossier médical pour prendre en note les informations suivantes: diagnostic, conditions associées, niveau de lésion, médicaments et votre âge. Ces données nous sont nécessaires étant donné qu'elles peuvent avoir un impact sur l'équilibre et la marche. Il est entendu que ces informations seront tenues confidentielles.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS :

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

CONFIDENTIALITÉ :

Tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude y compris les enregistrements vidéos seront codifiés et conservés sous clé dans une filière du laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse d'activités fonctionnelles de l'IRGLM par les responsables de l'étude pour une période de 5 ans suivant la fin du projet. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Après cette période de 5 ans, ces renseignements seront détruits. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier de recherche pourrait être consulté par une personne mandatée par le CÉR des établissements du CRIR ou de l'unité de l'éthique du ministère de la Santé et des Services sociaux, qui adhère à une politique de stricte confidentialité. En cas de présentation de résultats de cette recherche ou de publication, rien ne pourra permettre de vous identifier.

INFORMATIONS CONCERNANT L'ÉTUDE :

Pour votre satisfaction, nous nous appliquerons à répondre à toutes questions que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer. Pour toutes informations ou questions, vous pourrez communiquer avec Jean-François Lemay, pht, M.Sc. responsable du projet, au numéro de téléphone 514-340-2111 au poste 2183.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-4527 poste 2643

Participation volontaire et retrait de la participation :

Votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Il est entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans que cela n'affecte les soins et les services de santé que vous recevez ou recevrez de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal.

En cas de retrait de votre part, les documents écrits vous concernant seront détruits.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs, le commanditaire ou les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE :

Une somme de 50\$ vous sera remise lors de la dernière étape afin de compenser pour les dépenses encourues par votre participation à ce projet de recherche. De même, un coupon vous permettant d'avoir accès gratuitement au dîner à la cafétéria de l'établissement vous sera remis.

CONSENTEMENT :

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

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

J'accepte d'être contacté (e) dans le futur par les chercheurs impliqués dans ce projet pour d'autres études dans un domaine de recherche connexe:

- non
- oui (pour une durée d'un an) *
- oui (pour une durée de deux ans) *
- oui (pour une durée de cinq ans) *

** Notez que si vous cochez l'une de ces trois cases, vos coordonnées personnelles seront conservées par le chercheur principal pour la période à laquelle vous avez consenti.*

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

oui non

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

NOM DU PARTICIPANT

SIGNATURE

Fait à _____, le _____ 20_____.

FORMULE DE CONSENTEMENT POUR VOTRE PARTICIPATION À UN PROJET DE RECHERCHE
PARTICIPANTS NON INCLUS DANS LE PROJET CRAIG H. NEILSEN

Titre du projet :

Quantification des déterminants de l'équilibre dynamique des personnes blessées médullaires.

RESPONSABLE:

Jean-François Lemay, pht, M.Sc. Physiothérapeute Institut de réadaptation
Gingras-Lindsay de Montréal, étudiant au
doctorat en sciences de la réadaptation,
Université de Montréal, École de
réadaptation. Responsable du projet.

CO-CHERCHEURS :

Sylvie Nadeau, Ph.D. Chercheure CRIR site IRGLM. Professeure
titulaire Université de Montréal, École de
réadaptation

Dany Gagnon, Ph.D. Chercheur CRIR site IRGLM. Professeur
adjoint Université de Montréal, École de
réadaptation

COLLABORATEUR :

Cyril Duclos, Ph.D. Chercheur CRIR site IRGLM. Professeur
adjoint Université de Montréal, École de
réadaptation

PRÉAMBULE :

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui implique l'évaluation de votre équilibre debout et de ses composantes. Avant d'accepter de

participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

Ce formulaire de consentement vous explique le but de cette étude, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin.

Le présent formulaire de consentement peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur et aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

DESCRIPTION DU PROJET ET DE SES OBJECTIFS :

Le projet vise à étudier l'équilibre debout des personnes blessées médullaires, un sujet peu abordé en recherche malgré une forte possibilité de récupération de la marche chez les personnes ayant un retour de la motricité dans leurs membres inférieurs. Plus précisément, la présente étude vise à décrire de façon plus complète l'équilibre debout des personnes blessées médullaires et de tenter de mieux comprendre les facteurs qui l'influencent. Les différences entre les capacités d'équilibre des personnes paraplégiques et tétraplégiques à se tenir debout seront évaluées. Ce projet devrait se dérouler sur deux ans au cours desquels nous recruterons 45 personnes qui seront évaluées en clinique et en laboratoire.

NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION :

Dans le cadre de ce projet de recherche vous serez convié à une séance d'évaluation d'une durée approximative de trois heures et demie durant laquelle on évaluera certaines capacités physiques en clinique et en laboratoire. Toutes les évaluations seront effectuées par un physiothérapeute expérimenté au département de physiothérapie et au laboratoire de pathokinésiologie de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal. On vous demande de porter un chandail à manche courte de même qu'un short ou un bermuda.

Évaluation de l'équilibre (durée ~ 75 minutes): En clinique, l'équilibre sera évalué avec le Mini BESTest, une échelle clinique comportant 14 épreuves fonctionnelles allant de tâches simples (se tenir debout yeux ouverts) à des tâches plus complexes (se tenir debout sur une jambe). L'équilibre sera également évalué avec le Balance Master, un appareil comportant une plaque de force qui enregistre les oscillations en position debout sur une période de 20 secondes. Les épreuves comportent des tests effectués yeux ouverts ou fermés, sur une surface stable ou en mouvement. Un harnais et la présence d'une personne assurera la sécurité tout au long de l'évaluation. En laboratoire, une plateforme de force sera utilisée pour enregistrer vos oscillations en position debout yeux ouverts et fermés, les pieds joints et écartés normalement. L'enregistrement se fera à trois reprises pour une durée de 20 secondes. Par la suite, un test de portée fonctionnelle sera effectué debout où vous devrez vous pencher le plus loin possible sans tomber dans différentes directions. Un système de mesure par télémétrie au laser permettra de mesurer la distance franchie. Toutes ces évaluations seront effectuées en sécurité mais sans votre aide technique.

Évaluations cliniques (durée ~ 70 minutes): La fonction de vos membres inférieurs de même que la force du tronc seront évaluées. La force musculaire (dynamomètre manuel, Biodex, score moteur du ASIA), le tonus musculaire (échelle de spasticité) et la sensibilité (évaluation sensitive du ASIA, perception de la pression, proprioception, sens de la vibration) seront spécifiquement analysés. Enfin, un questionnaire portant sur la perception de la sécurité à la marche (échelle ABC) sera rempli conjointement.

Évaluation en laboratoire (durée ~ 60 minutes): Une évaluation de l'équilibre dynamique de la marche sera effectuée à l'aide d'un système de caméras infrarouges. Avant la collecte des données, nous collerons sur votre peau à l'aide de ruban adhésif (collerettes) une quarantaine de marqueurs sur différentes parties de votre corps (pieds, jambes, cuisses, bassins, tronc et tête). Une fois l'installation des marqueurs terminée, nous mesurerons votre stabilité alors que vous marcherez sur une distance de 5m à trois reprises. Lors de l'exécution de ces tâches, une personne sera toujours près de vous afin de vous rattraper si vous perdez l'équilibre. Tous les

essais seront aussi enregistrés à l'aide de deux caméras vidéo afin de nous fournir une image témoin de la manière dont vous exécutez les tâches.

AVANTAGE POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

En tant que participant, vous ne retirerez aucun avantage de votre implication au projet de recherche. Par ailleurs, votre participation aura contribué à l'avancement de la recherche dans le domaine de la réadaptation des personnes avec une lésion médullaire.

RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous fait courir, sur le plan médical, aucun risque. Toutefois, dans quelques cas, une irritation cutanée pourrait survenir à l'endroit où ont été collés les marqueurs. À ce titre, les règles d'hygiène les plus strictes (collerettes à usage unique, nettoyage de la peau avec de l'alcool) seront mises en place. Si une irritation devait survenir, une lotion calmante sera appliquée. Si l'irritation cutanée persiste plus de 24 heures, vous devrez aviser un des responsables du projet et consulter un médecin. De plus, le risque de pertes d'équilibre lors de la marche ne peut être complètement éliminé.

Il est également entendu que votre participation à cette étude ne nuira d'aucune manière à tout traitement médical ou de réadaptation auquel vous êtes soumis ou pourriez éventuellement être soumis à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

Il se peut que les efforts demandés lors de l'évaluation en laboratoire provoquent une certaine fatigue mais celle-ci ne sera que temporaire. Par ailleurs, le déplacement occasionné pour la séance d'évaluation peut constituer un inconvénient pour certaines personnes.

ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL :

Nous vous demandons d'avoir accès à votre dossier médical pour prendre en note les informations suivantes: diagnostic, conditions associées, niveau de lésion, médicaments et votre âge. Ces données nous sont nécessaires étant donné qu'elles peuvent avoir un impact sur l'équilibre et la marche. Il est entendu que ces informations seront tenues confidentielles.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS :

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

CONFIDENTIALITÉ :

Tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude y compris les enregistrements vidéos seront codifiés et conservés sous clé dans une filière du laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse d'activités fonctionnelles de l'IRGLM par les responsables de l'étude pour une période de 5 ans suivant la fin du projet. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Après cette période de 5 ans, ces renseignements seront détruits. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier de recherche pourrait être consulté par une personne mandatée par le CÉR des établissements du CRIR ou de l'unité de l'éthique du ministère de la Santé et des Services sociaux, qui adhère à une politique de stricte confidentialité. En cas de présentation de résultats de cette recherche ou de publication, rien ne pourra permettre de vous identifier.

INFORMATIONS CONCERNANT L'ÉTUDE :

Pour votre satisfaction, nous nous appliquerons à répondre à toutes questions que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer. Pour toutes informations ou questions, vous pourrez communiquer avec Jean-François Lemay, pht, M.Sc. responsable du projet, au numéro de téléphone 514-340-2111 au poste 2183.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-4527 poste 2643.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET RETRAIT DE LA PARTICIPATION :

Votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Il est entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans que cela n'affecte les soins et les services de santé que vous recevez ou recevrez de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal.

En cas de retrait de votre part, les documents écrits vous concernant seront détruits.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs, le commanditaire ou les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE :

Une somme de 50\$ vous sera remise lors de la dernière étape afin de compenser pour les dépenses encourues par votre participation à ce projet de recherche. De même, un coupon vous permettant d'avoir accès gratuitement au dîner à la cafétéria de l'établissement vous sera remis.

CONSENTEMENT :

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

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

J'accepte d'être contacté (e) dans le futur par les chercheurs impliqués dans ce projet pour d'autres études dans un domaine de recherche connexe :

- non
- oui (pour une durée d'un an) *
- oui (pour une durée de deux ans) *
- oui (pour une durée de cinq ans) *

** Notez que si vous cochez l'une de ces trois cases, vos coordonnées personnelles seront conservées par le chercheur principal pour la période à laquelle vous avez consenti.*

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

oui non

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

NOM DU PARTICIPANT

SIGNATURE

Fait à _____, le _____ 20_____.

ANNEXE III: ABRÉGÉS DES PRÉSENTATIONS PUBLIÉES

ABRÉGÉ #1

ASIA 38th Annual Scientific Meeting (2012)

Denver, Colorado

Présentation orale publiée dans

Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation vol.18; pp. 197-227

Title:

Comparing the Use of the Mini-BESTest with the Berg Balance Scale to Measure Standing Balance in Ambulatory Individuals with Incomplete Spinal Cord Injury: A Preliminary Report

Authors:

Jean-François Lemay, PT, MSc¹⁻³; Sylvie Nadeau, PT, PhD^{1,3}; Dany Gagnon, PT, PhD^{1,3}; Audrey Roy, PT, BSc^{1,2}; Cyril Duclos, PhD^{1,3}; Catherine Dansereau, PT, BSc²; Philippe Ménard, PT, BSc²

¹Pathokinesiology Laboratory, Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Montreal, QC; ²Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, Montreal, QC; ³School of Rehabilitation, Université de Montréal, Montreal, QC

Objective:

To compare the use of the newly developed Balance Evaluation Systems Test (mini-BESTest) and the Berg Balance Scale (BBS) when measuring standing balance in ambulatory individuals with incomplete spinal cord injury (SCI).

Design:

Cross-sectional study conducted at a rehabilitation center.

Participants/methods:

Twelve individuals (age = 53.7±17.6 years), who are capable of walking independently with or without assistive devices following an incomplete SCI (AIS=D) involving various vertebral levels (C4 to L2) sustained an average of 316±210 days prior to the study, participated in an evaluation session. During this session, the mini-BESTest and the BBS were completed to measure standing balance. The mini-BESTest includes 14 items that primarily target dynamic items (e.g., reactions to external perturbations, ground firmness and sensory integration) and functional tasks (e.g. walking over an obstacle, timed up and go task). The BBS includes 14 items of progressing difficulty levels which primarily target quasi-static tasks. Group mean and

individual results of the overall and item scores on both scales were examined using descriptive statistics.

Results:

None of the individuals with SCI obtained a perfect score on the mini-BESTest (range: 9 to 31/32), whereas the majority of them (58.3%; n=7) reached a perfect or near-perfect score ($\geq 55/56$) on the BBS. These seven individuals had a score greater than 19/32 on the mini-BESTest and represent the best performers on this scale. Items targeting compensatory stepping on lateral perturbations and stepping over obstacles while ambulating appear to be the most challenging in the mini-BESTest. Of all the items involved in these two balance tests, standing with feet together and eyes closed on a piece of foam (an item unique to the mini-BESTest) was the most difficult as only two individuals successfully completed it.

Conclusion:

These preliminary results suggest that the mini-BESTest is a useful performance-based outcome measure to quantify standing balance in ambulatory individuals with incomplete SCI, especially among those with minor static standing balance impairments.

Support:

Craig H. Neilsen Foundation and Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ).

ABRÉGÉ #2

ASIA 40th Annual Scientific Meeting (2013)

Chicago, Illinois

Présentation par affiche publiée dans

Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation vol.19; p. 63

Title:

An Analysis of a Multidirectional Stability Test and Quasi-static Standing Steadiness in Individuals with Spinal Cord Injury.

Authors:

Jean-François Lemay, PT, MSc^{1,2}; Dany Gagnon, PT, PhD^{1,2}; Sylvie Nadeau, PT, PhD^{1,2}; Cyril Duclos, PhD^{1,2}; Cindy Gauthier, PT, MSc^{1,2}; Murielle Grangeon, PhD¹; Audrey Roy, PT¹

¹Pathokinesiology Laboratory, Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal-Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, Montreal, QC; ²School of Rehabilitation, Université de Montréal, Montreal, QC

Objectives:

To compare performance in standing on a multidirectional limits of stability test (MLST) between individuals with an incomplete spinal cord injury (SCI) and healthy individuals and to quantify its relationship with a measure of quasi-static stability.

Design:

Cross-sectional study.

Participants/methods:

Sixteen individuals with an incomplete SCI (AIS=D) who walk independently and 16 healthy individuals were evaluated while standing on force plates. For the MLST, individuals leaned as far as possible in 8 directions, each separated by a 45° interval. The farthest distance reached by the COP (COP_{max}) and the ratio of the COP_{max} over the total trajectory length of the COP (COP_{ratio}) characterized performance in each direction. Quasi-static standing with eyes opened was evaluated using the root mean square distance of the COP (COP_{RMS}) over a 45s period. Between-group comparisons (independent t-tests) and, for individuals with SCI, the association between dynamic and quasi-static steadiness (correlation coefficient) were calculated.

Results:

Similar COP_{max} was reached between the two groups. Except for the posterior direction, individuals with SCI displayed a significantly lower COP_{ratio} as compared to healthy controls ($p \leq 0.034$) that confirms reduced precision. No association ($r \leq 0.503$) was found between the COP_{RMS} and the MLST parameters for individuals with SCI.

Conclusion:

Precision-related measures should be considered when performing comprehensive assessment of dynamic limits of stability in standing among individual with SCI. Different physiological mechanisms may control steadiness and multidirectional voluntary movements in standing among individuals with SCI.

Support:

Craig H. Neilsen Foundation and Fonds de la recherche du Québec-Santé (FRQS).

ANNEXE IV: ABRÉGÉS NON PUBLIÉS

Abrégé # 3

5th National Spinal Cord Injury Conference (2012)

Toronto, Ontario

Journée du REPAR (2013)

Québec, Québec

Présentation par affiche

Title:

Quasi-Static Postural Steadiness in Standing is Influenced by Visual Inputs in Individuals with Spinal Cord Injury

Authors:

Jean-François Lemay, Dany Gagnon, Murielle Grangeon, Cindy Gauthier, Sylvie Nadeau, Cyril Duclos.

Abstract:

Maintaining a steady standing posture is challenging for many individuals with spinal cord injury (SCI) who have regained the ability to walk. In these individuals, given their residual impairments, the contribution of visual inputs during standing may be higher than in healthy individuals. Whether or not clinical measurements of postural control reflect this contribution is unknown for the aforementioned population. This study aimed to compare changes in quasi-static postural steadiness when standing with eyes open and closed among individuals with SCI and healthy controls, and, for individuals with SCI, to verify the association between these changes and clinically assessed balance performance.

Fifteen individuals with an incomplete SCI, walking independently with or without assistive devices, and 14 healthy controls participated in the study. During a laboratory assessment, participants were asked to stand on forceplates embedded into the floor with feet in a standardized position and arms at the side during two 45-second trials with their eyes open (EO) and closed (EC) respectively. Reaction forces were recorded at a sampling frequency of 600 Hz. The resultant centre of pressure (COP) time series, computed from the tri-axial components of the combined reaction forces, was low-passed filtered (5 Hz) and down-sampled (600 Hz) before analysis. Of the 17 COP measurements proposed by *Prieto et al.*, the mean values of the Root Mean Square distance (RMS), the mean COP velocity (MV), and the COP sway-area (SA) are reported. Romberg ratios (EC performance/EO performance) for all COP measures were also computed. For individuals with SCI, standing balance was also

assessed with the Mini-BESTest. An ANOVA was used to compare groups and conditions, and t-tests (adjusted p value= 0.025) were used to confirm these differences. Romberg ratios were compared between groups using t-tests ($p=0.05$). Spearman correlation coefficients quantified the association between the Romberg ratios and the Mini-BESTest for the SCI group.

All data confirmed reduced postural steadiness in individuals with SCI when compared to healthy participants in both EO and EC conditions. COP data, except for healthy participant SA and MV, showed the EO condition to be the most stable. Romberg ratios of MV and SA were higher in individuals with SCI confirming a higher reliance on visual inputs in standing. Only RMS ($r=0.745$) and SA ($r=0.785$) ratios were significantly associated to the Mini-BESTest score.

Quasi-static postural steadiness in standing is reduced in individuals with SCI when compared to healthy individuals. Removing visual inputs further reduced steadiness, especially among individuals with SCI. In this population, reliance on visual inputs is elevated and associated with performance on a clinical balance assessment test.

Abrégé # 4

Colloque étudiant du CRIR (2012)

Montréal, Québec

Présentation orale

Title:

Comparing the Use of the Mini-BESTest with the Berg Balance Scale to Measure Standing Balance in Ambulatory Individuals with Incomplete Spinal Cord Injury: A Preliminary Report

Authors:

Jean-François Lemay, Sylvie Nadeau, Dany Gagnon, Audrey Roy, Cyril Duclos, Catherine Dansereau, Philippe Ménard.

Objective:

To compare the use of the newly developed Balance Evaluation Systems Test (mini-BESTest) and the Berg Balance Scale (BBS) when measuring standing balance in ambulatory individuals with incomplete spinal cord injury (SCI).

Design:

Cross-sectional study conducted at a rehabilitation center.

Participants/methods:

Twelve individuals (age = 53.7 ± 17.6 years), who are capable of walking independently with or without assistive devices following an incomplete SCI (AIS=D) involving various vertebral levels (C4 to L2) sustained an average of 316 ± 210 days prior to the study, participated in an evaluation session. During this session, the mini-BESTest and the BBS were completed to measure standing balance. The mini-BESTest includes 14 items that primarily target dynamic items (e.g., reactions to external perturbations, ground firmness and sensory integration) and functional tasks (e.g. walking over an obstacle, timed up and go task). The BBS includes 14 items of progressing difficulty levels which primarily target quasi-static tasks. Group mean and individual results of the overall and item scores on both scales were examined using descriptive statistics.

Results:

None of the individuals with SCI obtained a perfect score on the mini-BESTest (range: 9 to 31/32), whereas the majority of them (58.3%; n=7) reached a perfect or near-perfect score ($\geq 55/56$) on the BBS. These seven individuals had a score greater than 19/32 on the mini-BESTest and represent the best performers on this scale. Items targeting compensatory stepping on lateral perturbations and stepping over obstacles while ambulating appear to be the most challenging in the mini-BESTest. Of all the items involved in these two balance tests, standing with feet together and eyes closed on a piece of foam (an item unique to the mini-BESTest) was the most difficult as only two individuals successfully completed it.

Conclusion:

These preliminary results suggest that the mini-BESTest is a useful performance-based outcome measure to quantify standing balance in ambulatory individuals with incomplete SCI, especially among those with minor static standing balance impairments.