

Université de Montréal

**Étude des qualités psychométriques du Mini-BESTest avec la clientèle lésée
médullaire en réadaptation**

par Audrey Roy, pht

École de réadaptation
Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté de médecine
en vue de l'obtention du grade de Maître ès (M.Sc.)
en Sciences de la Réadaptation

Septembre 2018

© Audrey Roy, 2018

Résumé

Les personnes admises en réadaptation fonctionnelle intensive (RFI) après une lésion médullaire (LM) ont souvent une atteinte du contrôle postural debout. L'objectif principal était d'évaluer les qualités psychométriques d'une nouvelle évaluation du contrôle postural, le Mini-BESTest (MBT), chez cette clientèle.

Les données cliniques de 60 personnes avec une LM (devis prospectif : n=24 ; devis rétrospectif : n=36), d'âge moyen de 52 ans, ont été utilisées. La fidélité test-retest et inter-évaluateurs a été investiguée auprès de 23 participants pouvant tenir debout 30 secondes sans aide. Le MBT a été administré à deux reprises (un à deux jours d'intervalle), en début (n=12 participants) ou en fin de réadaptation (n=11). L'une de ces deux séances a été filmée afin d'évaluer la fidélité inter-évaluateurs. De plus, ces participants ont coté leur perception du changement de leur contrôle postural debout durant leur réadaptation avec un questionnaire. Les résultats à plusieurs tests cliniques ont servi à l'analyse des autres qualités psychométriques. Divers tests statistiques et approches recommandés ont été utilisés. Le seuil de signification a été fixé à 0,05.

Les résultats ont montré une excellente fidélité test-retest ($CCI_{2,1} = 0,94$) et inter-évaluateurs ($CCI_{2,1} = 0,96$). Le changement minimal détectable était de 4 points. Les corrélations entre le MBT et les autres évaluations de l'équilibre et de la marche ($r_s = \pm 0,74 - 0,82$) supportent la validité de construit du MBT, tout comme la discrimination significative entre différents groupes. Les changements de score au MBT entre l'évaluation pré et post-réadaptation ont démontré une sensibilité au changement interne suffisante alors que la sensibilité au changement externe était insuffisante. Le MBT n'a démontré ni effet plancher, ni effet plafond. L'épreuve n° 7 (pieds joints : yeux ouverts, surface ferme) était la plus facile et pourrait servir d'indicateur pour décider d'exécuter le MBT durant la réadaptation. L'ensemble des résultats supporte l'utilisation du MBT en clinique pour évaluer le contrôle postural debout des personnes avec une LM en RFI.

Mots-clés : Réadaptation, lésion médullaire, contrôle postural, équilibre, marche, évaluation clinique, fidélité, validité, sensibilité au changement.

Abstract

People admitted to an inpatient rehabilitation hospital after spinal cord injury (SCI) often have a standing postural control impairment. The main objective was to evaluate the psychometric properties of a new balance assessment, the Mini-BESTest (MBT), in this clientele.

The clinical data of 60 people with SCI (prospective study: $n=24$; retrospective study: $n=36$), average age of 52 years, were used. The test-retest and inter-rater reliability were investigated for 23 participants able to stand 30 seconds without help. The MBT was administered twice at one- to two-day intervals at the beginning ($n=12$ participants) or at the end of rehabilitation ($n=11$). One of these two sessions was recorded to evaluate inter-rater reliability. In addition, these participants completed a questionnaire to rate their perception of the change in their standing balance during their rehabilitation. Results from several clinical tests allowed assessing other psychometric properties. Various statistical tests and recommended approaches were used. The significance level was set at 0.05.

The results showed excellent test-retest ($CCI_{2,1} = 0.94$) and inter-rater ($CCI_{2,1} = 0.96$) reliability. The minimal detectable change was 4 points. Correlations between the MBT and other balance and walking assessments ($r_s = \pm 0.74 - 0.82$) support the construct validity of the MBT, as does the significant discrimination between different groups. Changes in scores between the MBT pre- and post-rehabilitation assessments demonstrated sufficient internal responsiveness while external responsiveness was insufficient. The MBT demonstrated neither floor nor ceiling effect. Item #7 (feet together: eyes open, firm surface) was the easiest and could serve as an indicator for deciding whether or not to perform the MBT during rehabilitation. The overall results support the use of the MBT in a clinical environment to evaluate the standing postural control of people with SCI in inpatient rehabilitation.

Keywords: Rehabilitation, spinal cord injury, postural control, balance, walking, clinical evaluation, reliability, validity, responsiveness.

Table des matières

Résumé.....	i
Abstract.....	ii
Table des matières.....	iii
Liste des tableaux.....	vi
Liste des figures.....	viii
Liste des sigles.....	ix
Liste des abréviations.....	xi
Remerciements.....	xiii
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION.....	1
1.1 Problématique.....	1
1.2 Objectifs de l'étude.....	2
1.3 Hypothèses.....	3
1.4 Pertinence.....	3
CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS.....	5
2.1 La Lésion Médullaire.....	5
2.1.1 Anatomie et physiologie de la moelle épinière.....	5
2.1.2 La lésion médullaire.....	6
2.1.3 Classification des lésions médullaires.....	7
2.1.4 Épidémiologie des lésions médullaires.....	10
2.1.5 Réadaptation d'une personne avec une lésion médullaire.....	11
2.1.6 Évaluation d'une personne avec une lésion médullaire.....	13
2.2 Le contrôle postural.....	15
2.2.1 Théories du contrôle postural.....	15
2.2.2 Contrôle postural debout des personnes avec une lésion médullaire.....	17
2.2.3 Évaluation du contrôle postural.....	25
2.3 Le Mini-BESTest.....	29
2.3.1 Origine du Mini-BESTest.....	29
2.3.2 Description du Mini-BESTest.....	30
2.4 Les qualités psychométriques du Mini-BESTest.....	30
2.4.1 Fidélité du Mini-BESTest.....	33
2.4.2 Validité du Mini-BESTest.....	36
2.4.3 Sensibilité au changement du Mini-BESTest.....	41
2.4.4 Interprétabilité du Mini-BESTest.....	43
2.4.5 Applicabilité clinique.....	45
2.5 Résumé.....	46

CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE.....	47
3.1 Approbations préalables à la réalisation de l'étude	47
3.2 Devis de l'étude	48
3.3 Participants.....	48
3.3.1 Devis prospectif	48
3.3.2 Devis rétrospectif.....	49
3.4 Mesures	51
3.4.1 Évaluations du contrôle postural.....	51
3.4.2 Évaluations de la marche	52
3.4.3 Autres évaluations.....	52
3.4.4 Informations collectées au dossier des participants	53
3.4.5 Évaluateurs.....	54
3.5 Procédures.....	55
3.5.1 Devis prospectif	55
3.5.2 Devis rétrospectif.....	56
3.6 Analyse des données	57
CHAPITRE 4 : RÉSULTATS DE L'ÉTUDE DE FIDÉLITÉ (ARTICLE)	60
Title	61
Authors.....	61
Abstract	62
Introduction.....	63
Methods.....	64
Study design.....	64
Participants.....	65
Sample size	65
Outcome measure.....	65
Procedure	66
Statistical analysis.....	67
Results.....	69
Characteristics of participants.....	69
Test-retest reliability	69
Inter-rater reliability.....	70
Minimal detectable change	70
Discussion	70
Conclusion	74
Implications for clinical practice	74
Acknowledgments.....	74
References.....	75
Tables.....	80
Figure	83

CHAPITRE 5 : RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES.....	85
5.1 Données descriptives	85
5.2 Validité de construit.....	89
5.2.1 Validité convergente	89
5.2.2 Validité divergente.....	90
5.2.3 Validité discriminante.....	91
5.3 Sensibilité au changement.....	94
5.4 Interprétabilité.....	97
5.4.1 Effet plancher/plafond	97
5.4.2 Difficulté relative des épreuves	98
CHAPITRE 6 : DISCUSSION.....	101
6.1 Fidélité	101
6.2 Validité de construit.....	102
6.3 Sensibilité au changement.....	104
6.4 Interprétabilité.....	107
6.4.1 Effet plancher/plafond	107
6.4.2 Difficulté des épreuves	108
6.4.3 Changement minimal cliniquement important.....	111
6.5 Applicabilité clinique.....	113
6.6 Limites de l'étude	113
CHAPITRE 7 : CONCLUSION	115
CHAPITRE 8 : CONSIDÉRATIONS CLINIQUES	116
Bibliographie	i
ANNEXE I : ÉVALUATIONS DU Mini-BESTest (MBT) ET ÉCHELLE DE PERCEPTION DU CHANGEMENT.....	i
ANNEXE II : FORMULAIRES DE CONSENTEMENT.....	x
ANNEXE III : CERTIFICAT ÉTHIQUE	xxiv
ANNEXE IV : AUTORISATION POUR CONSULTER LES DOSSIERS	xxvii

Liste des tableaux

Tableau I.	Échelle de sévérité de l’American Spinal Injury Association Impairment Scale (AIS).....	10
Tableau II.	Définitions de certains termes biomécaniques.....	16
Tableau III.	Épreuves du BBS et du MBT.....	28
Tableau IV.	Références utilisées pour interpréter les caractéristiques psychométriques du MBT	32
Tableau V.	Fidélité du MBT avec la clientèle ayant subi une LM.....	36
Tableau VI.	Validité de construit du MBT avec la clientèle ayant subi une LM.	39
Tableau VII.	Sensibilité au changement et interprétabilité du MBT avec la clientèle ayant subi une LM.	45
Tableau VIII.	Professionnels responsables de chaque évaluation à l’installation Gingras-Lindsay-de-Montréal.....	54
Tableau IX.	Données descriptives des personnes incluses dans les analyses complémentaires au début de la réadaptation (T1).....	86
Tableau X.	Données cliniques des 60 participants inclus dans le projet : Devis prospectif (P : n=24) et rétrospectif (R : n=36).....	87
Tableau XI.	Associations des scores au MBT et au BBS avec les résultats aux autres tests cliniques pour les valeurs pré (T1) et post-réadaptation (T2) combinées	90
Tableau XII.	Association du MBT et du BBS avec l’âge et l’IMC à T1	90
Tableau XIII.	Médianes des scores au MBT et au BBS de différents groupes de participants avec LM pour les visites T1 et T2 combinées.....	92
Tableau XIV.	Aires sous la courbe ROC, scores limites optimaux et indices de précision du MBT et du BBS pour identifier les marcheurs n’utilisant aucun AT à la marche	93
Tableau XV.	Distribution des scores pré (T1) et post-réadaptation (T2) du MBT et du BBS (n = 35)	94
Tableau XVI.	Sensibilité au changement interne et externe du MBT et du BBS chez les participants ayant fait les deux évaluations.....	96

Tableau XVII.	Sensibilité au changement externe : associations du changement des scores (T2 – T1) au MBT et au BBS avec d’autres tests d’équilibre et de marche.	97
Tableau XVIII.	Effet plafond du MBT et du BBS	98
Tableau XIX.	Valeurs possibles de MCID pour le MBT	112

Liste des figures

Figure 1.	Évaluation neurologique <i>American Spinal Injury Association Impairment Scale (AIS): International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury (ISNCSCI)</i>	9
Figure 2.	Composantes du contrôle postural selon Horak (2006).....	17
Figure 3.	Influence de la vision sur le déplacement du CP.	22
Figure 4.	Effet plafond du BBS chez des personnes avec une LM.	29
Figure 5.	Organigramme de recrutement	50
Figure 6.	Procédure du devis prospectif.....	56
Figure 7.	Association des scores au MBT avec les résultats aux autres tests cliniques.....	89
Figure 8.	Comparaison des courbes ROC du MBT et du BBS démontrant leur précision pour identifier les personnes n'utilisant aucun AT à la marche.....	93
Figure 9.	Pourcentage de personnes ayant eu le score maximal aux épreuves du MBT (A) et du BBS (B) à T1 et à T2	100

Liste des sigles

6MWT : Test de marche de 6 minutes (*Six-minute walk test*)

10MWT : Test de vitesse de marche sur 10 mètres (*10-meter walk test*)

AIS : *ASIA Impairment Scale*

ASIA : *American Spinal Cord Injury Association*

AT : Aide technique

AUC : Aire sous la courbe ROC (*area under the ROC curve*)

AVC : Accident vasculaire cérébral

BBS : Échelle d'équilibre de Berg (*Berg Balance Scale*)

BESTest : *Balance Evaluation Systems Test*

CCI/ICC : Coefficient de corrélation intraclasse / *Intraclass correlation coefficient*

CCSMTL : Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux du Centre-Sud-de-l'Ile-de-Montréal

CG : Centre de gravité

CMD/MDC : Changement minimal détectable / *Minimal detectable change*

CMD%/MDC% : Changement minimal détectable en pourcentage / *Percent minimal detectable change*

CP: Centre de pression

CRIR : Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain

ES : Taille de l'effet (*effect size*)

ÉT/SD : Écart-type / *Standard deviation*

FES-I : *Falls Efficacy Scale-International*

GRCS : Échelle de perception du changement (*Global Rating of Change Scale*)

IRGLM : Installation Gingras-Lindsay-de-Montréal (anciennement Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal)

k = Coefficient de kappa (*kappa statistic*)

K_w = Coefficient de kappa pondéré (*weighted kappa statistic*)

LEMS : Score moteur des membres inférieurs (*Lower Extremity Motor Score*)

LM : Lésion médullaire

LR+/LR- = Rapports de vraisemblance positif/négatif (*likelihood ratios*)

MBT: Mini-BESTest ou *Mini-Balance Evaluation Systems Test*
MCID/DMCI ou CMCI = changement minimal cliniquement important
NT : Non traumatique
RFI: Réadaptation fonctionnelle intensive
ROC : *Receiver Operating Characteristic*
r : coefficient de corrélation de Pearson
 r_s : coefficient de corrélation de rang de Spearman
SCIM-III : *Spinal Cord Independence Measure - version 3*
SEM : Erreur-type de mesure (*standard error of measurement*)
Sn/Sp : Sensibilité/spécificité
SRM : Réponse moyenne standardisée (*standardized response mean*)
T : Traumatique
UEMS : Score moteur des membres supérieurs (*upper extremity motor score*)
 W : coefficient de concordance W de Kendall (*Kendall's coefficient of concordance W*)
WISCI : *Walking Index for Spinal Cord Injury*

Liste des abréviations

corr. : corrélation

discr. : discrimination

etc. : et cætera

ex. : exemple

i.e. : c'est-à-dire

M. : monsieur

max. : maximum

min. : minimum

n° : numéro

sign. : significatif(ve)

vs. : versus

À Paul, ma source de support, d'amour, de réconfort et de dépassement.

À Elliott, dont la présence illumine ma vie chaque jour.

À mes parents pour leur grand cœur, source infinie d'amour.

Remerciements

Tout d'abord, j'aimerais exprimer toute ma gratitude envers la professeure Sylvie Nadeau, Ph.D, directrice de ce projet de recherche. Je me sens choyée d'avoir pu bénéficier des connaissances et des conseils de cette grande chercheuse érudite. Son engagement et sa passion m'ont inspiré ce retour aux études, qui s'est avéré encore plus stimulant et enrichissant que je ne l'avais imaginé. Sa confiance et ses encouragements m'ont poussé à réaliser ce projet en donnant le meilleur de moi-même. Malgré son horaire chargé, elle a toujours su me supporter lorsque j'en avais besoin. De l'élaboration du projet aux innombrables corrections, sa grande générosité a été essentielle à la réalisation de ce travail.

J'aimerais aussi remercier la professeure Johanne Higgins, Ph.D pour sa disponibilité, ses conseils et son expertise à plusieurs niveaux à travers mon parcours. M. Jean-François Lemay, Ph.D a aussi été d'une grande générosité à mon égard. Je le remercie pour sa grande disponibilité, ses talents d'enseignant et les innombrables trucs et pistes de réflexion qu'il m'a donnés tout au long de cette aventure. Un grand merci aux réviseurs généreux qui ont mis leur touche finale à ce travail : Carole Miéville, Marie-Thérèse Laramée, Yves Roy et Carole Roy. Merci également à Dawn Deakin pour la révision des sections en anglais de ce mémoire.

Mes collègues Catherine Dansereau et Jean-François Lemay méritent également toute mon appréciation pour leur implication stimulante dans la collecte de données. Les thérapeutes du programme des lésions médullaires du CCSMTL, installation Gingras-Lindsay-de-Montréal, m'ont aussi été d'une grande aide pour le recrutement des participants; un grand merci à vous tous. Pour son aide dans les analyses statistiques, j'aimerais remercier Marie-France Valois, statisticienne. De plus, cette étude n'aurait pas été possible sans les participants, qui ont accepté gracieusement d'y participer. Leur ouverture d'esprit et leur courage m'inspirent chaque jour.

J'aimerais aussi remercier l'Équipe de Recherche en Réadaptation Sensorimotrice qui m'a permis l'accès à une base de données cliniques pour l'étude rétrospective.

Finalement, je tiens à remercier l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ), le Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation du Montréal Métropolitain (CRIR) et l'école de réadaptation de l'université de Montréal pour leur soutien financier très apprécié.

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

1.1 Problématique

Une lésion médullaire (LM) est une atteinte sérieuse du système nerveux central qui affecte des capacités fonctionnelles importantes. Au Canada, 44% des gens ayant subi une LM retrouvent la capacité de marcher de façon indépendante (Hicks et al., 2017). Chez les personnes en phase chronique, la marche est déterminée, entre autres, par le niveau d'atteinte du contrôle postural en position debout (Scivoletto et al., 2008). Puisque la LM peut affecter plusieurs systèmes impliqués dans le contrôle postural, tels que les systèmes sensoriel et moteur (Horak et Macpherson, 1996; Khuna et al., 2017; Lemay, Gagnon, et al., 2014), l'évaluation de celui-ci devrait permettre de cibler les déficits associés à l'équilibre debout pouvant être entraînés en réadaptation.

Après avoir revu tous les outils existants dans la littérature, un panel d'experts a récemment recommandé l'utilisation de l'échelle d'équilibre de Berg (*Berg Balance Scale*; BBS) et du *Mini-BESTest* (MBT) pour évaluer l'équilibre debout des populations adultes (Sibley, Howe, et al., 2015). Alors que le BBS est largement utilisé (Bambirra et al., 2015; Berg et al., 1989; Sibley, Beauchamp, et al., 2015) et qu'il est un outil valide et fidèle avec la clientèle ayant subi une LM (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016), un effet plafond limite son applicabilité chez les personnes présentant une meilleure récupération sensorimotrice (Datta et al., 2012; Jørgensen et al., 2017; Lemay et Nadeau, 2010). Le BBS a également été critiqué pour ignorer certaines composantes plus dynamiques de l'équilibre comme le contrôle postural réactif et l'équilibre durant la marche (Datta et al., 2012; Sibley, Beauchamp, et al., 2015).

Le MBT est une version raccourcie du *Balance Evaluation Systems Test* (BESTest). Il a été développé pour évaluer les différentes composantes du contrôle postural debout. Cliniquement mieux accepté que la version longue en raison du temps de passation plus court, c'est-à-dire 15 minutes pour le MBT vs 45 minutes pour le BESTest (Franchignoni et al., 2015), le MBT contient 14 épreuves évaluant quatre des six composantes du contrôle postural contenues dans le BESTest : les ajustements posturaux anticipatoires, le contrôle postural

réactif, l'orientation sensorielle, et la marche dynamique. Une étude réalisée auprès de thérapeutes œuvrant avec plusieurs clientèles en réadaptation, incluant des personnes avec une LM, a démontré que ceux-ci considéraient le MBT utile dans leur pratique (Roaldsen et al., 2015). Selon ces mêmes auteurs, ce test aurait également le potentiel d'aider les thérapeutes à identifier les composantes du contrôle postural responsables des déficits d'équilibre debout et ainsi aider à mieux cibler les interventions. Contrairement au BBS, le MBT n'a démontré aucun effet plafond chez les personnes avec une LM (Chiu et Pang, 2017; Jørgensen et al., 2017; Roaldsen et al., 2015). Il permettrait donc de mieux évaluer les clients ayant un niveau fonctionnel plus élevé. De plus, Jørgensen et al. (2017) ont rapporté une bonne cohérence interne et une bonne validité de construit (convergente et discriminante) de cet outil avec les personnes ayant une LM en phase chronique. Bien que le MBT semble pertinent pour la clientèle ayant subi une LM en phase de réadaptation, sa validité, sa fidélité ainsi que sa sensibilité au changement auprès de cette clientèle spécifique ne sont pas rapportées dans la littérature. Considérant, l'importance de ces qualités psychométriques dans l'utilisation des outils de mesure, il serait important de documenter ces aspects avant de promouvoir le MBT en réadaptation.

1.2 Objectifs de l'étude

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer les qualités psychométriques du MBT pour la clientèle ayant subi une LM en contexte de réadaptation, c'est-à-dire de documenter la fidélité test-retest et inter-évaluateur, la validité et la sensibilité au changement. Plus précisément, deux types de validité ont été explorées : 1) la validité convergente en reliant les scores du MBT avec les scores au BBS, les résultats au *Timed Up and Go* (TUG), au test de marche de 6 minutes (6MWT) et à la vitesse de marche sur 10 mètres (10MWT) et 2) la validité discriminante en déterminant si les scores au MBT peuvent discriminer des groupes d'individus en se basant sur la classification *American Spinal Cord Injury Association Impairment Scale* (AIS), le niveau de lésion de la moelle (paraplégie ou tétraplégie), l'aide technique (AT) à la marche utilisée et la vitesse de marche.

En lien avec l'étude de ces qualités psychométriques, d'autres éléments importants à l'utilisation du MBT en clinique ou en recherche ont été documentés tels que la présence ou l'absence d'effets plancher et plafond, l'erreur-type de mesure (SEM), le changement minimal détectable (CMD) et le changement minimal cliniquement important (MCID). De plus, certaines données pertinentes à l'utilisation clinique du MBT seront abordées, telles que la difficulté relative des épreuves.

1.3 Hypothèses

L'hypothèse principale était que le MBT allait être fidèle, valide et sensible au changement chez la clientèle ayant une LM en réadaptation. Il était attendu que le MBT ne présenterait pas d'effet plafond, mais qu'un effet de plancher serait observé (faible discrimination des gens ayant peu d'équilibre debout). Basé sur des études antérieures, le degré d'association attendu entre le MBT et les autres évaluations impliquant des éléments du contrôle postural et de la marche (validité convergente) était de modéré à élevé ($r > 0,5$; Chiu et Pang, 2017; Di Carlo et al., 2016; Jørgensen et al., 2017). De plus, il était attendu que le MBT ne pourrait pas discriminer (validité discriminante) les individus ayant une paraplégie de ceux ayant une tétraplégie, mais qu'il pourrait discriminer des individus selon leur score AIS (A et B vs C vs D), l'utilisation ou non d'une AT et leur vitesse de marche.

1.4 Pertinence

L'évaluation du contrôle postural debout est un aspect important de la réadaptation des personnes avec une LM puisqu'elle permet d'inférer sur certaines difficultés locomotrices et de recommander l'utilisation d'AT à la marche. L'acceptation des hypothèses du projet permettra de recommander l'utilisation du MBT en ajout au BBS pour l'évaluation du contrôle postural chez les personnes ayant une meilleure récupération. De plus, comme le MBT permet d'identifier les systèmes à l'origine des déficits du contrôle postural, les thérapeutes pourront s'en servir pour traiter plus spécifiquement leurs clients. Cette étude est également pertinente d'un point de vue descriptif. En effet, le contrôle postural des personnes avec une LM a été peu

étudié à ce jour. Les scores totaux ainsi que les scores aux épreuves individuelles des tests d'équilibre fourniront des informations sur les déficits du contrôle postural chez cette clientèle.

CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS

Ce chapitre décrit les différents éléments essentiels à la mise en contexte et la compréhension des résultats de ce mémoire. Dans un premier temps, la nature, l'impact, la réadaptation et l'évaluation d'une LM seront abordés. Ensuite, les caractéristiques du contrôle postural en lien avec les LM seront explorées. Finalement, le MBT sera présenté ainsi qu'une revue des qualités psychométriques ayant été rapportées dans la littérature à son sujet jusqu'à maintenant.

2.1 La Lésion Médullaire

2.1.1 Anatomie et physiologie de la moelle épinière

La moelle épinière est située à l'intérieur du canal médullaire de la colonne vertébrale. Elle fait partie du système nerveux central et s'étend du foramen magnum, au niveau de la première vertèbre cervicale (C1), jusqu'aux premières vertèbres lombaires (L1 ou L2). La partie distale et effilée de la moelle épinière se nomme le « cône médullaire ». Sous ces niveaux dans le canal médullaire, se trouvent un ensemble de nerfs périphériques qui émergent des derniers segments de la moelle épinière et du cône médullaire; la queue de cheval (World Health Organisation, 2013).

La moelle épinière est constituée de neurones relayant les informations motrices envoyées par le cerveau en direction des muscles (voies descendantes), ainsi que les informations somatosensorielles provenant de la périphérie, vers le cerveau (voies ascendantes). Plusieurs ensembles de neurones ayant des fonctions spécifiques se réunissent en tractus et faisceaux dans la moelle épinière (Bican et al., 2013). Ces informations entrent et sortent de la moelle épinière par les nerfs spinaux. Chaque nerf spinal correspond à un niveau segmentaire de la moelle épinière. Les 8 niveaux neurologiques cervicaux (C1-C8) sont responsables d'innover le cou, les membres supérieurs et le diaphragme, les 12 niveaux thoraciques (T1-T12) sont responsables principalement du tronc et les 5 niveaux lombaires (L1-L5) sont

responsables principalement des membres inférieurs. Les nerfs émergeant des foramens sacraux (S1-S5) sont responsables de la région pelvienne, des sphincters et d'une partie des membres inférieurs (World Health Organisation, 2013).

2.1.2 La lésion médullaire

Une LM est une altération de l'intégrité des neurones de la moelle épinière ayant pour conséquence l'interruption partielle ou totale des influx nerveux qui y voyagent (World Health Organisation, 2013). Cette déficience physique peut être d'origine traumatique (T) ou non traumatique (NT). Les LM T peuvent être causées par un accident de la route ou une chute par exemple. Les LM NT peuvent être induites par une pathologie ou une malformation, comme par exemple, une tumeur, une maladie vasculaire, une infection ou une spina bifida (Moutquin et al., 2013; Rick Hansen Institute, 2016). Une LM provoquera des pertes sensitives et motrices sous le niveau de lésion. Globalement, une LM au niveau des segments cervicaux affectera les quatre membres, le tronc et la région pelvienne. On nomme cette condition « tétraplégie » (quatre membres atteints). Une LM sous les niveaux cervicaux épargnera les membres supérieurs et se nomme « paraplégie » (deux membres atteints; Kirshblum et al., 2011). Une LM peut être en phase aiguë, subaiguë ou chronique. Elle est considérée en phase chronique à partir de 12 mois post-lésion (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016).

Les déficiences secondaires à une LM dépendent de la sévérité de l'atteinte des neurones et de la localisation de la lésion. La perte de force et d'endurance musculaire ainsi que la perte de sensibilité superficielle et profonde (toucher léger, douleur, température, vibration, proprioception) sous le niveau de la lésion sont les principales déficiences rencontrées par cette clientèle (Bican et al., 2013). En plus d'avoir un effet sur leurs capacités fonctionnelles, ces déficiences peuvent également affecter le contrôle des muscles respiratoires ainsi que le contrôle volontaire des sphincters, perturbant les capacités respiratoire et les capacités d'élimination, respectivement (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). La spasticité (boucles réflexes non inhibées au niveau de la moelle épinière) est une autre conséquence fréquente d'une LM (Bican et al., 2013). Les activations musculaires involontaires peuvent être bénéfiques notamment pour faciliter les transferts et la mobilité mais peuvent aussi, selon la localisation et

l'intensité, nuire aux activités fonctionnelles (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). Des diminutions d'amplitudes articulaires dues à la spasticité, à l'immobilité et aux fixations chirurgicales sont aussi observées chez cette clientèle. La douleur peut également être une source d'incapacité. En effet, il est estimé que 69% des personnes avec une LM expérimentent de la douleur chronique, et que 30 à 40% la qualifient de sévère et incapacitante (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). De plus, le système nerveux autonome peut être parallèlement affecté, surtout chez les gens ayant une lésion cervicale, pouvant occasionner des problèmes au niveau du contrôle involontaire du rythme cardiaque et de la tension artérielle, pour ne nommer que ceux-ci.

L'impact de l'atteinte sensorimotrice sur l'ambulation est sans équivoque. Au moins 58,9% des personnes ayant subi une LM utilisent un fauteuil roulant comme mode de déplacement principal selon un registre national aux États-Unis (Spinal Cord Injury Model Systems, 2017). Quant aux gens capables de marcher, les deux tiers doivent utiliser une AT à la marche, selon le même registre. De plus, Scivoletto et al. (2008) ont démontré que la force musculaire des membres inférieurs, surtout celle des muscles proximaux, et la spasticité sont fortement associées au niveau fonctionnel et à la performance à la marche chez les personnes avec une LM en phase chronique.


Le contrôle postural des personnes avec une LM est aussi affecté par les déficits sensorimoteurs et sera discuté en détails plus loin. Il en résulte que 34 à 75% des personnes avec une LM capables de marcher au moins 10 mètres chutent au moins une fois sur une période de 5 à 12 mois (Amatachaya et al., 2015; Amatachaya et al., 2011; Brotherton et al., 2007; Matsuda et al., 2015; Phonthee, Saengsuwan et Amatachaya, 2013; Phonthee, Saengsuwan, Siritaratiwat, et al., 2013; Wannapakhe et al., 2014; Wirz et al., 2010). En comparaison, environ 40% des adultes de plus de 65 ans vivant en communauté chutent au moins une fois sur une période de 12 mois (Rubenstein, 2006).

2.1.3 Classification des lésions médullaires


La classification des LM s'effectue avec une évaluation clinique standardisée reconnue internationalement. *L'American Spinal Injury Association Impairment Scale (AIS):*

International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury (ISNCSCI) (Scivoletto et al., 2014) repose sur l'évaluation bilatérale de la force musculaire de 10 muscles clés et de la sensibilité cutanée de 28 dermatomes (Figure 1). Chaque muscle et dermatome correspond à un niveau neurologique segmentaire de la moelle épinière. La fonction musculaire est évaluée manuellement et cotée sur une échelle ordinale à six niveaux (0 à 5), zéro correspondant à une paralysie totale et cinq correspondant à une fonction normale. La sensibilité superficielle est évaluée par toucher léger et par différenciation piquûre/pression sur une échelle ordinale à trois niveaux, qui la classe comme absente (0), altérée (1) ou normale (2).

Figure 1. Évaluation neurologique American Spinal Injury Association Impairment Scale (AIS): International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury (ISNCSCI)



INTERNATIONAL STANDARDS FOR NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY (ISNCSCI)



Patient Name _____ Date/Time of Exam _____

Examiner Name _____ Signature _____

RIGHT

MOTOR KEY MUSCLES

Upper Extremity Right (UER)

C5 Elbow flexors

C6 Wrist extensors

C7 Elbow extensors

C8 Finger flexors

T1 Finger abductors (little finger)

Lower Extremity Right (LER)

L2 Hip flexors

L3 Knee extensors

L4 Ankle dorsiflexors

L5 Long toe extensors

S1 Ankle plantar flexors

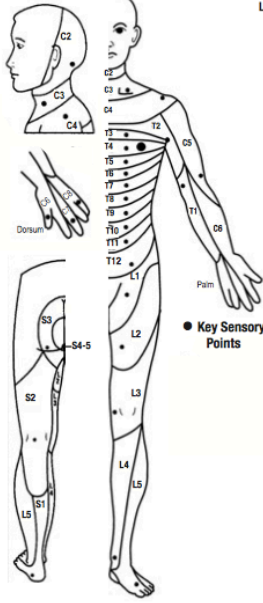
(VAC) Voluntary Anal Contraction (Yes/No)

RIGHT TOTALS (MAXIMUM) (50) (56) (56)

MOTOR SUBSCORES

UER + UEL = **UEMS TOTAL** (50)

LER + LEL = **LEMS TOTAL** (50)



● Key Sensory Points

SENSORY KEY SENSORY POINTS

Light Touch (LTR) Pin Prick (PPR)

Left Side (LTL, PPL)

Right Side (LTR, PPR)

SENSORY SUBSCORES

LTR + LTL = **LT TOTAL** (56)

PPR + PPL = **PP TOTAL** (56)

LTR + LTL + PPR + PPL = **STOTAL** (112)

Comments (Non-key Muscle? Reason for NT? Pain?)

T2

T3

T4

T5

T6

T7

T8

T9

T10

T11

T12

L1

S2

S3

S4-5

LEFT

MOTOR KEY MUSCLES

Upper Extremity Left (UEL)

C5 Elbow flexors

C6 Wrist extensors

C7 Elbow extensors

C8 Finger flexors

T1 Finger abductors (little finger)

Lower Extremity Left (LEL)

L2 Hip flexors

L3 Knee extensors

L4 Ankle dorsiflexors

L5 Long toe extensors

S1 Ankle plantar flexors

(DAP) Deep Anal Pressure (Yes/No)

LEFT TOTALS (MAXIMUM) (50) (56) (56)

MOTOR SUBSCORES

UEL + UEL = **UEMS TOTAL** (50)

LER + LEL = **LEMS TOTAL** (50)

NEUROLOGICAL LEVELS

Steps 1-5 for classification as on reverse

1. SENSORY R L

2. MOTOR R L

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

Most caudal level with any innervation

SENSORY R L

MOTOR R L

This form may be copied freely but should not be altered without permission from the American Spinal Injury Association. REV 11/15

Tiré de du site web de l’American Spinal Injury Association. (http://asia-spinalinjury.org/wp-content/uploads/2016/02/International_Std_Diagram_Worksheet.pdf)

Le niveau de lésion neurologique est déterminé par le niveau le plus caudal ayant à la fois une sensibilité intacte (2/2 au toucher léger et à la piqûre/pression) et une force minimalement antigravitaire bilatéralement ($\geq 3/5$).

Finalement, la classification AIS renseigne sur la sévérité de la lésion. Elle est d’abord basée sur l’évaluation de la contraction et de la sensibilité des segments sacrés, qui servent à

déterminer si la LM est complète ou incomplète. Avec les évaluations musculaires et sensitives précédemment décrites, la LM est classée selon une échelle ordinale à 5 niveaux. Cette classification est résumée au Tableau I.

Tableau I. Échelle de sévérité de l’American Spinal Injury Association Impairment Scale (AIS)

AIS A	LM complète. Absence de fonction sensitive et motrice au niveau des segments sacrés.
AIS B	LM incomplète au niveau sensitif. Préservation sensitive sous le niveau de lésion neurologique incluant les niveaux sacrés, mais aucune préservation motrice.
AIS C	LM incomplète au niveau moteur. Préservation de la contraction anale volontaire OU préservation sensitive quelconque au niveau sacré avec moins de la moitié des muscles clés sous le niveau neurologique qui sont cotés ≥ 3 .
AIS D	LM incomplète au niveau moteur. Idem à AIS C mais au moins la moitié des muscles clés sous le niveau neurologique sont cotés ≥ 3 .
AIS E	Normal. Une personne ayant eu une LM mais ne présentant aucune altération motrice ou sensitive à l’évaluation ISNCSCI.

Résumé de l’échelle de cotation de l’*ASIA Impairment Scale*. (http://asia-spinalinjury.org/wp-content/uploads/2016/02/International_Stds_Diagram_Worksheet.pdf)

2.1.4 Épidémiologie des lésions médullaires

Les données épidémiologiques les plus récentes au Canada concernent les LM T seulement (Rick Hansen Institute, 2017) tandis que celles sur les LM NT datent d’avant 2010 (McCammon et Ethans, 2011; Noonan et al., 2012). Au Canada, on estime qu’il y aurait 4 300 nouvelles personnes atteintes d’une LM par année et que plus de 86 000 personnes avec une LM y vivent (51% de LM T et 49% de LM NT; Noonan et al., 2012; Rick Hansen Institute, 2013). Les causes d’une LM T les plus fréquentes sont les chutes et les accidents de transport (52% et 24%, respectivement; Rick Hansen Institute, 2017). Pour les LM NT, les causes les plus fréquentes sont les myélopathies/sténoses spinales et les tumeurs (McCammon et Ethans, 2011;

Moutquin et al., 2013). L'âge moyen des gens avec un LM T au Canada est de 53 ans, avec une fréquence plus élevée chez les groupes d'âge 61-75 ans (25%) et 46-60 ans (23%; Rick Hansen Institute, 2017). Chez les LM NT, la prévalence estimée était plus concentrée chez les 60-84 ans en 2010 (Noonan et al., 2012). De façon assez unanime, les données de la littérature indiquent que l'incidence des LM est trois à quatre fois plus élevée chez les hommes que chez les femmes (DeVivo, 2012; McCammon et Ethans, 2011).

2.1.5 Réadaptation d'une personne avec une lésion médullaire

Lorsque la condition médicale du client est stable après une LM, il entreprend une réadaptation fonctionnelle intensive (RFI). La réadaptation est un processus progressif et dynamique permettant à un individu d'atteindre un état fonctionnel optimal dans toutes les sphères de sa vie (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). La RFI au Québec dure entre une et 18 semaines environ, selon les besoins (Bois et al., 2007). Pour ceux étant incapables de retourner vivre à la maison de façon sécuritaire suite à l'hospitalisation en soins aigus, le centre de réadaptation est un milieu de vie temporaire qui offre les services d'une équipe interdisciplinaire (médecins, soins infirmiers, physiothérapeutes, ergothérapeutes, etc.). Les clients travaillent alors, notamment, à maximiser leurs capacités physiques et leur indépendance fonctionnelle en s'entraînant quotidiennement.

Durant cette période, la LM est généralement en phase subaigüe. Une récupération neurologique spontanée à différents degrés est observée. Par exemple, chez les personnes avec une lésion incomplète, la majorité de la récupération motrice se produit dans les deux premiers mois après la LM, puis la récupération décélère progressivement durant les trois à six mois subséquents (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016).

Au Canada, 69 à 87% des LM sont incomplètes (AIS B-C-D-E; McCammon et Ethans, 2011; Rick Hansen Institute, 2017). Seulement 33% des personnes avec une LM classée initialement AIS B (< 72 heures post-lésion) retrouvent la capacité de marcher à un an post-lésion. Les proportions pour les AIS C et D sont beaucoup plus élevées (75% pour les AIS C et 100% pour les AIS D; Scivoletto et al., 2014). Pour toutes les personnes présentant un potentiel d'ambulation, un entraînement à la station debout et à la marche est débuté dès que possible en

RFI. D'ailleurs, une étude a démontré que retrouver la capacité à marcher est une priorité importante des personnes avec une LM de même que des professionnels travaillant auprès d'eux (Ditunno et al., 2008).

La réadaptation physique conventionnelle des personnes ambulantes inclue tout d'abord des exercices d'assouplissement, de mobilité fonctionnelle, des traitements visant à réduire les problèmes de douleur post-LM, de tension artérielle, de spasticité, d'intégrité de la peau (plaies) et d'élimination (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). Des exercices de renforcement musculaires permettent de maximiser la force, l'endurance et le contrôle moteur des muscles qui reçoivent encore des commandes motrices du cerveau. Ces exercices sont indispensables pour maximiser le potentiel d'ambulation puisque la force motrice des membres inférieurs est prédictive de la capacité à marcher de façon indépendante (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016) et à marcher dans la communauté (Scivoletto et al., 2008).

L'entraînement à la marche des clients est personnalisé, en ce sens qu'il est adapté aux capacités de chacun. Pour les plus mobiles, des évidences suggèrent que l'entraînement à la marche en communauté avec des défis progressifs peut résulter en des bénéfices à long-terme (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). L'entraînement sur différentes surfaces, dans des pentes et le franchissement d'obstacles tels que des trottoirs et des seuils font donc partie de la réadaptation pour ces personnes. Pour d'autres, la capacité de marcher sera limitée à quelques déplacements à l'intérieur de leur domicile et ils demeureront dépendants d'un fauteuil roulant pour la majorité de leurs déplacements (World Health Organisation, 2013).

L'entraînement du contrôle postural est également une partie intégrante de la réadaptation des personnes avec une LM. Celui-ci est reconnu comme étant un déterminant de l'indépendance et de la performance à la marche chez les personnes avec une LM (Scivoletto et al., 2008). Différentes composantes du contrôle postural peuvent être entraînées. Elles seront discutées plus loin.

Les déficits sensorimoteurs et les incapacités d'une personne avec une LM peuvent être nombreux et varient grandement en fonction des caractéristiques de la LM (localisation, sévérité). Afin de connaître l'état de leurs clients et d'établir le plan de traitement, les

thérapeutes doivent effectuer une évaluation exhaustive de ces déficits. Ces évaluations permettent également de suivre l'évolution des clients durant leur réadaptation.

2.1.6 Évaluation d'une personne avec une lésion médullaire

L'évaluation globale d'une personne avec une LM en RFI comprend tout d'abord la classification de sa LM avec l'AIS : ISNCSCI décrite précédemment (c.f. section 2.1.3). Plusieurs évaluations servent aussi à détailler les différentes incapacités. Pour ceux étant capables de se lever debout et de marcher, les évaluations standardisées suivantes sont souvent utilisées :

- Test de vitesse de marche sur 10 mètres (10MWT) : La vitesse de marche naturelle du client est chronométrée sur 10 mètres. Ce test démontre une fidélité excellente ($r > 0,95$) et une haute validité convergente avec le *Walking Index for Spinal Cord Injury* (WISCI I), le TUG, le BBS, le 6MWT, la *Spinal Cord Independence Measure version 3* (SCIM-III) section mobilité et le *SCI-Functional Ambulation Inventory* section mobilité ($r > 0,65$; Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). Il peut détecter un changement entre un et trois mois et entre trois et six mois après une LM incomplète, mais pas entre six et 12 mois (van Hedel et al., 2006). La vitesse de marche maximale du client peut aussi être mesurée sur 10 mètres. Ce test-ci a démontré une bonne fidélité test-retest avec les personnes âgées (coefficient de corrélation intraclass [CCI] = 0,86; Adell et al., 2013).
- Test de marche de 6 minutes (6MWT): Ce test évalue le niveau sous-maximal de capacité fonctionnelle. Les sujets doivent marcher la plus grande distance possible en six minutes. Avec la clientèle ayant subi une LM, la fidélité de ce test est élevée ($r > 0,97$). Les corrélations avec la vitesse de marche sur 50 pieds, le WISCI I et le TUG sont hautes ($r > 0,76$). Les associations sont modérées avec le BBS, le LEMS et le WISCI II ($0,34 < r < 0,60$; Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). Le SEM est de 16,5 mètres et le CMD est de 45,8 mètres (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). Comme la 10MWT, le 6MWT détecte un changement entre un et trois mois et entre trois et six mois après une LM incomplète mais pas entre six et 12 mois (van Hedel et al., 2006).

- Score moteur des membres inférieurs (LEMS) : Cette évaluation fait partie du AIS : ISNCSCI (c.f. section 2.1.3). Les cotes du bilan musculaire manuel de muscles clés des membres inférieurs sont additionnées pour donner un score maximal de 50/50, qui signifie que la force est « normale ». La fidélité inter-évaluateur pour le score total de force musculaire, c'est-à-dire celle des membres supérieurs et des membres inférieurs, est excellente (CCI = 0,999). Des corrélations modérées à bonnes ont été démontrées pour le LEMS avec le 6MWT ($r = 0,70$), avec le 10MWT ($r = 0,69$) et avec le BBS ($r = 0,79$). Le MCID pour le LEMS est de 3,66 points sur 50. La sensibilité au changement a également été mesurée pour le LEMS (réponse moyenne standardisée [SRM] = 0,23; Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016).
- La *Spinal Cord Independence Measure version 3* (SCIM-III) évalue l'indépendance des personnes avec une LM dans 3 sphères : les soins personnels, la respiration et les soins sphinctériens ainsi que la mobilité (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). Les scores des épreuves sont pondérés selon leur importance fonctionnelle. Un score maximal de 100/100 indique une indépendance maximale. La sphère de la mobilité (sur 40 points) inclut l'évaluation de l'indépendance aux déplacements à l'intérieur et à l'extérieur, aux transferts (lit, toilette, voiture, sol) et aux escaliers. Cette évaluation démontre une bonne fidélité (cohérence interne : $\alpha = 0,77 - 0,91$; fidélité inter-évaluateur du score total : CCI = 0,96 ; fidélité du sous-score de la section mobilité : CCI > 0,94) et une bonne validité convergente (avec la *Functional Independence Measure* : $r = 0,78 - 0,91$) avec la clientèle ayant subi une LM (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016).

En plus des évaluations de la marche, l'évaluation du contrôle postural debout est également réalisée par les thérapeutes. La section qui suit porte sur le contrôle postural et décrit les principaux outils cliniques pouvant en évaluer les diverses dimensions chez la clientèle ayant subi une LM en RFI.

2.2 Le contrôle postural

2.2.1 Théories du contrôle postural

La définition du contrôle postural et la manière d'aborder ce phénomène complexe diffèrent d'un auteur à l'autre, ce qui amène une confusion au niveau des termes et des concepts utilisés (Horak et Macpherson, 1996; Massion, 1998; Pollock et al., 2000; Woollacott et Shumway-Cook, 1990). Une théorie intéressante, amenée par Bernstein dans les années 1960, voit le mouvement comme un ensemble de synergies, où les muscles agissent ensemble comme une unité (Woollacott et Shumway-Cook, 1990). Ce « modèle des systèmes » considère que le système nerveux fait partie d'un ensemble de systèmes et de sous-systèmes en interaction se partageant le contrôle, dont le contrôle postural (Woollacott et Shumway-Cook, 1990). C'est sur ce modèle que se base Horak, auteure de plusieurs ouvrages sur le sujet, qui considère que le contrôle postural est une aptitude motrice complexe impliquant un ensemble d'interactions entre les afférences sensorielles et les systèmes moteurs et nerveux, à l'intérieur d'un environnement en constant changement (Horak, 2006; Horak et Macpherson, 1996). Certains termes biomécaniques sont définis dans le Tableau II afin de faciliter la compréhension des notions contenues dans les paragraphes suivants. Ces définitions sont tirées de Winter (1995) et de Pollock et al. (2000).

Tableau II. Définitions de certains termes biomécaniques

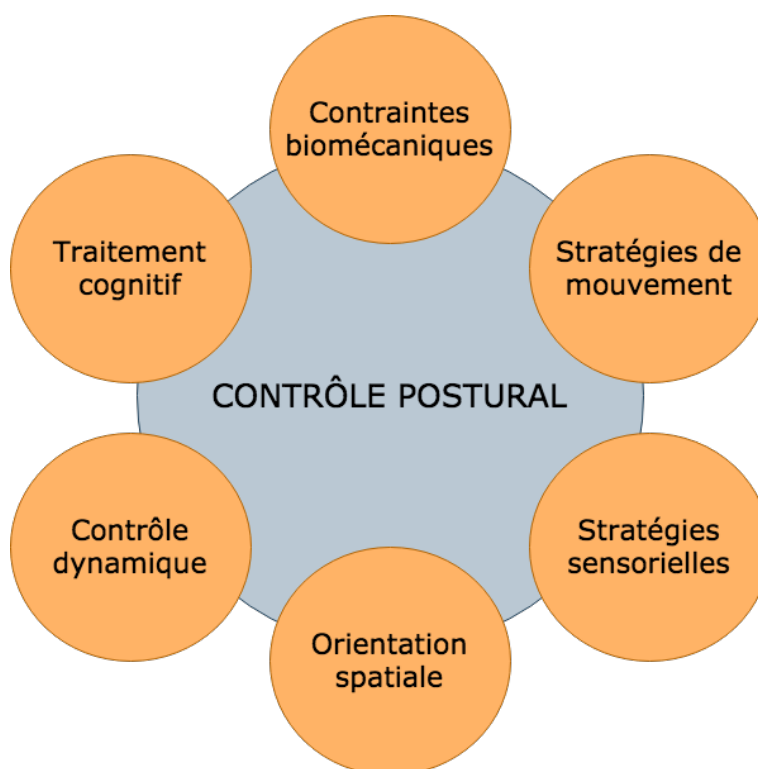
Terme	Définition
Centre de masse (CM)	Point où tout le poids du corps est balancé, c'est-à-dire, la position moyenne pondérée des centres de masse des différents segments du corps dans l'espace. En position debout statique chez l'humain, le CM se situe environ à la hauteur du bassin et peut différer selon la position du corps dans l'espace.
Centre de gravité (CG)	Projection verticale du CM sur le sol selon l'axe gravitationnel.
Centre de pression (CP)	Point unique où les forces de réaction du sol s'exercent. Représente la moyenne pondérée de toute la pression exercée par le corps sur la base de support.
Base de support (BS)/ Polygone de sustentation	Aire délimitée par tous les contacts entre le corps et la surface de contact.
Équilibre statique	État à l'intérieur duquel le CG demeure à l'intérieur de la BS, sans modification de celle-ci.
Équilibre dynamique	Situations où le corps et/ou la base de support est/sont en mouvement sous l'action des forces. Mécaniquement, l'état d'équilibre est observé si le CP demeure à l'intérieur de la BS.
Limites de stabilité	Zone à l'intérieur de laquelle une personne peut déplacer son CG sans perdre l'équilibre ni modifier sa BS. Normalement, cette zone a la forme d'un cône renversé.

Tiré de Winter (1995) et de Pollock et al. (2000).

Horak attribue deux buts fonctionnels à l'action de contrôler sa posture : l'orientation posturale et l'équilibre postural (Horak, 2006). L'orientation posturale est le contrôle actif de l'alignement des parties du corps (en relation avec la gravité, la base de support, l'environnement visuel et les références internes). L'équilibre postural est, quant à lui, le contrôle du CG par des stratégies sensorimotrices lors des perturbations internes (initiation de mouvements) et des perturbations externes. Ainsi, bien que le terme « équilibre » est souvent utilisé en clinique pour parler du contrôle postural, celui-ci constitue en fait une partie du concept global (Pollock et al., 2000).

Dans un article en 2006, Horak présente une synthèse des composantes, ou « systèmes », impliqués dans l'orientation et l'équilibre postural permettant de cerner l'essence du contrôle postural d'un point de vue clinique. Cette structure du contrôle postural présente six systèmes illustrés à la Figure 2. Ces composantes seront décrites en relation aux déficits rencontrés après une LM dans la section qui suit.

Figure 2. Composantes du contrôle postural selon Horak (2006)



Adapté de Horak (2006).

2.2.2 Contrôle postural debout des personnes avec une lésion médullaire

Il a été démontré largement que l'équilibre debout des personnes avec une LM est significativement modifié par rapport aux sujets sains (Lee et al., 2012; Lemay et al., 2015; Lemay et al., 2013). Une étude récente semble indiquer que les déficits au niveau de la marche et de l'équilibre chez ces personnes diffèreraient en fonction des voies et des régions de la moelle

épineière lésées (Barthelemy et al., 2015). Ainsi, la LM peut affecter à divers degrés les systèmes impliqués dans le contrôle postural décrits à la Figure 2.

Les contraintes biomécaniques : L'alignement normal des membres et la rigidité passive des ligaments et des tissus conjonctifs minimisent la dépense énergétique nécessaire au maintien d'une posture antigravitaire statique (Horak et Macpherson, 1996; Iqbal, 2011; Massion, 1998). Certaines contraintes biomécaniques peuvent cependant avoir une influence sur cet équilibre postural ainsi que sur le contrôle du CG et par conséquent, sur l'amplitude des limites de stabilité. Par exemple, les pertes d'amplitude articulaire à la cheville, pouvant avoir été occasionnées par l'immobilité ou par la spasticité des fléchisseurs plantaires chez les personnes avec une LM, peuvent modifier la posture debout statique ou limiter le déplacement antérieur du CG (Horak, 2006). La présence de spasticité peut cependant, dans certains cas, jouer un rôle stabilisateur en présence de faiblesse musculaire volontaire et ainsi aider le contrôle postural et la marche (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). De plus, la perte de force musculaire constitue une contrainte biomécanique majeure chez les personnes après une LM. En effet, la voie corticospinale (la plus grosse et la plus importante des voies descendantes dans la moelle épinière), de même que les voies réticulospinales, rubrospinales et vestibulospinales participent toutes au contrôle volontaire et involontaire des contractions musculaires responsables de la posture et du mouvement (Bican et al., 2013).

Lorsque ces voies sont lésées, les déficits de force musculaires ont un impact important sur la réalisation de tâches qui impliquent de contrôler la posture. Selon Khuna et al. (2017), les déficits de force entravent le lever debout à partir de la position assise. Lemay, Gagnon, et al. (2014) associent la diminution de la distance maximale parcourue par le CG vers l'avant chez les personnes avec une LM incomplète à la faiblesse des muscles fléchisseurs plantaires. La force des muscles du tronc et des hanches est aussi connue pour influencer les limites de stabilité en position assise chez cette clientèle (Gabison et al., 2014; Gauthier et al., 2013). Par ailleurs, la faiblesse musculaire est aussi un facteur associé aux chutes chez les personnes ambulantes avec une LM incomplète (Brotherton et al., 2007; Phonthee, Saengsuwan et Amatachaya, 2013).

La LM peut également avoir un impact sur la capacité à relayer les informations sensibles provenant de la périphérie par les voies ascendantes situées majoritairement dans les cordons postérieurs de la moelle épinière, rendant également le contrôle du CG plus difficile. Le rôle de ces informations dans le contrôle postural est détaillé dans la section portant sur les stratégies sensorielles (page 20). Finalement, sont aussi inclus dans les contraintes biomécaniques, les facteurs affectant la BS telle que l'utilisation d'une AT à la marche, qui permet un élargissement de la BS et donc, une amélioration de la stabilité (Horak, 2006).

Les stratégies de mouvement : Trois stratégies principales permettent au corps de rétablir son état d'équilibre face à une perturbation interne ou externe en position debout statique : la stratégie de chevilles, de hanches et la modification de la BS. La stratégie de chevilles consiste à utiliser l'axe des chevilles comme un pendule inversé pour contrôler la position du CG. Celle-ci est normalement suffisante lorsque l'amplitude de balancement du CG est petite et que la surface sous la BS est ferme (Horak et Macpherson, 1996). Lorsque la perturbation est plus grande ou que la surface est instable par exemple, la modification de l'axe des hanches déplace le tronc (stratégie de hanches) et permet le déplacement de la position du CG avec une accélération jusqu'à 20 fois plus élevée que la stratégie de chevilles (Horak et Macpherson, 1996). Finalement, lorsque le CG se déplace à l'extérieur des limites de stabilité ou lorsque la tâche en exécution nécessite que l'orientation du tronc soit maintenue, la personne optera pour la modification de sa BS, c'est-à-dire faire un pas ou appuyer sa main sur quelque chose par exemple (Horak et Macpherson, 1996). Les stratégies employées par une personne en réponse à une perturbation dépendent de plusieurs facteurs dont son intention, son expérience et ses attentes. Ainsi, une personne âgée à risque de chute aura tendance à utiliser les deux dernières stratégies davantage qu'un adulte en santé (Horak, 2006). Chez les personnes avec une LM, la stratégie de cheville semble sollicitée d'avantage que chez les sujets sains en position debout statique et quasi-statique puisque l'oscillation du CG y est plus élevée (Lee et al., 2012; Lemay, Gagnon, et al., 2014).

Un autre groupe de stratégies qui a été beaucoup étudié incluent les stratégies prédictives (ou anticipatoires) et réactives (ou compensatoires). Les premières sont produites dans le but d'anticiper le déséquilibre qui surviendra. Les stratégies réactives sont produites en réponse à

une perturbation (Pollock et al., 2000). Thigpen et al. (2009) ont démontré que les personnes avec une LM présentant des déficits sensorimoteurs modérés à légers peuvent adapter, comme les sujets sains, leurs réponses posturales suite à des perturbations attendues ou non. Toutefois, ces auteurs ont rapporté une augmentation du délai dans l'activation musculaire de certains muscles ainsi qu'une diminution de l'amplitude des contractions musculaires.

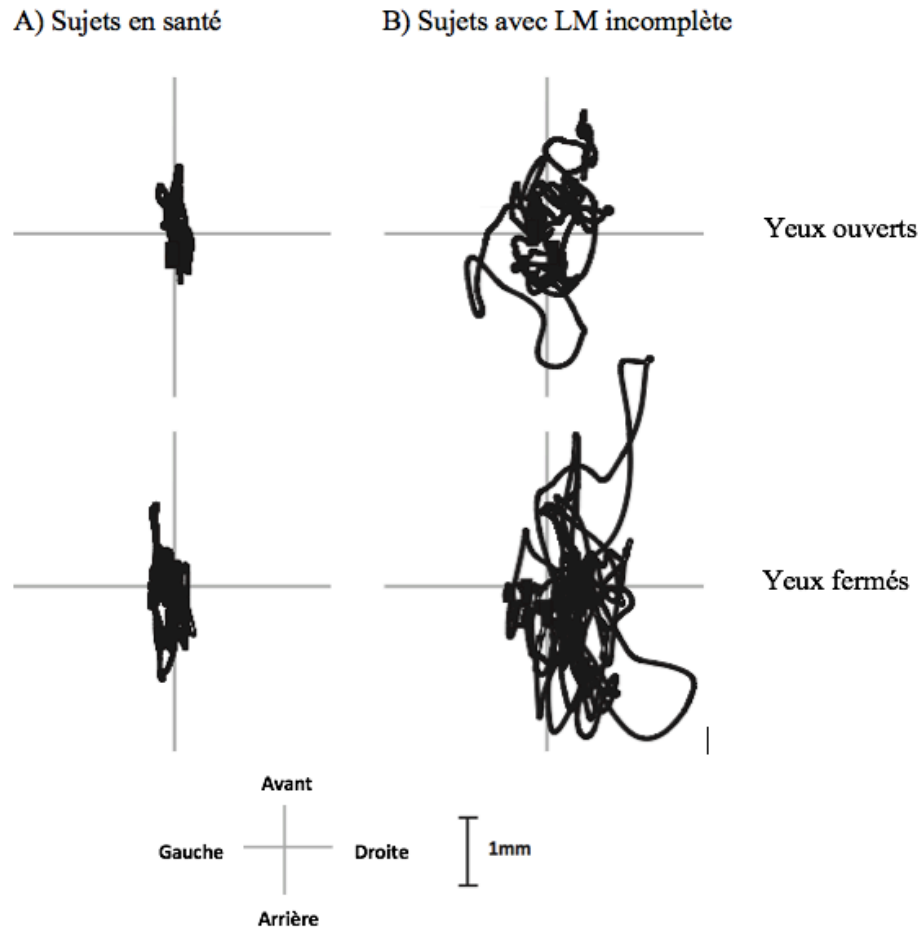
Les stratégies sensorielles : les systèmes sensoriels contribuent à l'orientation et à l'équilibre postural en renseignant sur l'environnement extérieur et sur la position/mouvement du corps dans cet environnement. En isolant (ou en perturbant) les sens un à un ou en combinaison, il est possible de constater leur rôle dans le contrôle postural (Peterka, 2002).

Le système somatosensoriel détecte les informations cutanées (récepteurs de la peau) et proprioceptives (récepteurs intra-articulaires et musculaires; Purves et al., 2003). Modifier la stabilité de la surface de support (translations, inclinaisons, surface molle, etc.), retirer la gravité (dans l'espace ou dans l'eau), ou induire une illusion de mouvement au niveau des tendons par la vibration constituent des moyens de perturber le système somatosensoriel afin de déterminer son implication dans le contrôle postural (Horak et Macpherson, 1996; Massion, 1998). Les déficits sensoriels rencontrés chez les personnes avec une LM ont donc assurément un impact sur leur contrôle postural. Les observations de Thigpen et al. (2009) lors de perturbations de la BS chez des personnes avec une LM présentant des atteintes sensorielles aux membres inférieurs, supportent l'hypothèse que les afférences somatosensorielles jouent un rôle dans l'activation des réactions posturales automatiques. Arora, Musselman, et al. (2017) ont eux aussi démontré l'importance de ce système chez cette clientèle en observant l'effet d'un toucher léger du bout du doigt sur le déplacement du CG en position debout statique, les yeux fermés. Ils ont montré des associations significatives bonnes à modérées entre l'état de la sensibilité proprioceptive aux membres inférieurs et la différence du déplacement antéropostérieur du CG (moyenne quadratique et longueur du radius de l'ellipse) pour des conditions sans et avec toucher léger ($r = -0,71$ et $-0,66$). Les données d'Arora et al. (2017) suggèrent que les déficits proprioceptifs jouent un rôle important au niveau de l'orientation spatiale chez les gens avec une LM, tel que le suggérait Mittelstaedt dans les années 1980 selon Horak et Macpherson (1996). De plus, dans ces conditions évaluées par Arora et al. (2017), plus la sensibilité cutanée

au doigt effectuant le toucher léger était bonne, plus l'effet du toucher léger sur les mesures de déplacement antéropostérieur du CG était grand (corrélations de Pearson (r) = 0,546 – 0,583; $p < 0,05$). En accord avec ces résultats, Horak et Macpherson (1996) mentionnent qu'une anesthésie des pieds peut modifier la stratégie de mouvement employée en réponse à une perturbation externe. Dans cette situation, la stratégie de hanches est alors privilégiée.

Par ailleurs, il a été démontré que les personnes avec une LM sont plus dépendantes de la vision que les sujets sains en position debout statique (Arora, Musselman, et al., 2017; Lee et al., 2012; Lemay et al., 2013). La Figure 3 illustre la différence dans le déplacement du CP en position debout statique entre les personnes en santé et les personnes avec une LM incomplète pour les conditions « yeux ouverts » et « yeux fermés ». Il est clairement observé que le CP bouge davantage chez les personnes avec une LM et que la fermeture des yeux a un effet plus important pour eux. Les auteurs rapportent que ces différences sont significatives et que la vitesse de déplacement du CP est augmentée chez les personnes avec une LM. Le système visuel contribue également au contrôle postural par la détection des mouvements de la tête en référence à l'environnement extérieur (Guerraz et Bronstein, 2008).

Figure 3. Influence de la vision sur le déplacement du CP



Déplacement typique du centre de pression (A) de personnes en santé et (B) de personnes avec une LM incomplète durant 45 secondes de station debout statique dans deux conditions différentes (yeux ouverts et yeux fermés). Adapté de Lemay et al. (2013).

Le système vestibulaire détecte les informations provenant des forces d'inertie gravitationnelle (détection des accélérations angulaires et linéaires de la tête par les canaux semi-circulaires et les otolithes respectivement; Purves et al., 2003). Ce système peut être touché indirectement par une lésion des voies vestibulospinales de la moelle épinière, qui aurait un rôle à jouer dans l'excitabilité des muscles antigravitaires pour contrôler le tonus et la posture (Bican et al., 2013). En effet, il a été démontré que, suite à une stimulation galvanique vestibulaire en position debout statique, le déplacement du CP était plus grand chez les personnes avec une LM que chez les personnes en santé, avec une latence des réponses du muscle soléaire plus longues chez les

personnes avec une LM (Liechti et al., 2008). Un autre groupe d'auteurs, Barthelemy et al. (2015), a montré plus tard que la latence des potentiels moteurs évoqués du muscle soléaire suite à une stimulation galvanique vestibulaire était fortement associée aux scores du BBS ($r = -0,89$). Ces auteurs concluent également que les voies corticospinales et vestibulaires contribuent de façon différente à l'atteinte de l'équilibre debout chez les personnes avec une LM.

L'orientation spatiale : L'orientation spatiale consiste en l'habileté de contrôler chaque membre par rapport aux autres et d'orienter son corps par rapport à la verticale gravitationnelle (verticalité), la surface de support, l'environnement visuel et les références internes (Horak, 2006). Les trois systèmes sensoriels y sont impliqués. Notamment, le système vestibulaire serait lié aux récepteurs proprioceptifs du cou et du tronc, mettant en relation la position de la tête avec celle du corps ainsi qu'avec la BS (Horak et Macpherson, 1996). Par exemple, si une personne en santé se tient sur une surface avec une pente, elle alignera son corps avec la verticale gravitationnelle en autorisant une position de flexion plantaire (pente descendante) ou de flexion dorsale (pente ascendante) au niveau des chevilles (Horak, 2006). La perception de la verticalité, à elle seule, dépendrait également d'une combinaison de systèmes. En effet, des études ont suggéré que bien que le système vestibulaire possède les caractéristiques pour percevoir cette verticale gravitationnelle, le système proprioceptif aurait un rôle important à y jouer, de même que les systèmes visuel, moteur et cognitif (Barra et Perennou, 2013; Horak et Macpherson, 1996). L'atteinte du système somatosensoriel chez les personnes avec une LM aurait une certaine influence sur la perception de la verticalité, mais serait compensée efficacement par les systèmes visuel et vestibulaire (Horak et Macpherson, 1996; Joassin et al., 2010).

Le contrôle dynamique: En position statique ou quasi-statique, lorsque le CG se retrouve à l'extérieur des limites de stabilité, un changement de la BS est nécessaire pour éviter une chute. Dans plusieurs tâches fonctionnelles de même qu'à la marche, le CG est amené volontairement hors de ces limites, en antérieur et en latéral, afin de provoquer un déplacement du corps (Horak et Macpherson, 1996; Pollock et al., 2000). Le contrôle dynamique du CG est donc crucial afin d'accomplir des déplacements et des tâches au quotidien. Chez les personnes avec une LM,

l'instabilité durant la marche à vitesse naturelle sur tapis roulant a été démontrée par l'observation d'une variabilité accrue du positionnement des pas (longueur et largeur des pas, position des pas relative au CM, etc.) en comparaison à un groupe contrôle (Day et al., 2012). De même, ces paramètres ont été associés significativement avec les résultats à des évaluations cliniques de l'équilibre debout (le BBS et le *Dynamic Gait Index*). Selon une autre étude, la stratégie employée par cette clientèle pour maximiser leur stabilité à la marche au sol serait de réduire leur vitesse de marche afin de maintenir leur CP loin des limites de stabilité (Lemay, Duclos, et al., 2014). Les personnes avec une LM semblent donc avoir différentes stratégies pour contrôler la position de leur CG durant la marche. Toutefois, ces stratégies pourraient être insuffisantes pour éviter les chutes puisque la plupart des personnes avec une LM chutent lors de la marche (Amatachaya et al., 2011; Phonthee, Saengsuwan et Amatachaya, 2013; Srisim et al., 2015). Trébucher sur un obstacle et changer de position ont aussi été rapportées dans la littérature comme étant des situations fréquentes durant lesquelles les chutes se produisent chez cette clientèle (Srisim et al., 2015; Wannapakhe et al., 2014). Ces situations exigent également un contrôle dynamique du CG.

Le traitement cognitif : Plus une tâche posturale est complexe, plus la quantité d'informations à traiter est grande (Horak, 2006). Puisque le contrôle postural et les tâches cognitives se partagent des ressources au niveau du cerveau, effectuer les deux en même temps (double-tâche) peut diminuer la performance de l'une ou l'autre de ces tâches. Chez les personnes avec une atteinte neurologique, par exemple, les demandes attentionnelles et cognitives requises pour effectuer une tâche posturale sont déjà plus élevées que pour un sujet sain, ce qui pourrait augmenter les risques de chute lors d'une double-tâche (Al-Yahya et al., 2011; Seidler et al., 2010). D'ailleurs, il a été démontré que la simple position debout statique avec les yeux ouverts ou fermés nécessite plus de ressources attentionnelles pour les personnes avec une LM par rapport aux personnes en santé et que l'ajout d'une double-tâche augmente le déplacement du CP chez les personnes avec une LM (Tse et al., 2017). À la marche, Srisim et al. (2017) ont rapporté que le fait d'ajouter une tâche cognitive (le test Stroop) et/ou d'augmenter la complexité de la tâche de marche (franchir un obstacle) a eu un effet significatif sur la vitesse de marche et sur le nombre d'erreurs

à la tâche cognitive dans un groupe de personnes ambulantes avec une LM ainsi que dans un groupe contrôle, avec une tendance à une augmentation plus forte chez le premier groupe.

En résumé, une LM peut affecter différentes voies de la moelle épinière et ainsi occasionner des incapacités qui affecteront l'équilibre debout à plusieurs niveaux. Les structures du SNC impliquées dans le contrôle postural et la manière dont elles interagissent sont par contre encore beaucoup étudiées chez l'humain et chez l'animal (Alexandrov et al., 2001; Deliagina et al., 2012; Sousa et al., 2012). La littérature scientifique apportera certainement, dans les années futures, des précisions additionnelles à ce sujet.

2.2.3 Évaluation du contrôle postural

L'évaluation du contrôle postural et des déficits qui l'affectent est importante en réadaptation. Elle permet d'établir un plan de traitement adapté au client, d'en suivre l'évolution, de se prononcer sur le risque de chute et de prendre des actions pour réduire ce risque. Actuellement, selon le site web « *SCIRE project* », les deux outils de mesure de l'équilibre debout recommandés pour l'évaluation des personnes avec une LM sont le TUG et le BBS. Ces évaluations sont décrites dans cette section.

- Le *Timed Up and Go* (TUG) évalue la mobilité fonctionnelle, mais peut aussi identifier les gens à risque de chute chez les personnes âgées (Middleton et Fritz, 2013). Il est considéré comme une évaluation de l'équilibre debout par plusieurs (Pang et Tsang, 2012; Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). Ce test consiste à mesurer le temps nécessaire à une personne pour se lever d'une chaise, marcher trois mètres et retourner s'asseoir à vitesse naturelle. Un temps plus long signifie une difficulté plus importante à réaliser cette tâche fonctionnelle et est aussi considéré comme un indice d'atteinte de l'équilibre. Cette évaluation est simple et rapide à exécuter. Des temps de plus de 12,5 ou 14 secondes ont été déterminés comme identifiant les personnes âgées à risque de chute (Middleton et Fritz, 2013). Toutefois, le résultat au TUG ne permet pas l'identification des gens à risque de chutes récurrentes (≥ 2 chutes) chez les personnes

avec une LM (aire sous la courbe ROC [AUC] = 0,57; Srisim et al., 2015). Pour cette clientèle, le TUG présente une excellente fidélité test-retest et inter-évaluateur ($r > 0,97$). La validité convergente avec d'autres évaluations de la marche et de l'équilibre est adéquate ($r < -0,646$; Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). Le SEM et le CMD sont respectivement de 3,9 et 10,8 secondes (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). Aucune donnée n'est disponible sur les effets plancher et plafond.

- L'échelle d'équilibre de Berg (en anglais *Berg Balance Scale*) (BBS), est une évaluation apparue en 1989 pour évaluer l'équilibre debout des personnes âgées (Berg et al., 1989). Depuis ce temps, le BBS a gagné en popularité pour devenir une des évaluations de l'équilibre debout la plus utilisée en clinique et en recherche (Bambirra et al., 2015; Blum et Korner-Bitensky, 2008). Le BBS permet d'évaluer l'équilibre en 15 minutes et il requiert peu d'équipement (chronomètre, chaise, règle, tabouret). Il est composé de 14 épreuves présentées en ordre croissant de difficulté d'exécution (Tableau III, 1^{re} colonne). Chacune des épreuves est cotée sur une échelle ordinale à cinq niveaux (0 à 4) selon le niveau d'autonomie pour réaliser la tâche ou selon la performance, notamment en termes de temps ou de distance. Les scores sont additionnés pour un total maximal de 56. Plus le score est élevé, meilleur est le contrôle postural. Le BBS a été utilisé comme mesure « étalon » dans quelques études de validation de critère (Pollock et al., 2011). Avec la clientèle ayant subi une LM, le BBS a démontré une bonne cohérence interne ($\alpha = 0,94$), une excellente fidélité intra et inter-évaluateur ($CCI \geq 0,97$) et une validité de construit adéquate avec des coefficients de $-0,82$ avec le TUG et supérieurs à $0,75$ avec le MBT, la SCIM et le 10MWT (Jørgensen et al., 2017; Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). Sa sensibilité au changement est modérée chez les personnes avec une LM classée AIS A et B ou C (SRM = 0,52 et 0,65, respectivement) et grande avec les AIS D (SRM = 0,91; Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016).

Le BBS possède également certaines lacunes, largement mentionnées dans la littérature récente. Tout d'abord, un effet plafond a été observé chez plusieurs clientèles; le score maximal sur le test est atteint par un pourcentage significatif de personnes alors que celles-ci ne présentent pas un équilibre normal (Bambirra et al., 2015; Bloem et al., 2016; Blum et Korner-Bitensky, 2008; Middleton et Fritz, 2013; Perennou et al., 2005; Pollock

et al., 2011; Sibley, Howe, et al., 2015). Cet effet plafond a aussi été observé chez les personnes avec une LM. En effet, Lemay et Nadeau (2010) et Jørgensen et al. (2017) ont montré que 37,5% des clients avec une LM en réadaptation et 28% de ceux avec une LM en phase chronique, respectivement, ont obtenu un score maximal de 56 au BBS alors que leurs résultats à d'autres évaluations cliniques étaient différents (par exemple, la vitesse de marche ; Figure 4). Dans l'étude de Chiu et Pang (2017), les auteurs rapportent également un déplacement de la distribution des données vers les scores maximaux (asymétrie de la distribution des résultats : -1,11).

Une autre des lacunes du BBS soulevée dans la littérature est que deux des six composantes reconnues comme affectant le contrôle postural dans le modèle de Horak (c.f. section 2.2.1) ne sont pas évaluées (Sibley, Beauchamp, et al., 2015). Le BBS est aussi critiqué parce qu'il n'inclut aucune épreuve évaluant le contrôle postural durant la marche et l'efficacité des réactions de protection (Datta et al., 2012; Sibley, Beauchamp, et al., 2015). Pourtant, il a été rapporté que les chutes surviennent souvent lors de la marche chez les personnes avec une LM (Amatachaya et al., 2011; Phonthee, Saengsuwan et Amatachaya, 2013; Srisim et al., 2015). De plus, faire un pas pour éviter une chute lorsque l'équilibre est perturbé (réaction de protection), comme lorsque le sol est glissant par exemple, est une stratégie importante à évaluer pour toute personne ambulante. Une autre lacune du BBS se situe au niveau de sa capacité à identifier les personnes à risque de chute, laquelle est controversée pour plusieurs clientèles (Bambirra et al., 2015; Jacome et al., 2016; Ross, Purtill, Uszynski, et al., 2016; Tsang et al., 2013; Yingyongyudha et al., 2016). Chez les personnes avec une LM, le BBS ne permet pas d'identifier les personnes à risque de chute (≥ 1 chute selon Wirz et al., 2010; AUC = 0,48) et celles à risque de chutes récurrentes (≥ 2 chutes selon Jørgensen et al., 2017 et Srisim et al., 2015; AUC = 0,61 et 0,52 respectivement). De leur côté, Chiu et Pang (2017) ont déterminé que le BBS était capable d'identifier les chuteurs (≥ 1 chute) chez des personnes avec une myélopathie cervicale (AUC = 0,88).

Les lacunes mentionnées pour le BBS ont incité les chercheurs à proposer une nouvelle évaluation de l'équilibre qui s'adresse aux personnes avec un plus haut niveau fonctionnel.

Même si plusieurs versions de cette nouvelle échelle existent, le MBT semble la plus prometteuse. Cette évaluation est présentée dans les prochaines sections.

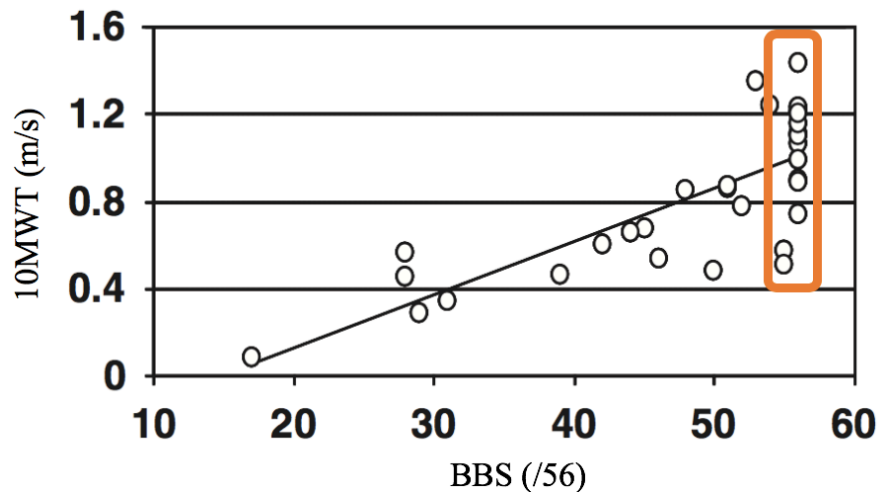
Tableau III. Épreuves du BBS et du MBT

n°	Échelle d'équilibre de Berg (BBS) ¹	n°	Mini-BESTest (MBT) ²
1	Assis à debout	AJUSTEMENTS POSTURAUX ANTICIPATOIRES	
2	Tenir debout	1	Assis à debout
3	Tenir assis	2	Monter sur la pointe des pieds
4	Debout à assis	3	Se tenir sur une jambe
5	Transferts lit / chaise	CONTRÔLE POSTURAL RÉACTIF	
6	Debout yeux fermés	4	Stratégie de pas compensatoire: Antérieur
7	Debout pieds joints	5	Stratégie de pas compensatoire: Postérieur
8	Se pencher vers l'avant	6	Stratégie de pas compensatoire: Latéral
9	Ramasser un objet au sol	ORIENTATION SENSORIELLE	
10	Regarder par-dessus l'épaule	7	Debout (pieds joints): Yeux ouverts, surface ferme
11	Pivoter 360°	8	Debout (pieds joints): Yeux fermés, surface mousse
12	Pieds alternés sur une marche	9	Plan incliné – Yeux fermés
13	Debout pieds en tandem	MARCHE DYNAMIQUE	
14	Se tenir sur une jambe	10	Changement de vitesse de marche
		11	Marcher en tournant la tête – à l'horizontale
		12	Marcher et pivoter
		13	Enjamber un obstacle
		14	TUG avec double-tâche

¹Traduit et adapté de Berg et al. (1989).

²Adapté du site web de l'auteure du test (Horak, 2018).

Figure 4. Effet plafond du BBS chez des personnes avec une LM



Effet plafond du BBS observé chez les personnes avec une LM, sur une figure démontrant l'association du BBS avec le 10MWT. Le score maximal de 56 (encadré orange) est atteint alors que la vitesse de marche différencie les participants. Tiré et adapté de Lemay et Nadeau (2010).

2.3 Le Mini-BESTest

2.3.1 Origine du Mini-BESTest

Le MBT est une version raccourcie du BESTest, un outil d'évaluation complet du contrôle postural développé par Horak et al. (2009). Le BESTest est basé sur le modèle du contrôle postural proposé par la même auteure, détaillé à la section 2.2. Le but premier du BESTest est de déterminer quels systèmes sont atteints afin qu'un plan de traitement spécifique puisse être élaboré. Donc, 27 tâches mettent à l'épreuve six « systèmes » qui contribuent à l'équilibre debout. La longueur de cette évaluation est un frein à son utilisation clinique puisqu'elle nécessite plus de 45 minutes pour être complétée (Franchignoni et al., 2015). Le MBT est une version raccourcie et donc plus applicable du BESTest. À l'aide d'une suite

d'analyses statistiques, Franchignoni et al. (2010) ont éliminé certaines épreuves redondantes en prenant soin de conserver les épreuves nécessaires à l'identification des déficits sous-jacents à une diminution de l'équilibre debout (Annexe I).

2.3.2 Description du Mini-BESTest

Quatorze épreuves évaluent quatre composantes du contrôle postural : les ajustements posturaux anticipatoires, le contrôle postural réactif, l'orientation sensorielle et l'équilibre durant la marche (Tableau III, 2^e colonne). Le MBT nécessite certains équipements (chronomètre, chaise, surface en mousse, plan incliné, obstacle) et prend environ 15 minutes à administrer (Franchignoni et al., 2015). Une cote de 0 à 2 est accordée pour chacune des épreuves selon la performance du sujet, en termes de temps pour exécuter la tâche et/ou en termes de qualité d'exécution. Les scores aux épreuves sont additionnés pour un total maximal de 28 points où plus le score est élevé, meilleur est le contrôle postural. Il est à noter que peu après la création du MBT, certains auteurs ont rapporté un score total sur 32, additionnant les scores des deux côtés aux épreuves unilatérales (épreuves n° 3 et 6). King et Horak (2013) ont par la suite spécifié, dans une lettre à l'éditeur du *Physical Therapy Journal*, que le score du côté le plus déficitaire seulement doit être inclus dans les calculs.

2.4 Les qualités psychométriques du Mini-BESTest

Les qualités psychométriques du MBT ont été étudiées avec plusieurs clientèles depuis sa création en 2010. Di Carlo et al. (2016) ont synthétisé, dans leur revue de littérature, les résultats de 24 articles. Depuis la parution de cette revue en 2016, au moins 35 articles supplémentaires ont fait leur apparition dans la littérature, témoignant de la popularité grandissante du MBT. Cependant, seuls quatre articles ont porté sur la clientèle avec une LM et ceux-ci n'ont pas été inclus dans la revue de DiCarlo et al., soit Lemay et al. (2013), Roaldsen et al. (2015), Jørgensen et al. (2017) ainsi que Chiu et Pang (2017). Les deux premières études incluent des personnes avec une LM en réadaptation alors que la troisième inclut des personnes avec une LM en phase chronique. La dernière étude, celle de Chiu et al., inclut plus

spécifiquement des personnes avec une myélopathie cervicale spondylotique recrutées dans un centre spécialisé d'orthopédie à Hong Kong. La section qui suit résume les qualités psychométriques du MBT, c'est-à-dire sa fidélité, sa validité et sa sensibilité au changement selon la taxonomie établie par le groupe COSMIN (COnsensus-based Standards for the Selection of health Measurement Instruments; Mokkink et al., 2010). De plus, son applicabilité clinique sera discutée. Les critères pour l'interprétation des qualités psychométriques sont présentées au Tableau IV.

Tableau IV. Références utilisées pour interpréter les caractéristiques psychométriques du MBT

Qualité psychométrique	Interprétation des indices		Référence
Fidélité	Cohérence interne	$\alpha > 0,70$: comparaison de groupes (recherche) $\alpha > 0,90$: comparaison d'individus (clinique)	Bland et Altman (1997)
	Fidélité (<i>test-retest, inter-évaluateur, intra-évaluateur</i>)	CCI, K_w ou $W \leq 0,20$: pauvre 0,21–0,40 : passable 0,41–0,60 : modéré 0,61–0,80 : bon $\geq 0,81$: excellent	Di Carlo et al. (2016) Landis et Koch (1977)
		CCI $> 0,70$: recommandé	Terwee et al. (2007)
		CCI $> 0,90$: recommandé pour utilisation clinique %accord = 0–4% : aucun accord 4–15% : minimal 15–35% : faible 35–63% : modéré 64–81% : fort 82–100% : presque parfait	Streiner et al. (2015) McHugh (2012) Di Carlo et al. (2016)
Erreur de mesure	SEM et CMD : En unités (/28 pour le MBT), interprétation en % pour comparer des outils	Löfgren et al. (2014)	
Validité	Validité de construit et Validité de critère	Validité convergente et divergente : r ou $r_s > 0,70$: corrélation élevée 0,50–0,69 : modérée 0,26–0,49 : faible	Di Carlo et al. (2016)
		Associations entre deux évaluations avec - construits similaires : r ou $r_s > 0,50$ - construits reliés : r ou $r_s = 0,30–0,50$ - construits non reliés : r ou $r_s < 0,30$	Prinsen et al. (2018)
		Validité discriminante : AUC $> 0,70$: discrimination acceptable $> 0,80$: bonne à excellente	Prinsen et al. (2018) Di Carlo et al. (2016)
		Importance du rapport de vraisemblance : LR+ > 5 , LR- $< 0,2$ = effet relativement important	Portney et Watkins (2015)
Sensibilité au changement	Externe	Corrélation des changements de scores : r ou $r_s > 0,70$: corrélation élevée 0,50–0,69 : modérée 0,26–0,49 : faible	Di Carlo et al. (2016)

Qualité psychométrique		Interprétation des indices	Référence
Sensibilité au changement (suite)	Externe (suite)	Associations entre les changements de deux évaluations avec - construits similaires : r ou $r_s > 0,50$ - construits reliés : r ou $r_s = 0,30-0,50$ - construits non reliés : r ou $r_s < 0,30$ Dichotomisation selon un critère externe : AUC > 0,70 : discrimination acceptable > 0,80 : bonne à excellente Importance du rapport de vraisemblance : LR+>5, LR-<0,2 = effet relativement important	Prinsen et al. (2018) Prinsen et al. (2018) Di Carlo et al. (2016) Portney et Watkins (2015)
	Interne	Tests-t appariés : niveau de sign. $p < 0,05$ SRM > 0,5 : suffisant SRM ou ES > 0,8 : grand changement 0,5-0,8 : modéré < 0,2 : petit SEM et CMD : voir section fidélité	Wu et al. (2015) Chinsongkram et al. (2014) Cohen (1988)
Interprétabilité	Effet plancher/plafond	Nombre de personnes avec score minimal ou maximal > 15% : effet plancher/plafond significatif Asymétrie > + 1 = effet plancher < - 1 = effet plafond	Terwee et al. (2007) Bulmer (1979)
	MCID	En unités (/28 pour le MBT)	

Abréviations : CCI = coefficient de corrélation intraclasse, K_w = coefficient de kappa pondéré, W = coefficient de concordance W de Kendall, SEM = erreur-type de la mesure, CMD = changement minimal détectable, AUC = aire sous la courbe *Receiver Operating Characteristic* (ROC), r = coefficient de corrélation de Pearson, r_s = coefficient de corrélation de rang de Spearman, SRM = réponse moyenne standardisée, ES = taille de l'effet, MCID = changement minimal cliniquement important, sign. = signification.

2.4.1 Fidélité du Mini-BESTest

La fidélité d'un instrument de mesure est le degré auquel il est exempt d'erreur de mesure. Elle inclut la cohérence interne, la fidélité test-retest, inter-évaluateur et intra-évaluateur ainsi que le SEM. La fidélité du MBT pour la clientèle avec une LM est résumée dans le Tableau V.

La cohérence interne est la mesure du degré d'interrelation entre les épreuves d'une même dimension et se mesure avec un coefficient alpha de Cronbach (α). La cohérence interne est considérée par le groupe COSMIN comme un élément de fidélité car dans une même dimension, les épreuves sont une mesure répétée du même construit et doivent être corrélés entre eux. Si un test mesure plusieurs dimensions d'un construit, la cohérence interne des épreuves de chaque dimension sera analysée séparément. Le MBT évalue, selon ses créateurs, le construit de l'équilibre dynamique de façon unidimensionnelle (Franchignoni et al., 2015). Jørgensen et al. (2017) ont démontré une excellente cohérence interne pour les 14 épreuves du MBT ($\alpha = 0,95$). Cependant, quelques auteurs ont rapporté que certaines épreuves ne cadrent pas dans cette unidimensionnalité (Benka Wallen et al., 2016; Chiu et Pang, 2017; Jørgensen et al., 2017). Chiu et Pang (2017), de leur côté, ont conclu à une cohérence interne adéquate pour chaque section du MBT ($\alpha = 0,80 - 0,98$).

La fidélité informe aussi sur le degré auquel les scores d'un patient qui n'a pas changé seront les mêmes d'un évaluateur à l'autre (inter-évaluateur), d'une session à l'autre pour un même évaluateur (test-retest), ou d'une évaluation à l'autre pour un même évaluateur et une même performance (intra-évaluateur). Les méthodologies diffèrent d'une étude à l'autre (délai entre deux sessions, visionnement d'une vidéo vs. observation simultanée vs. réévaluation). L'indice de fidélité recommandé pour les données de type continu est le coefficient de corrélation intraclass (CCI; Kottner et al., 2011; Mokkink et al., 2010). Les distributions de scores totaux au MBT sont considérées comme étant de ce type par tous les auteurs ayant mesuré sa fidélité (Anson et al., 2017; Chiu et Pang, 2017; Dahl et Jørgensen, 2014; Di Carlo et al., 2016; Hamre et al., 2017; Jacome et al., 2016; Jacome et al., 2017; Marques et al., 2016; Ross, Purtill et Coote, 2016). Pour les distributions de données ordinales, le coefficient kappa pondéré (K_w) et le coefficient de concordance W de Kendall (W) sont conseillés pour comparer deux et plus de deux évaluations respectivement (Kottner et al., 2011; Mokkink et al., 2010). Ces deux coefficients ne peuvent cependant pas être produits lorsque les cotes sur l'échelle de cotation ne sont pas toutes utilisées. Le pourcentage d'accord (%accord) peut alors être calculé, même s'il n'ajuste pas pour la chance comme le fait le K_w (McHugh, 2012). L'interprétation de ces indices est résumée dans le Tableau IV. L'étude de Chiu et Pang (2017) est la seule ayant mesuré la fidélité du MBT auprès d'une clientèle ayant une LM (myélopathies cervicales spondylotiques).

La fidélité test-retest a été mesurée en comparant les résultats de deux évaluations faites par le même évaluateur et séparées d'un à deux jours. La fidélité inter-évaluateur a été mesurée en comparant les scores obtenus par deux évaluateurs différents qui ont réévalué les participants dans la même session. La fidélité des scores totaux était bonne à excellente (test-retest : $CCI_{2,1} = 0,80$, inter-évaluateur : $CCI_{2,1} = 0,81$) et celle des scores de chaque épreuve individuellement, mesurée avec des coefficients de kappa non pondérés, était également bonne à excellente (test-retest : $k = 0,81 - 1,00$, inter-évaluateur : $k = 0,81 - 1,00$ sauf $0,66$ et $0,70$ pour les épreuves n° 14 et n° 13, respectivement). Ces résultats sont plus élevés que ceux de toutes les autres études ayant analysé la fidélité des épreuves du MBT (k et $K_w = 0,21 - 1,00$; Dahl et Jørgensen, 2014; Ross, Purtill et Coote, 2016; Tsang et al., 2013). Finalement, une seule étude a mesuré la fidélité des quatre sections du MBT ($CCI_{2,1} = 0,54 - 0,83$), avec la clientèle atteinte de la maladie de Parkinson (Löfgren et al., 2014).

L'erreur-type de la mesure (SEM) informe sur le degré de précision de l'outil ou autrement-dit, sur l'erreur systématique et aléatoire du score d'un patient qui n'est pas attribuable à un changement au niveau du construit mesuré. Elle peut se calculer à partir d'un CCI ou de l'erreur de variation intra-sujet (Streiner et al., 2015). Le changement minimal détectable, habituellement à un degré de confiance de 95% (CMD_{95}), peut ensuite être calculé à partir de la SEM et informe sur le changement de score minimal requis pour exclure l'erreur de mesure (Godí et al., 2013). Ces deux qualités sont rapportées en unités de l'outil de mesure, donc /28 pour le MBT. Chiu et Pang (2017) ont calculé une SEM et CMD_{95} plus élevées que toutes les autres études sur le MBT ($SEM = 3,03$ et $CMD_{95} = 8,4$ vs $SEM = 0,86 - 1,9$ et $CMD = 2,0 - 5,3$; Anson et al., 2017; Chiu et Pang, 2017; Dahl et Jørgensen, 2014; Di Carlo et al., 2016; Hamre et al., 2017; Jacome et al., 2016; Jacome et al., 2017; Marques et al., 2016; Ross, Purtill et Coote, 2016). Les résultats obtenus par Chiu et Pang (2017) pourraient être expliqués par les valeurs légèrement moins élevées de leurs CCI en comparaison aux autres études, pour des écarts-types (ÉT) comparables ($SEM = \text{ÉT} \sqrt{1 - CCI}$).

Tableau V. Fidélité du MBT avec la clientèle ayant subi une LM

Étude	Échantillon	FIDÉLITÉ		
		Cohérence interne	Fidélité	Erreur de mesure
Lemay et al. (2013)	n = 15 LM T incomplète subaiguës et chroniques	NR	NR	NR
Roaldsen et al. (2015)	n = 20 LM hospit. en réadaptation (n = 39 autres dx)	NR	NR	NR
Jørgensen et al. (2017)	n = 46 LM T chroniques	$\alpha = 0,95$ $r_s = 0,70-0,86$ entre les épreuves et le score total sauf $r_s = 0,51$ pour n° 14	NR	NR
Chiu et Pang (2017)	n = 32 LM NT cervicales (myélopathies cervicales)	Sections : I : $\alpha = 0,80-0,90$ II : $\alpha = 0,97-0,98$ III : $\alpha = 0,81-0,85$ IV : $\alpha = 0,95-0,97$	Scores total : Test-retest : CCI = 0,81 Inter-éval. : CCI = 0,80 Sous-scores : Test-retest : k = 0,81-1,00 Inter-éval. : k = 0,66-1,00	SEM = 3,03 CMD = 8,4

Abréviations : LM = lésion médullaire, T = traumatique, NT = non traumatique, hospit. = hospitalisés, dx = diagnostic, NR = non rapporté, α = alpha de Cronbach, CCI = coefficient de corrélation intraclasse, k = kappa, SEM = erreur-type de mesure, CMD = changement minimal détectable, r_s = coefficient de corrélation de rang de Spearman.

2.4.2 Validité du Mini-BESTest

La validité d'un instrument est sa capacité à mesurer le construit qu'il est censé mesurer. Il est possible d'évaluer la validité de contenu, de critère et de construit. La validité de contenu concerne l'analyse du contenu de l'instrument afin de s'assurer qu'il est une réflexion adéquate du construit visant à être mesuré. Le MBT est considéré comme possédant une bonne validité de contenu. Tout d'abord, il inclut des épreuves empruntées à des tests d'équilibre déjà existants (Hamre et al., 2017; Horak, 2009). De plus, la création du MBT a impliqué des experts afin de

s'assurer que les épreuves et le système de cotation représentaient adéquatement le construit « d'équilibre dynamique » pour une clientèle adulte avec troubles neurologiques (Franchignoni et al., 2010). Finalement, la revue systématique de Sibley, Beauchamp et al. (2015) a permis de démontrer que le MBT faisait partie des évaluations les plus complètes en couvrant les six composantes du contrôle postural du modèle de Horak. Seules les limites de stabilité fonctionnelles (incluses dans la composante des contraintes biomécaniques) n'y sont pas évaluées. Arora, Oates, et al. (2017) ont rapporté, dans un abrégé de conférence, avoir fait le même exercice avec la population ayant subi une LM et sont arrivés à la même conclusion que Sibley, Beauchamp, et al. (2015).

La validité de critère consiste à comparer les scores d'un instrument à ceux d'une mesure étalon. Il n'existe pas de *gold standard* pour évaluer l'équilibre debout (Jørgensen et al., 2017; Perennou et al., 2005), mais plusieurs auteurs nomment ainsi la comparaison du MBT avec d'autres évaluations de l'équilibre debout. Ici, ces comparaisons seront incluses dans la validité de construit convergente.

La validité de construit est le degré auquel les scores d'un instrument de mesure sont cohérents avec des hypothèses concernant sa relation avec d'autres outils (validité convergente ou divergente) et sa capacité de différencier différents groupes pertinents (validité discriminante, ou *known group*). Le groupe COSMIN inclut également la validité structurelle au sein de la validité de construit (étude de la dimensionnalité du construit mesuré).

La validité convergente et divergente sont représentées par le coefficient de corrélation de Pearson (r) ou de Spearman (r_s) qui quantifie la force de l'association linéaire entre deux variables continues. L'association devrait logiquement être plus forte lorsque le même construit est évalué. L'interprétation des coefficients est résumée dans le Tableau IV. Avec la clientèle ayant une LM, le MBT démontre une corrélation élevée avec le BBS ($r_s \geq 0,89$; Chiu et Pang, 2017; Jørgensen et al., 2017). Plusieurs études avec d'autres clientèles rapportent également des corrélations élevées entre le MBT et d'autres tests d'équilibre debout (le BESTest, le Brief-BESTest et le BBS : r ou $r_s \geq 0,73$). Son association avec le TUG chez les gens ayant une LM est aussi élevée ($r_s = -0,75$; Jørgensen et al., 2017), mais s'étend de faible à élevée avec les clientèles atteintes de la maladie de Parkinson, ayant subi un AVC ainsi qu'avec les personnes âgées (r ou $r_s = -0,47$ à $-0,89$; Di Carlo et al., 2016; Löfgren et al., 2017). Le MBT est aussi

fortement associé à la SCIM-III ($r_s = 0,83$; Jørgensen et al., 2017). De plus, Lemay et al. (2013) ont mis en évidence des associations modérées à élevées ($r_s = -0,52$ à $-0,76$) entre le MBT et les ratios Rhomberg de certains paramètres biomécaniques en position debout quasi-statique (paramètres de déplacement du CP les yeux-ouverts divisé par paramètres de déplacement les yeux-fermés). Ces corrélations supportent l'implication du système d'intégration sensorielle au niveau du contrôle postural chez les gens ayant une LM. Finalement, la *Falls Efficacy Scale-International* (FES-I), qui questionne les patients sur leurs préoccupations face aux chutes, n'est corrélée que faiblement à modérément avec le MBT chez la même clientèle (Jørgensen et al., 2017; Roaldsen et al., 2015). La validité divergente du MBT a aussi été explorée en mettant en évidence de très faibles niveaux de corrélations avec des questions concernant la qualité de vie et un test de détection de troubles cognitifs (Chiu et Pang, 2017; Jørgensen et al., 2017).

La validité discriminante consiste à évaluer la capacité de l'outil à discriminer différents groupes. Des tests-t et des courbes ROC (*Receiver Operating Characteristic*) sont souvent produites avec leur aire sous la courbe (AUC). L'interprétation des AUC est résumée dans le Tableau IV. La capacité du MBT à identifier les chuteurs chez la clientèle avec une LM est controversée. L'étude de Chiu et Pang (2017) démontre que le MBT discrimine les chuteurs des non-chuteurs de façon significative ($p < 0,001$, $AUC = 0,85$) alors qu'il ne les identifie pas ($p = 0,49$) dans l'étude de Roaldsen et al. (2015). De plus, l'étude de Jørgensen et al. (2017) démontre que le MBT ne distingue pas les chuteurs récurrents (> 2 chutes en 1 an) des chuteurs non fréquents ($p = 0,64$, $AUC = 0,54$). Dix-sept autres études ont exploré la capacité du MBT à identifier les chuteurs chez d'autres clientèles; 11 études sur ces 17 ont démontré que le MBT peut identifier les chuteurs avec des scores limites (*cut off*) entre 16 et 21,5. Sept de ces 11 études concernent les gens atteints de la maladie de Parkinson. La capacité de l'outil à distinguer entre les gens étant préoccupés ou non par les chutes (FES-I) n'est également pas unanime chez la clientèle avec une LM, appuyant les faibles corrélations du MBT avec le FES-I et la peur de chuter (Chiu et Pang, 2017; Jørgensen et al., 2017; Roaldsen et al., 2015). Cependant, le MBT peut discriminer les gens utilisant une aide technique à la marche de ceux n'en utilisant pas selon deux études ($p < 0,001$, $AUC > 0,86$; Chiu et Pang, 2017; Jørgensen et al., 2017). La validité de construit du MBT avec la clientèle ayant subi une LM est résumée dans le Tableau VI.

Tableau VI. Validité de construit du MBT avec la clientèle ayant subi une LM

Étude	Échantillon	VALIDITÉ DE CONSTRUIT			
		Validité structurelle	Tests d'hypothèses		
			Convergente	Divergente	Discriminante (<i>known-groups</i>)
Lemay et al. (2013)	n = 15 LM T incomplète subaigües et chroniques	NR	Ratios Rhomberg RMS: $r_s = -0,75$ SA : $r_s = -0,76$ MV: $r_s = -0,52$	NR	NR
Roaldsen et al. (2015)	n = 20 LM hospit. en réadaptation (n = 39 autres dx)	NR	FES-I : $r = -0,391$ pour tout le groupe	NR	Différents degrés d'habileté ambulatoire (FAC) : discr. sign. (p<0,001) Faible/forte préoccupation vs les chutes (FES-I) : aucune discr. (p=0,43) Chuteurs/non-chuteurs : aucune discr. (p=0,49) Différents diagnostics : aucune discr. (p=0,67)
Jørgensen et al. (2017)	n = 46 LM T chroniques	Épreuves n° 9, 11 et 14 ne satisfaisaient pas le modèle de Rasch	BBS : $r_s = 0,899$ TUG : $r_s = -0,75$ SCIM : $r_s = 0,83$ Temps passé à marcher 10 mètres : $r_s = 0,63$ FES-I : $r_s = -0,62$ Peur de chuter : $r_s = 0,02$ (p=0,87)	Question QoL : $r_s = 0,19$ (p=0,20)	Marcheurs sans/avec AT : discr. sign. (p<0,001) AUC = 0,86 Score limite : >19/28, sn/sp : 0,77/0,75 LR+/LR-: 3,09/0,30 Faible/forte préoccupation vs les chutes (FES-I) : discr. sign. (p<0,001) AUC = 0,82 Score limite : ≤ 19/28, sn/sp : 0,82/0,74 LR+/LR-: 3,15/0,25

		VALIDITÉ DE CONSTRUIT			
Étude	Échantillon	Validité structurelle	Tests d'hypothèses		
			Convergente	Divergente	Discriminante (<i>known-groups</i>)
Jørgensen et al. (2017) (suite)					Chuteurs non fréquents/récurrents : aucune discr. ($p=0,64$) AUC = 0,54 Score limite : >19/28, sn/sp : 0,55/0,54 LR+/LR-: 1,02/0,84
Chiu et Pang (2017)	n = 72 LM NT cervicales (myélopathies cervicales)	Épreuves n° 10, 11 et 14 redondants	BBS : $r=0,89-0,99$ mJOA: $r=0,81-0,84$	AMT : $r=0,09-0,37$	Marcheurs avec /sans AT : discrimination sign. ($p<0,001$) AUC = 0,92 Score limite: ≤ 13 , sn/sp: 0,83/0,85 LR+/LR-: 5,83/0,19 Chuteurs/non-chuteurs : discrimination sign. ($p<0,001$) AUC = 0,87 Score limite : ≤ 13 , sn/sp: 0,80/0,85 LR+/LR-: 5,5/0,23

Abréviations : LM = lésion médullaire, T = traumatique, NT = non traumatique, hospit. = hospitalisés, dx = diagnostic, NR = non rapporté, r = coefficient de corrélation de Pearson, r_s = coefficient de corrélation de rang de Spearman, AT = aide technique à la marche, RMS = *root mean square distance*, SA = *center of pressure sway area*, MV = *mean center of pressure velocity*, FES-I = *Falls Efficacy Scale-International*, FAC = *Functional Ambulation Categories*, BBS = échelle d'équilibre de Berg, TUG = *Timed Up and Go*, SCIM = *Spinal Cord Independence Measure*, AUC = Aire sous la courbe ROC (*Receiver Operating Characteristic*), Sn/Sp = Sensibilité/spécificité, LR+/LR- = Rapports de vraisemblance positif/négatif (*Likelihood ratios*), mJOA = *modified Japanese Orthopaedic Association scale*, AMT = *Abbreviated Mental Test*, QoL = qualité de vie (*Quality of Life*).

2.4.3 Sensibilité au changement du Mini-BESTest

La sensibilité au changement est la capacité d'un outil de détecter les changements dans le temps au niveau du construit mesuré. Il y a plusieurs manières de la calculer. Certains classent la sensibilité en deux catégories: sensibilité interne et externe.

La sensibilité interne, ou « basée sur la distribution », inclut parfois le SEM et le CMD (Coplay et al., 2007). Ces indices ont été discutés dans la catégorie de la fidélité. Les tests-t pour échantillons appariés permettent de déceler une différence statistiquement significative au niveau du changement de scores observé (Wu et al., 2015). Des changements significatifs pré-post intervention ont été décelés pour les gens ayant un accident vasculaire cérébral (AVC) subaigu en réadaptation et les gens atteints de sclérose en plaques ($p < 0,05$; Chinsongkram et al., 2016; Ross, Purtill, Uszynski, et al., 2016). L'amplitude du changement en relation avec la variation au sein de l'échantillon pré-intervention ou avec la variation au sein des changements (taille de l'effet ou *effect-size* [ES] et réponse moyenne standardisée ou *standardized response mean* [SRM] respectivement) peuvent aussi décrire la sensibilité interne et s'interprètent de la même façon (c.f. Tableau IV). Tous ces indices sont cependant considérés inappropriés par certains pour mesurer la sensibilité au changement d'un outil car ils concernent seulement le changement de score de l'échantillon d'un point de vue statistique plutôt que de s'attarder à l'importance de ce changement de score au niveau de la condition de santé d'un patient (Angst, 2011; Husted et al., 2000).

La sensibilité externe consiste à comparer les changements de scores de l'outil à un critère externe pertinent. Le groupe COSMIN recommande de corrélérer les changements de scores sur l'instrument avec ceux d'instruments traditionnellement utilisés (Mokkink et al., 2010). Jusqu'à tout récemment, il n'y avait pas d'indication sur les valeurs de coefficient de corrélation (r ou r_s) acceptables. (Angst, 2011; Mokkink et al., 2010). Cité sur le site internet du groupe COSMIN, l'article de Prinsen et al. (2018) propose des valeurs de coefficient de corrélation acceptables selon les construits évalués par les instruments corrélés (Tableau IV).

Des modèles de régression linéaire peuvent aussi être utilisés pour décrire la sensibilité au changement (Husted et al., 2000) et pour identifier des facteurs pouvant prédire le changement (Duncan et al., 2015). Duncan et al. (2015) ont montré que le déclin du score au

MBT chez les gens atteints de la maladie de Parkinson était corrélé avec un test spécifique à cette clientèle (UPRDS-III) et l'âge, qui expliquaient ensemble 8,36% de la variance du déclin au MBT sur 12 mois. Une autre méthode pour quantifier la sensibilité externe, la méthode de l'ancre, est de départir les gens démontrant un changement de ceux n'en démontrant pas sur la base d'un critère externe pertinent, comme le *Global rating of Change Scale* (GRCS) par exemple. Ce questionnaire demande au patient de quantifier sur une échelle de *Likert*, le changement qu'il observe chez lui-même pour un construit déterminé. Wu et al. (2015) recommandent d'administrer le questionnaire au thérapeute en plus du participant chez la clientèle avec une LM puisque celle-ci aurait tendance à surestimer ses attentes face aux traitements en phase aigüe. Les qualités psychométriques du GRCS ont cependant été peu étudiées vu son manque de standardisation. Pour l'échelle à 15 niveaux, la validité apparente a été jugée bonne, la fidélité entre les réponses des patients et des évaluateurs est suffisante (CCI = 0,74), la corrélation entre la réponse au questionnaire et une gradation de l'importance du changement perçu par le patient est élevée ($r = 0,72 - 0,90$) et la sensibilité au changement est modérée à grande (SRM = 0,4 à 1,7; Kamper et al., 2009). Bien que les qualités du GRCS aient été peu étudiées, il est intuitivement utile et beaucoup utilisé (Husted et al., 2000; Kamper et al., 2009). Godi et al. (2013) ont utilisé un score de plus de 3 au GRCS pour identifier les gens ayant eu un changement d'équilibre significatif parmi un groupe avec des troubles d'équilibre d'origines variées. L'AUC qu'ils ont obtenue suggère que le MBT a une excellente capacité à discriminer les deux groupes (AUC = 0.92). Chinsongkram et al. (2016), eux, ont utilisé le BBS comme critère externe avec la clientèle AVC en phase subaigüe. Les personnes ayant eu un changement de plus de 7/56 ont été considérées comme ayant eu un changement d'équilibre cliniquement significatif. Dans ce cas-ci, l'AUC était bonne (AUC = 0.89). L'interprétation des AUC est résumée dans le Tableau IV.

Il n'y a pas de consensus sur la méthode à utiliser pour évaluer la sensibilité au changement d'un outil; l'utilisation de plusieurs méthodes conjointement est recommandée (Angst, 2011; Copay et al., 2007; Husted et al., 2000). La sensibilité au changement n'a pas été mesurée pour le MBT chez la clientèle avec une LM.

2.4.4 Interprétabilité du Mini-BESTest

L'interprétabilité est une caractéristique importante d'un instrument de mesure qui inclut toutes les informations qui aident à interpréter les scores (ou les changements de scores) (Mokkink et al., 2010). Par exemple, des moyennes et des ÉT pour différents groupes d'âge ou pour différents diagnostics peuvent être utiles pour les thérapeutes. Des valeurs normatives au MBT ont d'ailleurs été présentées pour des groupes d'âge entre 50 et 89 ans (O'Hoski et al., 2014). Dans cette étude, les gens entre 50 et 59 ans ont obtenu en moyenne 26,3/28 (ÉT=1,1) au MBT. En comparaison, les échantillons incluant des personnes avec une LM ont tous présenté une moyenne ou médiane moindre (15,5 à 22/28; Tableau VII; Chiu et Pang, 2017; Jørgensen et al., 2017; Roaldsen et al., 2015). Les effets plancher et plafond font aussi partie des données relatives à l'interprétabilité selon le groupe COSMIN. Des effets plancher et plafond sont considérés significatifs si ces valeurs dépassent 15% de l'échantillon (Terwee et al., 2007). Dans les études incluant des personnes avec une LM, les pourcentages de participants ayant obtenu des scores minimaux (0/28) ou maximaux (28/28) au MBT étaient $\leq 5,5\%$ (Tableau VII; Chiu et Pang, 2017; Jørgensen et al., 2017; Roaldsen et al., 2015). Cependant, les effets plancher et plafond dans un échantillon dépendront grandement des critères d'inclusion choisis. Par exemple, Chinsongkram et al. (2014 et 2016) ont inclus les personnes avec un AVC qui étaient admises dans un centre de réadaptation, qu'ils marchent ou non. Ils ont donc obtenu des effets plancher entre 17% et 32,7%. Une autre façon d'évaluer les effets plancher et plafond est de calculer l'asymétrie, en anglais « *skewness* », de la distribution de scores (Bulmer, 1979).

Une autre donnée très utile pour interpréter les résultats d'un instrument de mesure, autant pour la recherche que pour la clinique, est le score qui correspond à un changement minimal qui est significatif pour les patients. Cet indice se nomme le changement minimal cliniquement important (MCID) et il est différent du CMD car ce dernier n'inclut pas le concept d'importance clinique (Wu et al., 2015). Tout comme pour la sensibilité au changement, il n'existe pas de consensus sur la méthode à utiliser pour estimer le MCID (Copay et al., 2007; Revicki et al., 2008; Wu et al., 2015). Seuls Godi et al. (2013) parlent d'un tel estimé dans le cas du MBT. Tel que recommandé par Revicki et al. (2008), ils ont procédé à une triangulation des résultats de plusieurs méthodes pour obtenir un estimé optimal, soient le CMD de 3,5 points, le score moyen de 4,6 points dans le groupe avec changement minimal au GRCS ($3 < \text{GRCS} < 5$) et le score limite

de 4 points obtenu avec une courbe ROC (ancree = GRCS >3). Donc, le MCID pour le MBT a été estimé à 4/28 points avec une clientèle adulte en réadaptation pour troubles d'équilibre d'origines diverses. Outre la triangulation, la proposition d'un spectre de valeurs de MCID acceptables a aussi été suggérée dans la littérature (Copay et al., 2007) ainsi que l'utilisation de plusieurs critères externes pertinents et plusieurs échantillons (Revicki et al., 2008; Terwee et al., 2007). Pour ce qui est du CMD, il devrait toujours être inférieur ou égal au MCID (Copay et al., 2007).

Tableau VII. Sensibilité au changement et interprétabilité du MBT avec la clientèle ayant subi une LM

Étude	Échantillon	SENSIBILITÉ AU CHANGEMENT	INTERPRÉTABILITÉ		
			Valeurs normatives	Effet plancher/plafond	MCID
Lemay et al. (2013)	n = 15 LM T incomplète subaiguës et chroniques	NR	NR	NR	NR
Roaldsen et al. (2015)	n = 20 LM hospit. en réadaptation (n = 39 autres dx)	NR	Médiane = 22 Écart : [1 à 27]	Plancher : 0 Plafond : 1.7% (tout le groupe)	NR
Jørgensen et al. (2017)	n = 46 LM T chroniques	NR	Médiane = 20 Écart : [0 à 28]	Plancher : 2,2% Plafond : 4,3%	NR
Chiu et Pang (2017)	n = 72 LM NT cervicales (myélopathies cervicales)	NR	Moyenne = 15,5 Médiane = 16 ÉT = 9,3 Écart : [0 à 28]	Plancher : 5.5% Plafond : 1.3%	NR

Abréviations : LM = lésion médullaire, T = traumatique, NT = non traumatique, hospit. = hospitalisés, dx = diagnostic, NR = non rapporté, ÉT = écart-type.

2.4.5 Applicabilité clinique

Certaines caractéristiques ne sont pas considérées dans l'évaluation d'articles portant sur les qualités psychométriques d'un instrument de mesure (Mokkink et al., 2010; Terwee et al., 2007; Terwee et al., 2012) malgré qu'elles soient importantes dans le choix d'un outil de mesure pour l'usage clinique (Auger et al., 2006; Roaldsen et al., 2015). Auger et al. (2006) présentent une synthèse de la littérature sur le sujet. L'applicabilité clinique inclut notamment le fardeau pour les patients et pour l'évaluateur (temps d'administration et de cotation, invasivité, complexité de l'entraînement, qualité et simplicité du test, interprétabilité, disponibilité, popularité). Roaldsen et al. (2015) sont les seuls auteurs à avoir mesuré des données d'applicabilité clinique pour le MBT. Ils ont démontré que pour les physiothérapeutes œuvrant

auprès de patients en réadaptation suite à une LM, entre autres, le MBT était facile à apprendre, pertinent, fournissait des informations précieuses et était cohérent avec le niveau fonctionnel de leurs patients. Le point négatif relevé concernait le besoin d'une deuxième personne pour administrer l'évaluation, en rapport aux risques de chutes durant le test. Le temps d'administration du MBT de 15 minutes (Franchignoni et al., 2015) est comparable à celui du BBS (Pollock et al., 2011). De plus, le formulaire d'évaluation du MBT, les instructions et des vidéos d'entraînement sont disponibles gratuitement sur le site Internet de l'auteure (www.bestest.us). Des versions traduites en différentes langues sont également disponibles sur ce site, dont une version francophone traduite par notre groupe de chercheurs (Lemay et al., soumis). Finalement, la popularité grandissante du MBT contribue à en faire un outil ayant une bonne applicabilité clinique.

2.5 Résumé

Le MBT présente une bonne fidélité, validité et sensibilité au changement avec plusieurs clientèles, ainsi qu'une bonne applicabilité clinique en réadaptation. Il n'est donc pas étonnant qu'un panel d'experts recommande son utilisation chez les clientèles adultes. Chez les personnes avec une LM, des études récentes ont exploré quelques-unes de ces qualités. Cependant, la fidélité a été évaluée pour un sous-groupe très spécifique de la clientèle pouvant être admise dans un centre de RFI (myélopathie cervicale spondylootique). De plus, la validité a été explorée surtout avec une clientèle ayant une LM en phase chronique. Finalement, la sensibilité au changement n'a pas été évaluée chez cette clientèle. Puisque les qualités psychométriques d'un instrument de mesure doivent être étudiées dans le contexte spécifique de la population ciblée (Streiner et al., 2015; Terwee et al., 2007), il y a un manque d'études concernant les qualités du MBT lorsqu'utilisé avec une clientèle admise en réadaptation après une LM.

CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE

La méthodologie et les résultats concernant l'étude de fidélité du MBT réalisée dans le cadre de ce projet de recherche sont présentés dans l'article inséré au chapitre 4 de ce mémoire, qui s'intitule :

Reliability and minimal detectable change of the mini-BESTest in adults with spinal cord injury in a rehabilitation setting.

Audrey Roy, Johanne Higgins, Sylvie Nadeau (Soumis à *Physiotherapy Theory and Practice*)

Le chapitre qui suit présente donc la méthodologie concernant l'étude des qualités psychométriques du MBT qui n'ont pas été rapportées dans l'article. Des éléments généraux (éthique, recrutement, devis de l'étude, participants, etc.) sont aussi décrits.

3.1 Approbations préalables à la réalisation de l'étude

Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique des établissements du Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation du Montréal Métropolitain (CRIR-1082-0515). Les formulaires de consentement en français et en anglais sont présentés dans l'annexe II et le certificat éthique dans l'annexe III. Le comité de convenance institutionnelle du Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal (CCSMTL) a ensuite donné son accord pour la réalisation du projet sur le site de l'installation Gingras-Lindsay-de-Montréal. La base de données cliniques de l'Équipe de Recherche en Réadaptation Sensorimotrice (ÉRRSM) a été consultée pour la collecte des informations rétrospectives avec l'accord de Madame Sylvie Nadeau, chercheuse en charge de cette base de données. La direction des services professionnels de l'installation Gingras-Lindsay-de-Montréal a également accepté la consultation des dossiers médicaux nécessaires pour compléter les informations manquantes (Annexe IV).

3.2 Devis de l'étude

Ce projet est une étude descriptive, longitudinale prospective et rétrospective. Un devis prospectif a été utilisé pour mesurer la fidélité test-retest et inter-évaluateur (Chapitre 4), ainsi qu'une partie de la sensibilité au changement du MBT. Les mesures recueillies dans cette première étape combinées à celles d'un devis rétrospectif, c'est-à-dire par la revue de dossiers de patients, ont permis d'évaluer les autres qualités psychométriques du MBT.

3.3 Participants

La population à l'étude dans cette recherche est la clientèle ayant subi une LM et hospitalisée pour une réadaptation fonctionnelle intensive au CCSMTL, installation Gingras-Lindsay-de-Montréal.

3.3.1 Devis prospectif

Les participants au devis prospectif devaient présenter les critères d'inclusion suivants :

- Être âgé entre 18 et 75 ans inclusivement;
- Avoir une LM entre C2 et S5 inclusivement et classée AIS A, B, C ou D (traumatique ou non traumatique);
- Avoir la capacité de maintenir une position debout sans aide au moins 30 secondes (orthèses permises aux chevilles ou aux genoux);
- Tolérer 20 minutes d'évaluation avec des pauses;
- Comprendre le français ou l'anglais;
- Être apte à donner un consentement éclairé.

La présence des critères d'exclusion suivants justifiait de rejeter la participation d'une personne avec une LM :

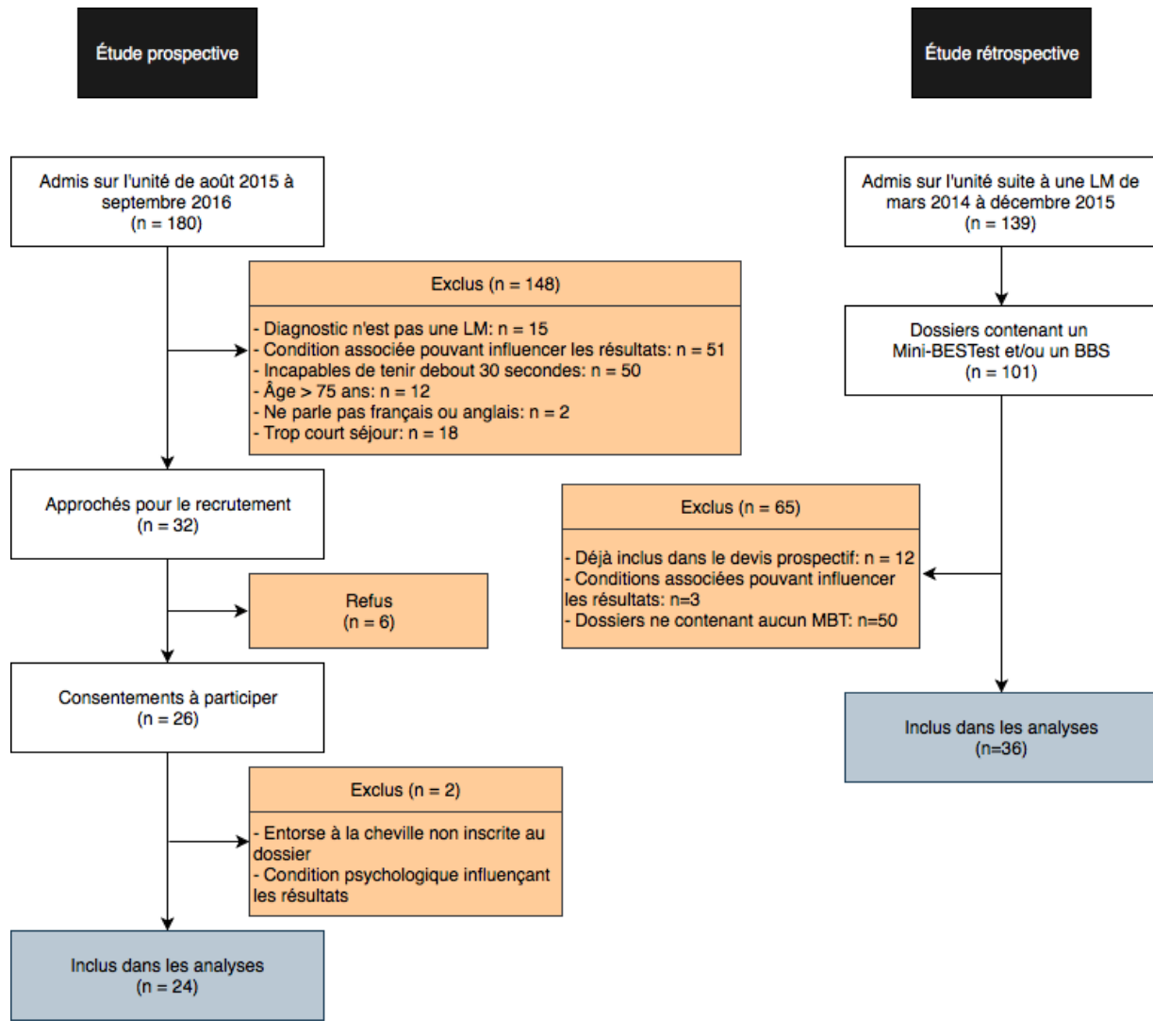
- Avoir une autre atteinte du système nerveux antérieure à la lésion ou concomitante (par exemple, un traumatisme crânien modéré ou sévère) ;
- Avoir une condition psychiatrique ou de démence pouvant compromettre la compréhension des consignes;
- Avoir une condition médicale ou une condition associée limitant la passation des tests ou pouvant affecter les résultats (par exemple, une insuffisance cardiaque ou une thrombophlébite profonde).

Les participants admis sur l'unité et respectant les critères d'inclusion et d'exclusion ont d'abord été approchés par une personne externe à l'équipe de recherche afin d'obtenir la permission de leur présenter l'étude. Suite à une réponse positive, l'assistante de recherche leur a expliqué le projet et a répondu à leurs questions. Les patients volontaires ont alors signé un formulaire de consentement. La collaboration de l'équipe clinique de physiothérapeutes et de physiatres a permis de s'assurer que les critères d'inclusion et d'exclusion étaient respectés et que la participation des personnes recrutées à l'étude était appropriée et sécuritaire. Le recrutement a été effectué du mois d'août 2015 au mois de septembre 2016.

3.3.2 Devis rétrospectif

Tous les dossiers de patients ayant été admis sur l'unité de mars 2014 à décembre 2015 et contenant un résultat au MBT ont été retenus. Les patients ayant des conditions associées (par exemple, traumatisme crânien, fracture à la jambe) influençant les évaluations de l'équilibre et de la marche ont été exclus. Étant donné que les périodes se chevauchent légèrement entre les deux devis, les participants déjà inclus dans l'étude prospective ont été retirés du devis rétrospectif (Figure 5).

Figure 5. Organigramme de recrutement



3.4 Mesures

Cette section décrit les évaluations dont les résultats ont servi aux analyses de ce projet. Les outils de mesure du contrôle postural sont d'abord présentés, suivis des mesures de performance à la marche et des autres tests, dont certains sont spécifiques aux personnes avec LM.

3.4.1 Évaluations du contrôle postural

- *Mini-BESTest* (MBT) (Franchignoni et al., 2010): La description du MBT et de ses qualités psychométriques ont été présentées au Chapitre 2. Sommairement, le MBT est une évaluation de l'équilibre debout comprenant 14 épreuves. Chaque épreuve est cotée sur une échelle ordinale à 3 niveaux, soit de 0 à 2, pour un maximum de 28 points. Plus le pointage est élevé, meilleur est l'équilibre debout. Le test a été effectué avec les chaussures (à talon plat) et les orthèses habituelles, lorsque celles-ci étaient nécessaires pour la sécurité. Cependant, les orthèses ont été retirées pour l'épreuve n°2 (monter sur la pointe des pieds) et l'épreuve n°9 (se tenir debout sur un plan incliné) si elles limitaient l'évaluation. L'aide technique a également été permise pour les épreuves de marche lorsque nécessaire, tel que décrit dans les instructions du test; un point a alors été soustrait au pointage de chaque épreuve où elle était utilisée. Le test a été administré avec l'équipement recommandé, sauf pour la chaise. Une chaise avec appui-bras a été utilisée plutôt que sans appui-bras, puisque dans le TUG, qui fait également parti du MBT, les appui-bras sont présents. Le MBT a été administré selon les instructions officielles disponibles sur le site internet de l'auteure du MBT (www.bestest.us). Une discussion avec l'auteure du MBT a permis de préciser qu'une déviation de la trajectoire était considérée comme une perte d'équilibre dans les épreuves n°10 et n°11. Pour les participants parlant français, une traduction libre des instructions a été faite par les évaluateurs, la version francophone validée n'étant pas disponible au moment de l'évaluation (Lemay et al., soumis). Le MBT fait partie de la batterie d'évaluations cliniques effectuée par les thérapeutes de l'installation Gingras-Lindsay-de-Montréal depuis avril 2014. La version complète du MBT est présentée dans l'annexe I.

- Échelle d'équilibre de Berg (BBS) : Cette échelle comprend 14 tâches d'équilibre statique et dynamique (Berg et al., 1989) cotées sur une échelle ordinaire à cinq niveaux (0 – 4) qui, additionnées, donnent un score total de 56. Une version francophone maison est utilisée à l'installation Gingras-Lindsay-de-Montréal. L'évaluation a été effectuée avec les chaussures (à talon plat) et les orthèses habituelles, mais sans aide technique.
- *Timed Up and Go* (TUG) : Le TUG mesure le temps nécessaire à une personne pour se lever d'une chaise avec appui-bras, marcher 3 mètres et revenir s'asseoir et ce, à sa vitesse habituelle (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). Le chronomètre est démarré à la consigne « Go » et est arrêté lorsque le participant est assis de nouveau et en contact avec le dossier de la chaise. Le TUG fait aussi partie du MBT. Il n'a donc pas été refait lorsque les participants avaient fait le MBT. L'évaluation a été effectuée avec les chaussures (à talon plat) et les orthèses habituelles lorsqu'elles étaient nécessaires pour la sécurité du participant.

3.4.2 Évaluations de la marche

- Test de vitesse de marche sur 10 mètres (10MWT) : Les vitesses de marche naturelle et rapide ont été chronométrées sur 10 mètres. Un départ du participant à deux mètres avant et un arrêt à deux mètres après la distance chronométrée a permis de mesurer une vitesse constante. Ces deux évaluations ont été réalisées avec l'aide technique et les orthèses habituellement utilisées pour parcourir cette distance.
- Test de marche de 6 minutes (6MWT) : Lors de ce test, les participants ont marché la plus grande distance possible en six minutes. Le corridor de marche était de 30 mètres et les participants effectuaient des aller-retours sur cette distance. L'évaluateur suivait les participants afin de ne pas affecter leur vitesse de marche. Le temps restant leur était communiqué entre une et trois fois durant le test. Le 6MWT a été effectué avec l'aide technique et les orthèses requises par les participants pour marcher pendant 6 minutes.

3.4.3 Autres évaluations

- La perception du changement après une intervention a été captée avec le *Global Rating of Change Scale* (GRCS). Il contient une seule question, laquelle a été répondue par le

participant et le physiothérapeute de façon indépendante. La version de Jaeschke et al. (1989) a été adaptée pour la présente étude. Les participants et les physiothérapeutes ont estimé le changement perçu au niveau de l'équilibre debout depuis l'inclusion dans l'étude sur une échelle de *Likert* à 15 niveaux, de -7 (extrêmement détériorée) à +7 (extrêmement améliorée), zéro représentant « aucun changement » (Annexe I). Les qualités psychométriques de la version à 15 niveaux du GRCS sont rapportées à la section 2.4.3 du présent travail.

- L'indépendance a été évaluée avec la *Spinal Cord Independence Measure version 3* (SCIM-III). Ce test évalue l'indépendance des personnes avec une LM dans trois sphères (soins personnels, respiration et soins sphinctériens et mobilité) pour un score maximal de 100, indiquant une indépendance maximale (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). La SCIM-III a été effectuée par entrevue et/ou par observation du participant par l'évaluateur. Cette évaluation est disponible en anglais et une version maison en français, en cours de validation, est utilisée par les thérapeutes de l'installation Gingras-Lindsay-de-Montréal.
- *American Spinal Injury Association Impairment Scale (AIS) - International Standards for the Neurological Classification of Spinal Cord Injury (ISNCSCI)* : Cette évaluation classe la LM d'un point de vue clinique selon la sensibilité superficielle et la force musculaire. Elle a été réalisée selon les instructions standardisées qui ont été abordées dans la section 2.1.3.

3.4.4 Informations collectées au dossier des participants

Les informations suivantes ont été collectées au dossier des participants dans les deux devis de l'étude : l'âge, le sexe, la grandeur, le poids, la présence d'une lésion traumatique ou non traumatique, la date de chirurgie si applicable, la langue d'usage, les conditions associées et les antécédents médicaux, le niveau de scolarité et les dates d'admission et de congé à l'installation Gingras-Lindsay-de-Montréal.

3.4.5 Évaluateurs

Dans cette étude, il était important pour la validité interne à l'étude et pour réaliser au mieux le transfert des connaissances dans le milieu de réadaptation que les thérapeutes soient ceux de l'installation Gingras-Lindsay-de-Montréal pour les deux devis. Le Tableau VIII présente les professionnels responsables de chacune des évaluations à l'installation Gingras-Lindsay-de-Montréal. Tous ces professionnels avaient plus de huit ans d'expérience avec la clientèle LM, de même que les physiothérapeutes ayant réalisé l'étude de fidélité, soit E1, E2 et E3 (*Raters* 1, 2 et 3 dans l'article présenté au Chapitre 4).

Les physiothérapeutes de l'installation Gingras-Lindsay-de-Montréal effectuent l'évaluation de l'équilibre debout avec le MBT depuis avril 2014. Ils ont été formés au préalable à l'aide des vidéos d'entraînement rendus disponibles par l'auteure du test sur son site internet (www.bestest.us). Trois séances de révision théoriques et pratiques du MBT ont été effectuées avant le début du devis prospectif (pour un total de trois heures de formation par thérapeute).

Tableau VIII. Professionnels responsables de chaque évaluation à l'installation Gingras-Lindsay-de-Montréal

Professions	Évaluations
Physiothérapeutes	<i>Mini-BESTest</i> (MBT) (incluant le TUG) Échelle d'équilibre de Berg (BBS) Test de marche sur 10 mètres (10MWT) Test de marche de 6 minutes (6MWT) AIS : ISNCSCI (congé)
Ergothérapeutes	<i>Spinal Cord Independance Measure version 3</i> (SCIM-III)
Physiatres	AIS : ISNCSCI (admission)

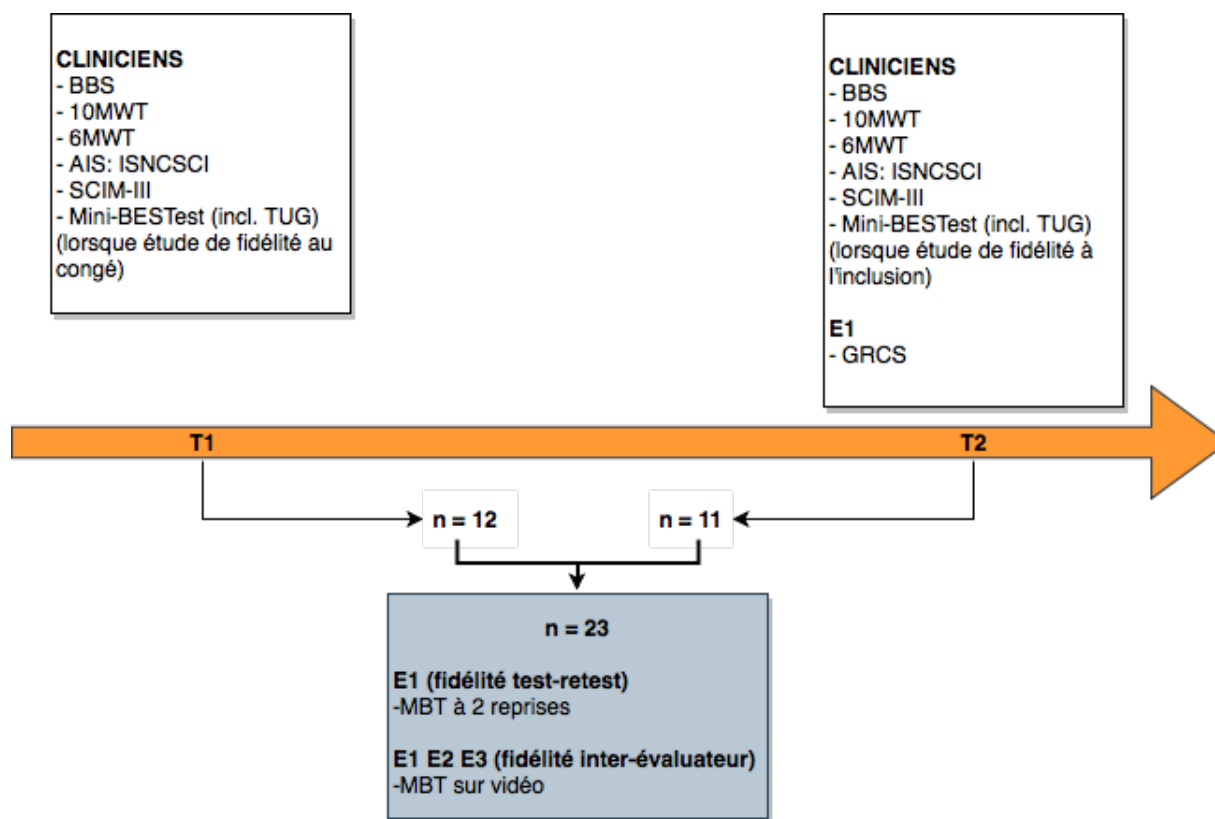
AIS : ISNCSCI = *American Spinal Injury Association Impairment Scale - International Standards for the Neurological Classification of Spinal Cord Injury*, TUG = *Timed Up and Go*

3.5 Procédures

3.5.1 Devis prospectif

La Figure 6 résume la procédure employée pour la partie prospective de l'étude. En somme, après le recrutement, les caractéristiques démographiques, ainsi que les résultats des évaluations réalisées par les thérapeutes, étaient extraits du dossier médical du participant par le physiothérapeute E1. Le temps 1 (T1) correspond au moment où le MBT a été effectué pour la première fois durant la réadaptation. Les évaluations effectuées à T1 sont donc les évaluations pré-réadaptation. E1 s'assurait que les temps d'évaluation des tests cliniques correspondaient à T1. De plus, E1 réalisait les évaluations manquantes lorsque les thérapeutes n'avaient pas le temps de les effectuer. Les participants ont ensuite reçu une réadaptation fonctionnelle intensive adaptée à leurs besoins incluant des séances de physiothérapie et d'ergothérapie d'environ une heure, 4x/semaine. Les thérapeutes leur conseillaient également des exercices à faire en dehors des temps de thérapie. Globalement, la réadaptation incluait des modalités de gestion de la douleur si requises (par exemple : massages, chaleur, glace, stimulation électrique), des exercices de renforcement musculaire et d'assouplissements, un entraînement à la marche et à l'équilibre, un entraînement au franchissement d'obstacles à la marche (seuils, trottoirs, escaliers, pentes, etc.), une utilisation et la progression d'aides techniques à la marche et d'orthèses, un entraînement spécifique aux tâches fonctionnelles avec et sans aides techniques, des enseignements et un programme éducatif sur la LM visant l'information et la prévention des complications. Les durées de séjour en réadaptation variaient d'un participant à l'autre en fonction du jugement de l'équipe et du participant par rapport à la faisabilité d'un retour dans un milieu de vie sécuritaire, au niveau d'atteinte des objectifs de réadaptation intensive et à la possibilité de poursuivre la réadaptation sur base externe. Les évaluations ont finalement été effectuées à nouveau juste avant le congé de réadaptation fonctionnelle intensive, correspondant au temps 2 d'évaluation (T2). E1 a également administré le questionnaire GRCS aux participants ainsi qu'à leur physiothérapeute traitant à T2 (Annexe V). L'étude de fidélité, décrite dans l'article du chapitre 4, a été réalisée à T1 pour 12 participants et à T2 pour 11 participants (Figure 6). Elle comporte ainsi 23 participants en réadaptation post-LM.

Figure 6. Procédure du devis prospectif



Abréviations : MBT = *Mini-BESTest*, TUG = *Timed Up and Go*, BBS = échelle d'équilibre de Berg, 10MWT = test de marche sur 10 mètres, 6MWT = test de marche de 6 minutes, AIS : ISNCSCI = *American Spinal Injury Association Impairment Scale (AIS) - International Standards for the Neurological Classification of Spinal Cord Injury (ISNCSCI)*, SCIM-III = *Spinal Cord Independence Measure version 3*, incl. = incluant, E1 = évaluateur n°1, E2 = évaluateur n°2, E3 = évaluateur n°3.

3.5.2 Devis rétrospectif

Les caractéristiques démographiques, ainsi que les résultats aux évaluations à T1 et T2, ont été colligés. Une attention particulière a été portée aux dates d'évaluation afin de s'assurer qu'elles correspondaient aux deux temps d'évaluation. Les participants ont participé à une réadaptation, telle qu'elle a été décrite dans la section précédente (section 3.5.1).

Puisque la passation des évaluations cliniques était déterminée par les thérapeutes, sans intervention de l'équipe de recherche, certaines données étaient manquantes. Par exemple, sur

les 60 participants retenus pour les analyses, 35 avaient un MBT et un BBS aux deux temps d'évaluation. Afin de maximiser la puissance statistique de chaque analyse, le maximum de données valides ont été utilisées et les « n » ont été spécifiés pour chacune d'elles.

3.6 Analyse des données

L'analyse de données effectuée pour l'étude de fidélité est décrite dans le manuscrit présenté au chapitre 4. Concernant les résultats complémentaires, des statistiques descriptives des caractéristiques démographiques et des résultats aux évaluations ont été réalisées. La normalité des distributions a été investiguée avec le test de Shapiro-Wilk (Ghasemi et Zahediasl, 2012).

La validité de construit convergente a été d'abord explorée en examinant les graphiques associant les scores au MBT avec les résultats au BBS, au TUG, au 6MWT et au 10MWT pour les temps d'évaluation T1 et T2. Puis, des coefficients de corrélation de rang de Spearman (r_s) ont été utilisés pour tester les hypothèses (Mokkink et al., 2010; Prinsen et al., 2018). L'interprétation des coefficients est résumée dans le Tableau IV. L'habileté du MBT et du BBS à discriminer différents groupes a été mesurée avec le test U de Mann-Whitney, avec un seuil de signification fixé à 0,05. Ces groupes sont les personnes utilisant ou non une AT à la marche, celles ayant ou non une vitesse de marche maximale suffisante pour traverser une rue (1,1 m/s; Ville de Montréal, 2006), celles ayant ou non une vitesse de marche naturelle fonctionnelle en communauté (0,44 m/s; van Hedel, 2009) et celles ayant une paraplégie ou une tétraplégie. Des courbes ROC (indice J de Youden = $sn + sp - 1$) ont été utilisées pour analyser l'habileté relative du MBT et du BBS à identifier les personnes marchant sans AT à la marche (Fluss et al., 2005). Des AUC supérieurs à 0,70 étaient considérées comme acceptables pour juger les résultats (Prinsen et al., 2018).

Une combinaison de méthodes a été utilisée pour examiner la sensibilité au changement du MBT et du BBS. La sensibilité au changement interne est basée sur les caractéristiques de la distribution des données de l'échantillon à l'étude (Godi et al., 2013; Husted et al., 2000). Les distributions du MBT et du BBS ont été examinées, d'abord, au moyen de tests de rangs signés

de Wilcoxon (scores T2 – scores T1) indiquant si le changement de score était statistiquement significativement différent de zéro (seuil de signification fixé à 0,05). Puis, les indices ES et SRM ont été utilisées (Husted et al., 2000). La ES est l'amplitude du changement en relation avec la variation au sein de l'échantillon pré-réadaptation (ÉT) :

$$ES = (\text{moyenne}_{\text{post}} - \text{moyenne}_{\text{pré}}) / \text{ÉT}_{\text{pré}}.$$

La SRM est l'amplitude du changement en relation avec la variation au sein des changements :

$$SRM = (\text{moyenne}_{\text{post}} - \text{moyenne}_{\text{pré}}) / \text{ÉT}_{\text{changement}}.$$

L'interprétation de ces coefficients est résumée au Tableau IV. Finalement, la sensibilité au changement interne relative du MBT et du BBS a été examinée en calculant la proportion de personnes ayant atteint le CMD pour chacune des évaluations, c'est-à-dire un changement de quatre points sur le MBT (manuscrit soumis; chapitre 4) ou un changement de six points au BBS (Tamburella et al., 2014) et en comparant ces proportions avec le test de McNemar (seuil de signification fixé à 0,05).

La sensibilité au changement externe est préconisée par le groupe COSMIN (Angst, 2011; Mokkink et al., 2010; Prinsen et al., 2018). Celle-ci a été examinée en testant des hypothèses concernant l'association des changements de scores au MBT et au BBS avec les changements de résultats aux différentes évaluations (T2 – T1) à l'aide de coefficients de corrélation de rang de Spearman (r_s). L'interprétation des coefficients selon ces hypothèses est résumée dans le Tableau IV. De plus, la méthode de l'ancre a été utilisée (Copay et al., 2007; Godi et al., 2013). Le questionnaire GRCS a permis de quantifier le changement de l'équilibre debout perçu cliniquement (moyenne des réponses des participants et de leur physiothérapeute). Les participants ont été classés en quatre groupes basés sur ce questionnaire : amélioration nulle ($0 < \text{GRCS} \leq 1$), amélioration petite ($2 < \text{GRCS} \leq 3$), amélioration modérée/moyenne ($3 < \text{GRCS} < 5$) et amélioration grande ($\text{GRCS} \geq 5$; Copay et al., 2007; Godi et al., 2013; Wu et al., 2015). Les médianes et les écarts interquartiles des changements de scores au MBT et au BBS obtenus par les participants de chaque groupe ont été examinés. Une réponse au $\text{GRCS} \leq 3$ a été considérée comme indiquant un changement négligeable au niveau de l'équilibre debout et a été utilisée pour produire des courbes ROC (Godi et al., 2013). Dérivées de ces courbes ROC, les AUC du MBT et du BBS renseignent sur l'habileté des deux évaluations à dichotomiser les

personnes ayant présenté ou non un changement cliniquement important de leur équilibre debout durant leur réadaptation. Une AUC supérieure à 0,70 était considérée comme acceptable (Prinsen et al., 2018). Le choix du score limite optimal indiquant un changement cliniquement important pour chaque évaluation a été choisi pour minimiser les erreurs de classification (indice J de Youden; Fluss et al., 2005).

Les effets plafond et plancher du MBT et du BBS ont aussi été examinés. Ceux-ci étaient jugés présents lorsque plus de 15% des participants avaient obtenu un score minimal et maximal sur chaque évaluation (Terwee et al., 2007). Ces pourcentages ont été calculés pour les résultats obtenus à T1, à T2 et lorsque ces deux temps d'évaluation étaient combinés. La difficulté relative de chaque épreuve du MBT et du BBS a également été explorée par un graphique illustrant le pourcentage de personnes ayant atteint le score maximal à chaque épreuve, pour chaque temps d'évaluation. Une épreuve était considérée « réussie » lorsque le score maximal à cette épreuve était atteint (c'est-à-dire 2/2 pour le MBT et 4/4 pour le BBS). Finalement, des analyses descriptives ont été effectuées sur les distributions de scores au MBT et au BBS afin d'identifier un indicateur de la pertinence d'utiliser le MBT plutôt que le BBS pour juger du contrôle postural durant la période de réadaptation des personnes avec une LM.

Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide de l'application informatique IBM® SPSS® Statistics version 24.0 (IBM Corporation, Armonk, New York, États-Unis) pour Mac. Les graphiques (excepté les courbes ROC) ont été réalisés avec l'application Microsoft® Excel version 16.16 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, États-Unis) pour Mac.

CHAPITRE 4 : RÉSULTATS DE L'ÉTUDE DE FIDÉLITÉ (ARTICLE)

Les résultats de l'étude de fidélité de ce projet sont présentés dans un manuscrit soumis à la revue *Physiotherapy Theory and Practice*. Les résultats complémentaires de fidélité sont présentés en appendice après le manuscrit.

Des résultats complémentaires concernant d'autres qualités psychométriques du MBT, telles la validité et la sensibilité au changement, sont présentés dans le chapitre suivant. De plus, des données pertinentes d'interprétabilité seront aussi abordées afin de guider les thérapeutes dans l'utilisation du MBT.

TITLE

Reliability and minimal detectable change of the mini-BESTest in adults with spinal cord injury in a rehabilitation setting

Running Head: Reliability of the mini-BESTest in SCI

Paper's revised version submitted to *Physiotherapy Theory and Practice* (November 10th, 2018)

The research project was approved by the Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal's ethics committee.

AUTHORS

Audrey Roy, PT, Johanne Higgins, OT, PhD, Sylvie Nadeau, PT, PhD

School of rehabilitation, Université de Montréal, Montréal, Canada
Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR)
Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique de Montréal (IURDPM) du
Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal (CCSMTL)

Corresponding author:

Sylvie Nadeau, PT, PhD

École de Réadaptation,

Faculté de médecine, Université de Montréal Pavillon du Parc, Bureau 402-18

C.P.6128 Succ. Centre-ville,

Montréal QC, Canada, H3C 3J7

Email: sylvie.nadeau@umontreal.ca

Ms. Roy, assisted by Prof. Higgins, PhD and Prof. Nadeau, PhD, provided concept/research design, data analysis/interpretation and writing/revision of the article. Ms. Roy performed data collection and project management.

ABSTRACT

Background. The mini-Balance Evaluation Systems Test (mini-BESTest) is a valid tool for assessing standing balance in people with spinal cord injury (SCI). Its reliability has not yet been investigated with this population.

Objective. To assess the test-retest and inter-rater reliability of the mini-BESTest in adults with SCI in a rehabilitation setting.

Methods. Twenty-three participants admitted in a rehabilitation center following a SCI (mean age = 52.2 years, SD = 14.5; 13 tetraplegia; 14 traumatic injury) and able to stand 30 seconds without help were recruited. They were evaluated twice with the mini-BESTest to establish the test-retest reliability (1- to 2-day interval). One of the two sessions was video-recorded to establish the inter-rater reliability (3 physiotherapists). Intraclass correlation coefficients ($ICC_{2,1}$), weighted kappa (K_w) and Kendall's W were used to determine reliability of total score and individual items. Minimal detectable changes (MDC) were computed.

Results. The mini-BESTest total scores showed excellent test-retest ($ICC=0.94$) and inter-rater ($ICC=0.96$) reliability. Reliability of 50% of the individual items was acceptable to excellent (K_w and $W = 0.35 - 1.00$). The MDC of the mini-BESTest total score was 4 points.

Conclusion. The mini-BESTest is a reliable tool to assess standing balance in adults with a SCI. A minimal change of 4 points on the total scale is needed to be confident that the change is not a measurement error between two sessions or two raters.

Key Words: Reproducibility of Results, Disability Evaluation, Balance, Spinal Cord Injuries, Rehabilitation

INTRODUCTION

Balance control is a complex phenomenon and must be evaluated comprehensively to guide therapeutic interventions and assess improvement. A panel of experts recently reviewed all existing standing balance outcome measures and recommended the use of the Berg Balance Scale (BBS) and the mini-BESTest with adult populations (Sibley et al, 2015b). While the BBS is widely used (Bambirra, Rodrigues, Faria, and Paula, 2015; Berg, Wood-Dauphinee, Williams, and Gayton, 1989; Sibley et al, 2015b) and is a valid and reliable measure to use with the SCI population (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016), a ceiling effect limits its applicability for people with less balance deficits (Datta, Lorenz, and Harkema, 2012; Jørgensen et al, 2017; Lemay and Nadeau, 2010). The BBS has also been criticized for not considering more dynamic components of balance such as reactive postural control and balance during gait (Datta, Lorenz, and Harkema, 2012; Sibley et al, 2015a). Considering that approximately 38% of individuals with a SCI recover the ability to walk one year post injury (Spinal Cord Injury Model Systems, 2017), these balance components should be assessed.

The mini-BESTest is a short version of the BESTest (Balance Evaluation Systems Test) designed to comprehensively assess various components of standing balance. It is more clinically applicable than its longer version (15 minutes vs 45 minutes) (Franchignoni et al, 2015) and assesses 14 items coming from 4 of the 6 BESTest components of standing balance: anticipatory postural control (subscale I: 3 items), reactive postural control (subscale II: 3 items), sensory orientation (subscale III: 3 items) and dynamic gait (subscale IV: 5 items). Roaldsen, Wakefield, and Opheim (2015) explored the usefulness of the mini-BESTest for the rehabilitation of adults with various diagnoses, including SCI. They concluded that the mini-BESTest may help clinicians to identify the postural control components causing balance impairment and establish targeted interventions, especially for people with higher functional levels.

Regarding the psychometric properties of the mini-BESTest, Jørgensen et al. (2017) reported a good internal consistency and construct validity with chronic SCI. They also found that the score could differentiate adults with a SCI walking with/without walking aids and those

having low/high concerns about falling. No ceiling effect was mentioned in any previous study (Chinsongkram et al, 2014; Chiu and Pang, 2017; Goljar et al, 2017; Hamre, Botolfsen, Tangen, and Helbostad, 2017; Jacome, Cruz, Oliveira, and Marques, 2016; Jørgensen et al, 2017; Marques et al, 2016; Roaldsen, Wakefield, and Opheim, 2015; Ross et al, 2016; Schlenstedt et al, 2015). However, the test-retest and inter-rater reliability, as well as the minimal detectable change (MDC), have not yet been established in adults with SCI in a rehabilitation setting. Thus, the aim of this study was to investigate the test-retest and the inter-rater reliability of the mini-BESTest total scores and individual items and to determine the MDC for adults undergoing intensive in-patient rehabilitation after SCI. Because the overall reliability of the mini-BESTest scores was found to be good to excellent among other groups of patients such as Parkinson's Disease, chronic and subacute stroke, multiple sclerosis and the elderly (Dahl and Jørgensen, 2014; Di Carlo et al, 2016; Goljar et al, 2017; Hamre, Botolfsen, Tangen, and Helbostad, 2017; Marques et al, 2016; Ross, Purtill, and Coote, 2016), it was hypothesized that the test would also show good to excellent reliability for SCI adults in a rehabilitation setting.

METHODS

Study design

A prospective observational study was conducted to measure the reliability (test-retest and inter-rater) of the mini-BESTest. This article was reported based on recommendations of the guideline for reporting reliability and agreement studies (GRRAS) (Kottner et al, 2011) and on the **CO**nsensus-based **S**tandards for the selection of health **M**easurement **I**Nstruments (COSMIN) (Terwee et al, 2007; Terwee et al, 2012).

Participants

Adults with a SCI admitted in a public rehabilitation center in Canada were recruited from August 2015 to September 2016. All participants had gone through spinal surgery and were in-patients undergoing functional rehabilitation aiming to maximize their independence at the time of recruitment. Participants met the following inclusion criteria: (1) aged between 18 and 75 years old, (2) sustained a traumatic or non-traumatic SCI, complete or incomplete (4) able to stand without aid for 30 seconds, (5) spoke French or English, (6) tolerated 20 minutes of evaluation with rest periods, (8) able to provide an informed consent. Participants were excluded if they had a severe neurological condition other than the SCI or a musculoskeletal or medical condition that would interfere with the measurements. They were also excluded if they had a psychiatric condition or dementia that could alter understanding of the instructions. All participants signed an informed consent form prior to the study, which was approved by the local ethics committee (CRIR-1082-0515).

Sample size

The sample size needed for this study was estimated based on an alpha level of 0.05 and a power of 0.80. The minimal acceptable level of ICC was set at 0.70 and the predicted ICC was 0.90 (confidence interval of ± 0.2). A sample of 19 participants was required to establish the test-retest (n=2 sessions) and inter-rater (n=3 raters) reliability (Walter, Eliasziw, and Donner, 1998).

Outcome measure

The mini-BESTest is a 14-item balance measure. Each task is scored on a 3-point scale (from 0 to 2) for a maximal total score of 28 and maximal sub-scores of 6 (subscales I, II, III) or 10 (subscale IV), with higher scores representing better balance (Franchignoni et al, 2010). Participants were evaluated wearing their comfortable shoes and orthoses if they needed them for safety, except for item #3 (rise up to toes) and #9 (incline – eyes closed) for which orthoses

would have been restrictive. The mini-BESTest was administered according to the official instructions available on the author's web page (Horak, 2018). Deviations from the straight line were considered as imbalance in items #10 and #11, as discussed with the author of the test. The same equipment (chair, foam surface, incline, box) was used for every participant. For French-speaking participants, the test was freely translated by the evaluator because a French version was not yet available.

Procedure

After recruitment, demographic information, as well as outcome measures routinely conducted by the rehabilitation team, were collected from the participant's medical file. The three raters involved in the assessment were physiotherapists with at least eight years of experience in SCI rehabilitation. The three raters undertook the video training available on the author's web page (Horak, 2018). They also participated in three sessions (total 3 hours) discussing and practicing the administration and scoring of each item to maximize standardization.

The reliability study was conducted at baseline (inclusion in the study) for half of the participants and a few days before discharge for the other half in order to have representative levels of balance impairments.

Test-retest reliability. Rater 1 evaluated all participants using the mini-BESTest twice, within a 24 to 48-hour interval. The two evaluations were made at the same period of the day to avoid influence of fatigue on the participant's performance. Participants used the same walking device and orthoses (if needed) for both sessions. The rater was blinded to their previous ratings. A second person provided close supervision at all times for security.

Inter-rater reliability. One of the two evaluations conducted by rater 1 was recorded by two video cameras (two different angles). Raters 1, 2 and 3 looked at the videos to score each participant's performance. Rater 1 watched the videos at least one month after the sessions to be blinded to her previous ratings. The scoring of the three raters was made independently.

Statistical analysis

Statistical analyses were performed using IBM® SPSS® Statistics version 24.0 (IBM corporation, Armonk, New York). Descriptive statistics and clinical characteristics were used to describe the sample. A Shapiro-Wilk test was used for the assessment of normality of the distributions of scores and score differences. The significance level was set to $p < .05$.

Scores from sessions 1 and 2 were used to calculate test-retest reliability and scores from the video assessments of raters 1, 2 and 3 were used to calculate inter-rater reliability.

Intraclass correlation coefficients ($ICC_{2,1}$) (2-way random analysis of variance (ANOVA), absolute agreement, single measurement) with their respective 95% confidence interval (95%CI) were computed for total scores and sub-scores. Reliability of sub-scores must however be interpreted with caution as the mini-BESTest is unidimensional (Franchignoni et al, 2015; Franchignoni et al, 2010) and these divisions, based on a postural control systems framework (Horak, Wrisley, and Frank, 2009), have not been validated. ICC values greater than 0.70 are recommended as a minimum standard for reliability (Terwee et al, 2007) and values greater than 0.80 were considered excellent (Di Carlo et al, 2016). The standard error of measurement (SEM) was calculated using each ICC computed previously. SEM represents the measurement error expressed in the same unit of measurement as the outcome measure itself:

$$SEM = SD \sqrt{(1-ICC)}$$

where SD is the standard deviation of the scores obtained on the mini-BESTest from all the observations and ICC is the corresponding reliability coefficient. The minimal detectable change (MDC) was then calculated with each SEM:

$$MDC_{95} = SEM \times 1.96 \times \sqrt{2}$$

where 1.96 is the z-value chosen. MDC_{95} represents the smallest score change, at a 95% confidence level, that can be considered a true change and not a measurement error alone (Streiner, Norman, and Cairney, 2015). The SEM and MDC_{95} were also expressed in percentage (SEM %, $MDC_{95}\%$) of the maximal score possible on the total mini-BESTest.

Reliability of sub-scores and each individual item score on the mini-BESTest was also assessed using the quadratic weighted kappa statistic (K_w , with 95%CI) and the Kendall's

coefficient of concordance (Kendall's W , with p-value) for test-retest and inter-rater reliability, respectively. The K_w observes the agreement between paired scores. A kappa value of 1 represents perfect agreement between the two measurements, a value of 0 indicates no more agreement than that expected by chance and a kappa value of -1 would indicate perfect disagreement between measurements (McHugh, 2012). Kendall's W ranks the observation from the different raters and determines how much variability there is between the average ranks. Values of K_w and Kendall's W were interpreted as the ICCs (Di Carlo et al, 2016; Gisev, Bell, and Chen, 2013; Landis and Koch, 1977).

The kappa statistics and Kendall's W cannot be produced for items having no variability (i.e. same score attributed to every participant). For these items, the percent agreement (%agreement) was calculated as described by McHugh (McHugh, 2012). This author's classification of the level of agreement was also used: 0-4% = no agreement; 4-15% = minimal; 15-35% = weak; 35-63% = moderate; 64-81% = strong; 82-100% = almost perfect agreement (McHugh, 2012).

Finally, the Bland and Altman (B&A) plots of difference against mean with Limits of Agreement (LA) were used as a visual demonstration of the agreement between sessions and pairs of raters. T-tests were computed to detect the presence of systematic bias, in which case the mean difference (d) would be significantly different from 0. The 95%LA was calculated as follows (Giavarina, 2015):

$$95\%LA = \text{mean difference } (d) \pm 1.96*SD$$

where SD is the standard deviation of the differences.

RESULTS

Characteristics of participants

Thirty-two in-patients were approached for recruitment. Six refused to participate for personal reasons and two were excluded based on health problems that were among the exclusion criteria (ankle sprain and psychological condition). One participant was not re-assessed because his condition was different (needed to wear an ankle brace). Therefore, twenty-three participants with a SCI level between C2 and L5 completed the reliability study. Twelve of them were assessed at their inclusion in the study and 11, just before discharge from in-patient SCI rehabilitation. Participants' demographic characteristics at the time of assessment are presented in Table 1. Five participants needed a walking device to perform the walking items of the mini-BESTest (walker: $n=4$; two canes: $n=1$) and two participants needed ankle-foot orthoses. Table 2 presents the average total score and sub-scores on the mini-BESTest for each session and rater.

Test-retest reliability

Relative test-retest reliability was excellent for the mini-BESTest total score ($ICC = 0.94$) (Table 3) and for scores on subscales I, III and IV ($ICC = 0.83 - 0.93$; $K_w = 0.83 - 0.93$). It was acceptable for the score on subscale II ($ICC = 0.72$; $K_w = 0.71$). Absolute reliability expressed with SEM is also shown in Table 3. Test-retest reliability coefficients (Table 4) were excellent for five items (K_w and $\% > 0.86$) and below the acceptable levels for 50.0% of the items ($K_w = 0.35 - 0.59$). There was no statistically significant agreement between the two sessions for items #4 and #10 ($K_w = 0.35 - 0.40$, $p > 0.05$). On the B&A plot (Figure 1A), the mean difference between total scores attributed on the two different sessions ($d = 0$) did not differ from zero ($p = 1.00$) and no heteroscedasticity was observed. Moreover, the test-retest reliability of scores obtained by the participants evaluated at baseline ($ICC = 0.89$) and at discharge (0.91) was similar, with 95%CI showing a largest range at baseline ($0.45-0.98$ vs $0.75-0.97$).

Inter-rater reliability

Relative inter-rater reliability was overall excellent for total score (ICC = 0.96; Table 3) and sub-scores (ICC = 0.80 – 0.95; $W = 0.88 – 0.99$). Inter-rater reliability was also excellent for 13 of the mini-BESTest individual items ($W = 0.83 – 1.00$, $p < .001$; Table 4) and acceptable for item #2 (rise to toes) ($W = 0.74$). B&A plots (Figures 1B, C and D) revealed no systematic error for total score attributed by every pair of raters, with mean differences ($d = \pm 0.22 - 0.43$) not statistically different from 0 ($p \geq 0.313$). Raters 1 and 2 showed more agreement with each other than with rater 3 with narrower limits of agreement (Figure 1).

Minimal detectable change

MDC₉₅ of total scores derived from the test-retest ICC and inter-rater ICC were 3.83 vs 3.43 points respectively.

DISCUSSION

To our knowledge, this study was the first to assess reliability of the mini-BESTest in SCI adults in rehabilitation. Our hypothesis that the test-retest and inter-rater reliability of the mini-BESTest total scores would be acceptable to assess standing balance of this population is confirmed. Results are even above recommendations for clinical use (ICC > 0.90) (Streiner, Norman, and Cairney, 2015). Our ICC values (total group: 0.94 – 0.96; baseline/discharge groups: 0.89 – 0.91) are also comparable to previous studies assessing other populations (range 0.71 to 0.99) (Anson, Thompson, Ma, and Jeka, 2017; Chiu and Pang, 2017; Dahl and Jørgensen, 2014; Di Carlo et al, 2016; Goljar et al, 2017; Hamre, Botolfsen, Tangen, and Helbostad, 2017; Jacome, Cruz, Oliveira, and Marques, 2016; Jacome et al, 2017; Marques et al, 2016; Ross, Purtill, and Coote, 2016). Agreement between raters 1 and 2 was greater than with rater 3. However, every LA (-4.05 to 3.61) was comparable or inferior to estimated values

from previous studies (± 3 to 6 points (Huang et al, 2016; Jacome, Cruz, Oliveira, and Marques, 2016; Jacome et al, 2017; Löfgren et al, 2014; Marques et al, 2016; Ross, Purtill, and Coote, 2016)). With a MDC of 3.43 to 3.83 points and LA around 4 points, we are confident that a score change of 4 points on the total mini-BESTest is beyond the measurement error alone and indicates a true change of the balance status for an individual. A change of 4 points corresponds to a 14.3% change on the total scale, which approaches the MDC₉₅ of 10.3% (5.74 points out of 56) for the BBS with chronic incomplete SCI (Tamburella, Scivoletto, Iosa, and Molinari, 2014). The slightly lower MDC for the BBS might be explained by the different population studied (chronic SCI vs sub-acute) and type of ICC used (ICC_{3,1} vs ICC_{2,1}). A change of 4 points is also within the range of the previously calculated MDC for the mini-BESTest in neurological populations, i.e. between 2.0 and 8.4 points (Chiu and Pang, 2017; Dahl and Jørgensen, 2014; Godi et al, 2013; Hamre, Botolfsen, Tangen, and Helbostad, 2017; Lampropoulou et al, 2018; Löfgren et al, 2014; Ross, Purtill, and Coote, 2016; Tsang, Liao, Chung, and Pang, 2013). Not considering studies with the extreme data narrows this range to MDC = 3.0 – 5.3 points, within which our MDC is still situated. The lower MDC from Dahl and Jørgensen (2014) could be explained by the methodology (ratings from video-recordings only) and the type of ICC used (ICC_{1,1} and ICC_{3,1}) and the higher MDC reported by Chiu and Pang (2017) is a consequence of lower ICCs (0.80 – 0.81).

Four previous studies assessed reliability of individual items of the mini-BESTest (Chiu and Pang, 2017; Dahl and Jørgensen, 2014; Ross, Purtill, and Coote, 2016; Tsang, Liao, Chung, and Pang, 2013). Every study found a wide range of reliability values for items (kappa (k) and $K_w = 0.21 - 1.00$), which is in line with our results (K_w and $W = 0.35 - 1.00$). No item was consistently unreliable across studies, although 3 out of 4 studies reported kappa values below 0.70 for items #2 (rise to toes) and #6 (compensatory stepping correction – lateral). In the present study, item #6 was also among the less reliable items, along with the two other items from the postural response subscale (subscale II; test-retest ICC_{2,1} (95%CI) = 0.72 (0.44-0.87) and inter-rater ICC_{2,1} = 0.80 (0.66-0.90)). Löfgren et al. (2014) also observed lower values for this subscale. In fact, rater 1 reported that getting patients to lean their body weight correctly with support into her hands before releasing the support was difficult, which may have introduced inconsistency in how the items were performed between sessions as well as between

participants. The variability from the rater's «performance» is, however, not the only source of variability because other items like «change in gait speed» and «walk with head turns – horizontal» showed even lower test-retest reliability ($K_w = 0.35$ and 0.44 respectively) and require no physical action from the rater.

In line with our results, item #7 (stance; eyes open, firm surface) had coefficient values over 0.70 in every previous study ($k = 0.81 - 1.00$). In our study, though, the higher reliability of item #7 is certainly due to its ceiling effect (everyone achieved the maximal score on this item). We believe that this ceiling effect on item #7 is a consequence of our inclusion criteria (being able to stand 30 seconds without help). This item is included in subscale III (sensory orientation) which, along with the other items in this subscale, showed the highest test-retest and inter-rater reliability coefficients (ICC, K_w and $W > 0.87$). Löfgren et al (2014)'s hypothesis that rating a performance based on time, as in items from subscale III, is easier than rating one based on qualitative characteristics is supported by our results. Indeed, every score based on the number of seconds holding a position showed acceptable levels of reliability. The static nature of these items could also be an explanation, because almost every item with insufficient levels of reliability involved dynamic postural control and belonged to subscales II (postural response) and IV (dynamic gait). Dahl and Jørgensen (2014) had similar findings in individuals with stroke.

The reliability of individual items of the mini-BESTest was lower for the test-retest than for the inter-rater assessments. Indeed, 50% of the items showed insufficient test-retest reliability ($K_w < 0.70$) whereas every inter-rater item score was considered reliable ($W > 0.70$). This was also observed for the total scores and sub-scores, albeit less than for the items. The fact that video-recording was used to assess the inter-rater reliability instead of re-testing the participants is the main explanation. Our excellent video-based reliability results mean that the rating scale and the rater's clinical judgment are not responsible for the poor test-retest reliability results. The possibility of a learning effect causing the lower test-retest results is discarded due to the absence of a systematic change as shown by the B&A plots. The variability of the participants' performance is also left out with the video-recording methodology (the exact same performance of the participant is rated). Knowing that performance variability in walking balance has already been demonstrated in individuals with a chronic SCI (Day et al, 2012) and

considering that our participants were in a subacute phase of recovery, we believe that a great part of our test-retest reliability results was influenced by the participants' variability in their performance. We could not exclude the possibility that our inter-rater reliability results didn't include the variability of the rater's instructions and actions (discussed in a previous paragraph). However, while we have to consider that the ICCs found in this study could have been slightly lower if participants were re-evaluated for inter-rater reliability, our results provide a reference value of the measurement error of the mini-BESTest for this clientele.

The choice of an adequate methodology in this study was also a challenge in terms of test-retest time-interval. Indeed, 24 to 48 hours was chosen as a time-interval to avoid changes in the participant's condition, considering the rapid neurological recovery of some subacute SCI patients. This strategy was efficient because the B&A plots showed no systematic improvement of scores. Such a short time-interval is prone to a memory bias from the rater, even if our rater didn't have access to the previous scoring sheets (i.e. blinded). However, we know that this possible memory bias was not important because the score means for session 2 (rater 1's re-test) and rater 1's inter-rater scoring (done more than one month later) were very similar (Table 2).

This study has a few other limitations. First, the results can be generalized only to people in a subacute phase of SCI. More accurately, these results are applicable to the individuals able to stand 30 seconds without help. This inclusion criterion may have prevented the lower scores (from 0 to 6/28 points) on the mini-BESTest from being tested for reliability. Moreover, while the intention was to include all types of spinal cord lesions encountered in a rehabilitation setting, no AIS A nor AIS C and no sacral lesions were represented. The fact that a French version of the mini-BESTest was not available at the time of the evaluations is also among the limits of this study. Finally, the MDC is one of the several measures used to assess the responsiveness of an outcome measure. Further research would be interesting to investigate the responsiveness of the mini-BESTest in people with a SCI.

CONCLUSION

The findings in this study suggest that the mini-BESTest is a reliable outcome measure in individuals with SCI in a rehabilitation setting. A minimal change of 4 points on the total score from one session to another, or from one rater to another, is recommended to make sure that the change is not a measurement error (MDC).

IMPLICATIONS FOR CLINICAL PRACTICE

The MDC value recommended in this study is helpful for clinicians in their analysis of the change in their patients' standing balance. Furthermore, our observations on the reliability of individual items of the mini-BESTest suggest that during their training, the evaluators may need more practice in administrating dynamic items, especially those of the postural response subscale (subscale II).

ACKNOWLEDGMENTS

Audrey Roy received scholarships from the Ordre Professionnel de la Physiothérapie du Québec, the Université de Montréal and the Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR). The authors acknowledge Jean-François Lemay, Catherine Dansereau and the clinicians of the IURDPM for their collaboration.

The authors report no conflict of interest.

REFERENCES

- Anson E, Thompson E, Ma L, Jeka J 2017 Reliability and Fall Risk Detection for the BESTest and Mini-BESTest in Older Adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [In Press] <https://doi.org/10.1519/jpt.0000000000000123>.
- Bambirra C, Rodrigues MCdB, Faria CDCdM, Paula FRd 2015 Clinical evaluation of balance in hemiparetic adults: a systematic review. *Fisioterapia em Movimento* 28: 187-200.
- Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Gayton D 1989 Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada* 41: 304-311.
- Chinsongkram B, Chaikereee N, Saengsirisuwan V, Viriyatharakij N, Horak FB, Boonsinsukh R 2014 Reliability and Validity of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) in People With Subacute Stroke. *Physical Therapy* 94: 1632-1643.
- Chiu AYY, Pang MYC 2017 Assessment of Psychometric Properties of Various Balance Assessment Tools in Persons With Cervical Spondylotic Myelopathy. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 47: 673-682.
- Dahl S, Jørgensen L 2014 Intra- and Inter-Rater Reliability of the Mini-Balance Evaluation Systems Test in Individuals with Stroke. *International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 2: 177.
- Datta S, Lorenz DJ, Harkema SJ 2012 Dynamic longitudinal evaluation of the utility of the Berg Balance Scale in individuals with motor incomplete spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 93: 1565-1573.
- Day KV, Kautz SA, Wu SS, Suter SP, Behrman AL 2012 Foot placement variability as a walking balance mechanism post-spinal cord injury. *Clinical Biomechanics* 27: 145-150.
- Di Carlo S, Bravini E, Vercelli S, Massazza G, Ferriero G 2016 The Mini-BESTest: a review of psychometric properties. *International Journal of Rehabilitation Research* 39: 97-105.
- Franchignoni F, Godi M, Guglielmetti S, Nardone A, Giordano A 2015 Enhancing the usefulness of the Mini-BESTest for measuring dynamic balance: A Rasch validation study. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 51: 429-437.

- Franchignoni F, Horak F, Godi M, Nardone A, Giordano A 2010 Using psychometric techniques to improve the Balance Evaluation Systems Test: the mini-BESTest. *Journal of Rehabilitation Medicine* 42: 323-331.
- Giavarina D 2015 Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica: Casopis Hrvatskoga Društva Medicinskih Biokemicara* 25: 141-151.
- Gisev N, Bell JS, Chen TF 2013 Interrater agreement and interrater reliability: Key concepts, approaches, and applications. *Research in Social and Administrative Pharmacy* 9: 330-338.
- Godi M, Franchignoni F, Caligari M, Giordano A, Turcato AM, Nardone A 2013 Comparison of reliability, validity, and responsiveness of the mini-BESTest and Berg Balance Scale in patients with balance disorders. *Physical Therapy* 93: 158-167.
- Goljar N, Giordano A, Schnurrer Luke Vrbanic T, Rudolf M, Banicek-Sosa I, Albensi C, Burger H, Franchignoni F 2017 Rasch validation and comparison of Slovenian, Croatian, and Italian versions of the Mini-BESTest in patients with subacute stroke. *International Journal of Rehabilitation Research* 40: 232-239.
- Hamre C, Botolfsen P, Tangen GG, Helbostad JL 2017 Interrater and test-retest reliability and validity of the Norwegian version of the BESTest and mini-BESTest in people with increased risk of falling. *BMC Geriatrics* 17: 92.
- Horak FB 2018 Version française du Mini Balance Evaluation Systems Test. http://bestest.us/files/3115/2718/7453/MiniBEST_French_CC_V7.pdf.
- Horak FB, Wrisley DM, Frank J 2009 The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical Therapy* 89: 484-498.
- Huang MH, Miller K, Smith K, Fredrickson K, Shilling T 2016 Reliability, Validity, and Minimal Detectable Change of Balance Evaluation Systems Test and Its Short Versions in Older Cancer Survivors: A Pilot Study. *Journal of Geriatric Physical Therapy* 39: 58-63.
- Jacome C, Cruz J, Oliveira A, Marques A 2016 Validity, Reliability, and Ability to Identify Fall Status of the Berg Balance Scale, BESTest, Mini-BESTest, and Brief-BESTest in Patients With COPD. *Physical Therapy* 96: 1807-1815.
- Jacome C, Flores I, Martins F, Castro C, McPhee CC, Shepherd E, Demain S, Figueiredo D, Marques A 2017 Validity, reliability and minimal detectable change of the balance

- evaluation systems test (BESTest), mini-BESTest and brief-BESTest in patients with end-stage renal disease. *Disability and Rehabilitation* [In Press] <https://doi.org/10.1080/09638288.2017.1375034>.
- Jørgensen V, Opheim A, Halvarsson A, Franzén E, Roaldsen KS 2017 Comparison of the berg balance scale and the mini-BESTest for assessing balance in ambulatory people with spinal cord injury: Validation study. *Physical Therapy* 97: 677-687.
- Kottner J, Audige L, Brorson S, Donner A, Gajewski BJ, Hrobjartsson A, Roberts C, Shoukri M, Streiner DL 2011 Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. *International Journal of Nursing Studies* 48: 661-671.
- Lampropoulou SI, Billis E, Gedikoglou IA, Michailidou C, Nowicky AV, Skrinou D, Michailidi F, Chandrinou D, Meligoni M 2018 Reliability, validity and minimal detectable change of the Mini-BESTest in Greek participants with chronic stroke. *Physiotherapy Theory and Practice* [In Press] <https://doi.org/10.1080/09593985.2018.1441931>: 1-12.
- Landis JR, Koch GG 1977 The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *Biometrics* 33: 159-174.
- Lemay JF, Nadeau S 2010 Standing balance assessment in ASIA D paraplegic and tetraplegic participants: concurrent validity of the Berg Balance Scale. *Spinal Cord* 48: 245-250.
- Löfgren N, Lenholm E, Conradsson D, Stahle A, Franzén E 2014 The Mini-BESTest--a clinically reproducible tool for balance evaluations in mild to moderate Parkinson's disease? *BMC Neurology* 14: 235.
- Marques A, Almeida S, Carvalho J, Cruz J, Oliveira A, Jacome C 2016 Reliability, Validity, and Ability to Identify Fall Status of the Balance Evaluation Systems Test, Mini-Balance Evaluation Systems Test, and Brief-Balance Evaluation Systems Test in Older People Living in the Community. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 97: 2166-2173.e2161.
- McHugh ML 2012 Interrater reliability: the kappa statistic. *Biochemia Medica: Casopis Hrvatskoga Drustva Medicinskih Biokemicara* 22: 276-282.
- Roaldsen KS, Wakefield E, Opheim A 2015 Pragmatic Evaluation of Aspects Concerning Validity and Feasibility of the Mini Balance Evaluation System Test in a Specialized Rehabilitation Hospital. *Int J Phys Ther Rehab* 1.

- Ross E, Purtill H, Coote S 2016 Inter-rater reliability of mini balance evaluation system test in ambulatory people with multiple sclerosis. *International Journal of Therapy and Rehabilitation* 23: 583-589.
- Ross E, Purtill H, Uszynski M, Hayes S, Casey B, Browne C, Coote S 2016 Cohort Study Comparing the Berg Balance Scale and the Mini-BESTest in People Who Have Multiple Sclerosis and Are Ambulatory. *Physical Therapy* 96: 1448-1455.
- Schlenstedt C, Brombacher S, Hartwigsen G, Weisser B, Möller B, Deuschl G 2015 Comparing the fullerton advanced balance scale with the mini-BESTest and berg balance scale to assess postural control in patients with Parkinson disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 96: 218-225.
- Sibley KM, Beauchamp MK, Van Ooteghem K, Straus SE, Jaglal SB 2015a Using the systems framework for postural control to analyze the components of balance evaluated in standardized balance measures: a scoping review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 96: 122-132.e129.
- Sibley KM, Howe T, Lamb SE, Lord SR, Maki BE, Rose DJ, Scott V, Stathokostas L, Straus SE, Jaglal SB 2015b Recommendations for a core outcome set for measuring Standing balance in adult populations: A consensus-based approach. *PloS One* 10.
- Spinal Cord Injury Model Systems 2017 2017 Annual Report - Public Version. National spinal cord injury statistical center. Birmingham, Alabama. <https://www.nscisc.uab.edu/Public/2017%20Annual%20Report%20-%20Complete%20Public%20Version.pdf>.
- Spinal Cord Injury Research Evidence 2016 Home - Spinal Cord Injury Research Evidence. Spinal Cord Injury Research Evidence. Vancouver, British Columbia. <https://scireproject.com>.
- Streiner DL, Norman GR, Cairney J 2015 *Health Measurement Scales : A practical guide to their development and use*. Oxford, United Kingdom: Oxford University Press.
- Tamburella F, Scivoletto G, Iosa M, Molinari M 2014 Reliability, validity, and effectiveness of center of pressure parameters in assessing stabilometric platform in subjects with incomplete spinal cord injury: a serial cross-sectional study. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* 11: 86.

- Terwee CB, Bot SD, de Boer MR, van der Windt DA, Knol DL, Dekker J, Bouter LM, de Vet HC 2007 Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. *Journal of Clinical Epidemiology* 60: 34-42.
- Terwee CB, Mokkink LB, Knol DL, Ostelo RW, Bouter LM, de Vet HC 2012 Rating the methodological quality in systematic reviews of studies on measurement properties: a scoring system for the COSMIN checklist. *Quality of Life Research* 21: 651-657.
- Tsang CS, Liao LR, Chung RC, Pang MY 2013 Psychometric properties of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) in community-dwelling individuals with chronic stroke. *Physical Therapy* 93: 1102-1115.
- Walter SD, Eliasziw M, Donner A 1998 Sample size and optimal designs for reliability studies. *Statistics in Medicine* 17: 101-110.

TABLES

	Mean	SD	Range
Age (years)	55.2	14.5	24.3 - 73.3
Time post-surgery (days)	49.3	28.6	8 - 135
Body mass index (kg m ⁻²)	24.6	3.6	18.7 - 32.5
LEMS (/50)	44.9	4.3	35 - 50
10MWT max (m s ⁻¹) (n=21)	1.16	0.48	0.44 - 1.92
6MWT (m) *	300.4	145.2	67 - 540
BBS (/56) *	46.1	10.1	22 - 56
SCIM-III (/100) *	73.8	23.2	34 - 99

	N	%
Male/Female	17/6	74.0/26.0
Language French/English	20/3	87.0/13.0
Tetraplegia/Paraplegia	13/10	56.5/43.5
AIS B/D	1/22	4.3/95.7
T/NT	14/9	60.9/39.1

Table 1. Demographic characteristics at the time of reliability assessments (n=23).

LEMS = Lower extremity motor score, 10MWT max = 10-meter walking test at maximal speed, 6MWT = 6-minute walk test, BBS = Berg Balance Scale, SCIM-III = Spinal Cord Independence Measure version 3, AIS = American Spinal Injury Association Impairment Scale, T/NT = traumatic/ non-traumatic injury.

* Non-normal distributions. The median (interquartile range) of the 6MWT = 245 m (175 – 440), BBS = 50/56 (39 – 54), and SCIM-III = 83/100 (50 – 95).

	Session 1 mean (SD) [range]	Session 2 mean (SD) [range]	Rater 1 mean (SD) [range]	Rater 2 mean (SD) [range]	Rater 3 mean (SD) [range]
Total mini-BESTest (/28)	17.5 (5.9) [7-28]	17.9 (5.7) [8-28]	17.6 (5.9) [7-28]	17.4 (5.8) [7-28]	17.8 (6.1) [7-28]
I Anticipatory (/6)	3.8 (1.4) [1-6]	3.9 (1.5) [1-6]	3.8 (1.4) [1-6]	3.7 (1.3) [1-6]	3.6 (1.5) [1-6]
II Postural response (/6)	3.3 (1.9) [0-6]	3.3 (1.8) [0-6]	3.3 (2.2) [0-6]	3.4 (2.1) [0-6]	3.6 (1.5) [1-6]
III Sensory orientation (/6)	5.0 [5-6]*	5.0 [5-6]*	5.0 [5-6]*	5.0 [5-6]*	5.0 [5-6]*
IV Dynamic gait (/10)	5.2 (3.0) [0-10]	5.4 (2.7) [1-10]	5.2 (2.9) [0-10]	5.1 (2.8) [0-10]	5.3 (3.0) [1-10]

Table 2. Mini-BESTest means of the total scores and sub-scores (n=23).

Mean total scores and sub-scores on the mini-BESTest obtained on each session and by each rater. SD = standard deviation. Maximal score possible in each section and in the total mini-BESTest are specified following the respective title.

*Median [interquartile range]

	ICC_{2,1} (95%CI)	SEM	SEM %	MDC₉₅	MDC_{95%}
Test-retest reliability	0.94 (0.87-0.97)	1.40	5.0	3.83	13.7
Inter-rater reliability	0.96 (0.91-0.98)	1.24	4.4	3.43	12.3

Table 3. Reliability and minimal detectable change of the mini-BESTest total score (n=23).

ICC_{2,1} = intraclass correlation coefficient, SEM = standard error of measurement, SEM% = standard error of measurement expressed in percentage of maximal score, MDC₉₅ = minimal detectable change with 95% confidence level and MDC_{95%}= minimal detectable change with 95% confidence level expressed in percentage of maximal score.

Items	Sessions 1 vs 2 (Test-retest)	Raters 1, 2 and 3 (Inter-rater)
	K_w (95%CI)	W (p)
1. Sit to stand	0.54 (0.18-0.90)	0.92 (<.001)
2. Rise to toes	0.74 (0.55-0.93)	0.74 (.001)
3. Stand on one leg	0.86 (0.72-1.00)	0.98 (<.001)
4. Compensatory stepping correction - forward	0.40 (-0.44-0.83)	0.92 (<.001)
5. Compensatory stepping correction - backward	0.61 (0.37-0.85)	0.96 (<.001)
6. Compensatory stepping correction - lateral	0.59 (0.27-0.91)	0.93 (<.001)
7. Stance; eyes open, firm surface	100.0%*	100.0%*
8. Stance; eyes closed, foam surface	0.87 (0.71-1.00)	0.98 (<.001)
9. Incline eyes closed	1.00 (1.00-1.00)	1.00 (<.001)
10. Change in speed	0.35 (-0.55-0.75)	0.86 (<.001)
11. Walk with head turns - horizontal	0.44 (0.05-0.84)	0.83 (<.001)
12. Walk with pivot turns	0.78 (0.60-0.97)	0.87 (<.001)
13. Step over obstacles	0.90 (0.80-1.00)	0.93 (<.001)
14. Timed up & go with dual task	0.50 (0.19-0.80)	0.84 (<.001)

Table 4. Agreement between sessions and raters' scores on the mini-BESTest (n=23).

K_w = quadratic weighted Kappa statistic, 95% CI = 95% confidence interval, W = Kendall's coefficient of concordance, p = statistical significance (level of significance set at 0.05).

*Agreement expressed in percent agreement.

FIGURE

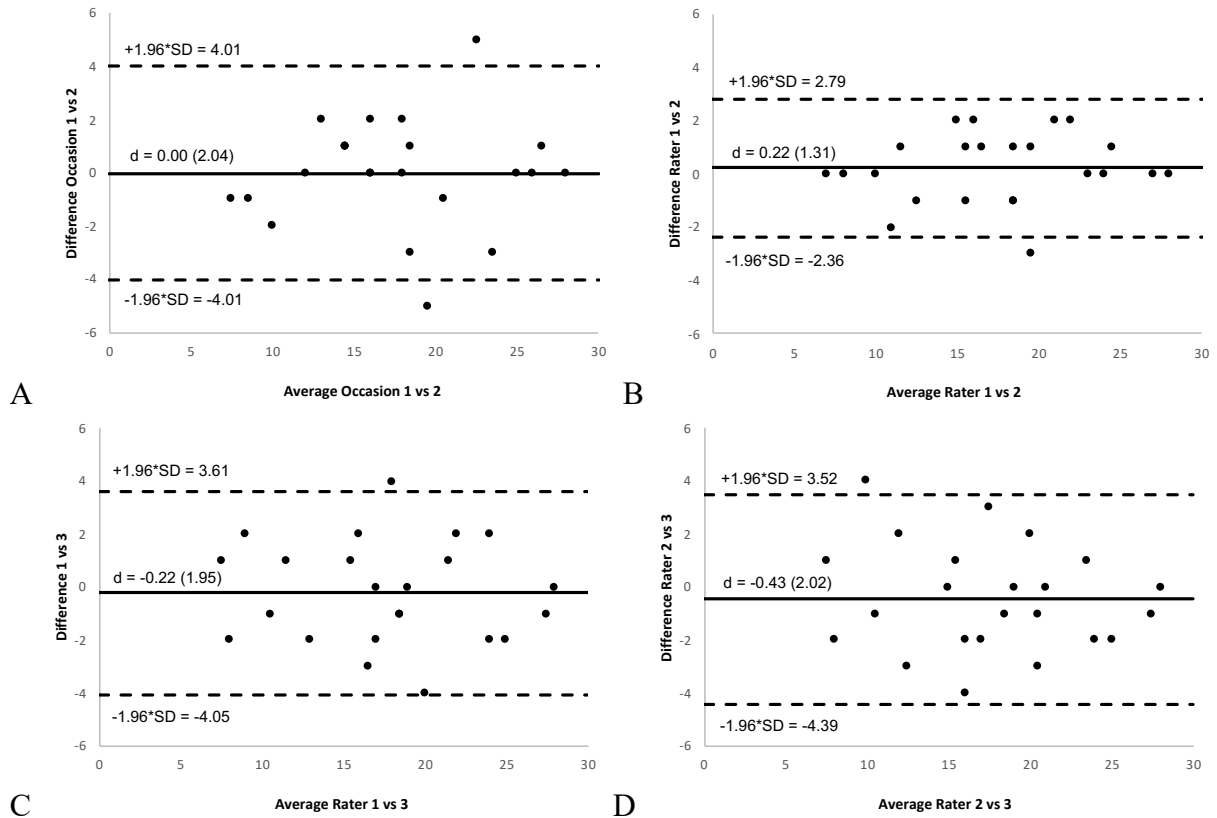


Figure 1.

Bland and Altman plots of agreement between sessions (A) and between raters (B, C, D) for the mini-BESTest, where d = mean difference between scores (with standard deviation), $\pm 1.96*SD$ = 95% limits of agreement, SD = standard deviation.

APPENDIX I Agreement between Sessions and Raters' scores on the Mini-BESTest (n=23).

Items and subscales	TEST-RETEST		INTER-RATER				
	Session 1 vs 2 K _w (95%CI)	%	Rater 1 vs 2 K _w (95%CI)	Rater 1 vs 3 K _w (95%CI)	Rater 2 vs 3 K _w (95%CI)	Raters 1, 2 and 3 <i>W</i> (p) %	
1.	0.54 (0.18-0.90)	82.6	0.60 (0.40-1.15)	0.60 (0.04-1.15)	0.60 (0.04-1.15)	0.92 (<.001)	98.6
2.	0.74 (0.55-0.93)	69.6	0.55 (0.18-0.91)	0.48 (0.10-0.86)	0.48 (0.10-0.86)	0.74 (.001)	87.0
3.	0.86 (0.72-1.00)	82.6	1.00 (1.00-1.00)	0.96 (0.89-1.04)	0.96 (0.89-1.04)	0.98 (<.001)	98.6
Subscale I	0.90 (0.83-0.98)	60.9	0.85 (0.73-0.97)	0.80 (0.65-0.95)	0.80 (0.65-0.95)	0.94 (<.001)	82.6
4.	0.40 (-0.44-0.83)	65.2	0.92 (0.81-1.03)	0.91 (0.79-1.04)	0.91 (0.79-1.04)	0.92 (<.001)	94.2
5.	0.61 (0.37-0.85)	56.5	0.97 (0.91-1.03)	0.90 (0.78-1.01)	0.90 (0.78-1.01)	0.96 (<.001)	95.7
6.	0.59 (0.27-0.91)	65.2	0.91 (0.82-1.01)	0.86 (0.73-0.98)	0.86 (0.73-0.98)	0.93 (<.001)	91.3
Subscale II	0.71 (0.50-0.93)	39.1	0.72 (0.56-0.87)	0.69 (0.52-0.86)	0.69 (0.52-0.86)	0.88 (<.001)	62.3
7.	N/A*	100.0	N/A*	N/A*	N/A*	NA*	100.0
8.	0.87 (0.71-1.04)	91.3	0.94 (0.83-1.05)	0.95 (0.85-1.05)	0.95 (0.85-1.05)	0.98 (<.001)	97.1
9.	1.00 (1.00-1.00)	100.0	1.00 (1.00-1.00)	1.00 (1.00-1.00)	1.00 (1.00-1.00)	1.00 (<.001)	100.0
Subscale III	0.93 (0.84-1.02)	91.3	0.95 (0.89-1.02)	0.96 (0.89-1.04)	0.96 (0.89-1.04)	0.99 (<.001)	97.1
10.	0.35 (-0.55-0.75)	65.2	0.77 (0.56-0.99)	0.83 (0.64-1.01)	0.83 (0.64-1.01)	0.86 (<.001)	97.1
11.	0.44 (0.05-0.84)	69.6	0.75 (0.48-1.01)	0.63 (0.34-0.91)	0.63 (0.34-0.91)	0.83 (<.001)	88.4
12.	0.78 (0.60-0.97)	78.2	0.67 (0.35-0.98)	0.80 (0.62-0.97)	0.80 (0.62-0.97)	0.87 (<.001)	88.4
13.	0.90 (0.80-1.00)	82.6	0.91 (0.80-1.01)	0.90 (0.79-1.01)	0.90 (0.79-1.01)	0.93 (<.001)	92.8
14.	0.50 (0.19-0.80)	56.5	0.73 (0.49-0.97)	0.82 (0.62-1.02)	0.82 (0.62-1.02)	0.84 (<.001)	91.3
Subscale IV	0.83 (0.70-0.95)	26.1	0.91 (0.81-1.00)	0.91 (0.84-0.98)	0.91 (0.84-0.98)	0.95 (<.001)	63.8

*Not applicable because no variability in the data.

K_w = quadratic weighted Kappa statistic, 95% CI = 95% confidence interval, % = percent agreement, *W* = Kendall's coefficient of concordance, *W*, p = statistical significance (level of significance set at 0.05)

CHAPITRE 5 : RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

En plus d'évaluer la fidélité du MBT avec les personnes ayant une LM (chapitre 4), ce travail voulait aussi évaluer d'autres qualités psychométriques, telles que la validité et la sensibilité au changement. Puisque les données étaient disponibles, les mêmes qualités psychométriques sont rapportées pour le BBS à des fins de comparaison. De plus, des indicateurs sont proposés afin de guider les thérapeutes dans la détermination du moment opportun pour exécuter le MBT avec leurs clients. Ces résultats complémentaires sont issus des données des participants du devis prospectif et du devis rétrospectif (voir Tableau X).

5.1 Données descriptives

Soixante (60) personnes ont été incluses dans les analyses complémentaires. Leurs caractéristiques démographiques sont présentées dans le Tableau IX. La majorité des participants étaient des hommes, 86,7% avaient une LM classée AIS D et 95,0% avaient eu une chirurgie lors de leur séjour hospitalier avant la réadaptation. Lors de leur première évaluation (T1), la médiane de leur score au MBT était de 16/28 (écart interquartile = 8,8 – 23,0), celle de leur LEMS de 44/50 (écart interquartile = 38,3 – 48,0) et celle de leur vitesse de marche maximale (10MWT) était de 0,84 m/s (écart interquartile = 0,64 – 1,32; Tableau IX). Soixante pour cent (60%) des données proviennent du devis rétrospectif. Pour ce dernier, les outils d'évaluation, bien que recommandés, n'étaient pas systématiquement utilisés par les thérapeutes de sorte que des données sont manquantes (voir données individuelles au Tableau X). Trente-cinq personnes ont effectué le MBT et le BBS aux deux temps d'évaluation (prospectif : n = 20; rétrospectif : n = 15; Tableau XV).

Tableau IX. Données descriptives des personnes incluses dans les analyses complémentaires au début de la réadaptation (T1)

	N	Moyenne (ET)	[min.-max.]	Médiane	[Écart interquartile]
Âge (années)	60	52,0 (17,7)	[18,7 – 78,1]	52,6	[36,6 – 66,6]
IMC (kg/m ²)	60	24,6 (3,7)	[17,7 – 33,1]	24,9	[22,0 – 26,9]
Durée de séjour (jours)	60	41,7 (22,7)	[8 – 99]	41	[22,3 – 56,0]
LEMS (/50)*	60	42,6 (7,0)	[19 – 50]	44	[38,3 – 48,0]
SCIM-III (/100)*	60	60,1 (21,8)	[17 – 100]	61,5	[41,5 – 75,8]
BBS (/56)	59	37,1 (15,3)	[6 – 56]	38	[28,3 – 51,8]
MBT (/28)	50	15,6 (7,3)	[3 – 27]	16	[8,8 – 23,0]
6MWT (m)	51	240,9 (148,4)	[49 – 745]	200	[149,0 – 335,0]
10MWT max (m/s)	49	0,99 (0,48)	[0,25 – 2,44]	0,84	[0,64 – 1,32]
TUG (s)	50	23,4 (14,1)	[5,8 – 67,2]	20,0	[12,7 – 31,5]

	N	n par catégorie	%
Hommes/Femmes	60	46/14	76,7/23,3
Français/Anglais/Autres	60	53/7/0	88,3/11,7/0,0
Niveau de lésion*	60		
<i>Cervical</i>		30	50,0
<i>Thoracique</i>		16	26,7
<i>Lombaire</i>		12	20,0
<i>Sacré</i>		1	1,6
<i>NA</i>		1	1,6
AIS*	60		
<i>A/B</i>		1/4	1,7/6,7
<i>C/D/E</i>		2/52/1	3,3/86,7/1,7
Lésion T/NT	60	37/23	61,7/38,3
Marche Sans AT/ Avec AT	57	17/40	28,3/71,7

* Données prises à T1 (prospectif) ou à l'admission (rétrospectif)

**Test U de Mann-Whitney

IMC = indice de masse corporelle, LEMS = Score moteur des membres inférieurs, SCIM = *Spinal Cord Independence Measure*, BBS = échelle d'équilibre de Berg, MBT = *Mini-Balance Evaluation Systems Test*, 6MWT = test de marche de 6 minutes, 10MWT max = vitesse de marche maximale sur 10 mètres, TUG = *Timed Up and Go*, AIS = *American Spinal Injury Impairment Scale*, T = traumatique, NT = non-traumatique, AT = aide technique.

**Tableau X. Données cliniques des 60 participants inclus dans le projet :
Devis prospectif (P : n=24) et rétrospectif (R : n=36)**

Sujets	Age	IMC	MBT		BBS		6MWT		10MWT		TUG		GRCS
			T1	T2	T1	T2	T1	T2	T1	T2	T1	T2	T2
P02	53	26,6	26	27*	56	56	483	490	1,84	1,7	9,0	11,4	2
P03	73	32,5	4	13*	35	43	98	196			45,6	26,2	5,5
P05	50	18,6	15	19*	38	53	70	330	0,89	1,23	14,5	11,7	6,5
P06	62	20,4	18	20*	38	56	150	420	0,6	1,48	26,6	11,2	9
P07	62	22,5	5	15*	19	49	67	150	0,35	0,61		22,7	8,5
P08	70	27,7	25*		54		372	372	1,38	1,38	20,0	20,0	
P09	52	20,6	18	25*	41	56	219	440	0,76	1,61	12,4	8,0	8
P10	35	24,5	22*		54	56	490	490	1,92	1,92	7,1	7,1	
P11	26	25,7	20	28*	48	56	335	480	1,18	1,81	10,1	8,4	6,5
P12	62	28,6	13	17*	34	53	235	245	0,80	1,04	33,7	14,1	8,5
P13	39	21,6	26	26*	52	56	339	420	1,33	1,76	14,2	9,8	4,5
P14	44	26,9	18	17*	45	53	200	540		1,33	28,5	14,0	10,5
P15	54	29,8		18*	36	51	175	450	0,62	1,34	17,0	12,8	9,5
P16	65	23,5	16*	17	43	53	67	450		1,40	15,7	10,5	9
P17	51	26,4	8*	25	35	54	195	366	0,99	1,18	20,5	12,2	8,5
P18	72	21,0	17*	22	50	54	178	343	0,56	1,15	15,2	12,5	7,5
P19	67	19,0	14*	19	39	51	220	270	0,8	1,05	31,5	17,9	8,5
P20	61	26,0	7*		30		150		0,60		32,1		
P21	70	27,6	14*	17	22	49	218	380	0,67	1,23	23,7	12,9	6
P22	24	22,4	16*	19	39	53	390	400	1,55	1,41	13,0	14,5	5,5
P23	73	27,1	17*	20	45	53	172	230	0,79	1,09	15,8	13,0	5,5
P24	63	25,8	12*	13	38	47	120	120	0,44	0,53	52,0	20,0	7,5
P25	44	21,9	9*	15	29	46	175		0,68	0,93	27,8	20,9	7
P26	59	22,7	9	11	27	43	55	209	0,37	0,58	34,5	29,9	8,5
R07	74	20,8	14	14	33	52	272	325	0,88	1,12	20,0	13,7	
R09	23	23,1	25		56		655		1,89				
R12	19	22,2	17		31	55	60		0,73	1,89	18,1	6,1	
R21	52	18,7	23	27	56		377	470	1,18	1,77	26,4	6,7	
R28	72	29,3	11	17	38	49	49	208	0,68	0,96	42,8	16,3	
R32	33	22,2	24	26	53	56	451		1,37		10,5	9,1	
R35	21	18,2	26		56		415		1,45		9,5		
R37	69	18,3	10	16	51	53	149	178	0,78	0,63	24,9	22,8	
R41	52	26,2	3		29	56	71	435	0,76	1,89			
R43	77	31,2	23		45	53	248	365	0,57	1,14	18,0	14,0	
R46	34	28,4	15	20	37	52	325	357	1,19	1,35	15,6	9,9	
R48	36	26,6	6	17		50	137	300	0,64	1,19		16,9	
R52	48	24,7		26	56		345	510	1,64		7,2		

Sujets	Age	IMC	MBT		BBS		6MWT		10MWT		TUG		GRCS
			T1	T2	T1	T2	T1	T2	T1	T2	T1	T2	T2
R59	59	25,8	7	13	36	47	200		0,68	0,78	31,0	20,7	
R62	47	17,7	17		52		215		0,84	0,81	14,9		
R63	19	18,6	27		56				1,86		5,8		
R80	23	23,0	24		54		270				10,1		
R85	50	28,0		14	28	56	250	485	0,86	1,19		11,6	
R86	50	26,6		18	13	53		285		1,02	31,5	12,0	
R94	21	23,6	24	27	52	56	257	400	1	1,54		12,0	
R97	78	30,0	8	11	20	19	165		0,99		24,4		
R101	73	25,1		14	9	47		237	0,52	0,51	67,2	22,4	
R105	44	22,7	7	19	34	51	163	350		1,36	25,0	9,9	
R106	67	29,5		16	44	48	120	270	1,01			11,5	
R110	62	25,7		18	7	28							
R112	76	21,5	18	22	51	56	374	595	1,30	2,27	15,5	9,5	
R114	29	21,8		12	10	38		242		0,86		15,3	
R115	78	25,5		2	6	19		107		0,56		28,7	
R116	25	23,7	25		52	56	165		1,4	1,50	9,3		
R117	51	26,9	11	15	11	56		255		0,83		18,4	
R118	61	23,8		7	13	36	145	240	0,49	0,92	42,1	20,9	
R120	61	24,7	8	13	13	47		160		0,48	54,1	23,0	
R125	32	33,1	5	16	7	50		215	0,25	0,86	43,6	18,2	
R127	48	27,8	27		55		745		2,44		6,6		
R128	61	25,8	5		29	35	190	215	0,64	0,83	42,2		
R139	65	25,8	21	26	47	54	300	419	1,19	1,44	12,2	10,0	
n=60	60	60	50	46	59	50	51	46	49	48	49	47	21

T1 = pré-réadaptation, T2 = post-réadaptation, IMC = indice de masse corporelle, MBT = *Mini-BESTest*, BBS = échelle d'équilibre de Berg, 6MWT = test de marche de 6 minutes, 10MWT max = vitesse de marche maximale sur 10 mètres, TUG = *Timed Up and Go*, GRCS = *Global Rating of Change Scale*.

*Score de MBT inclus dans l'étude de fidélité.

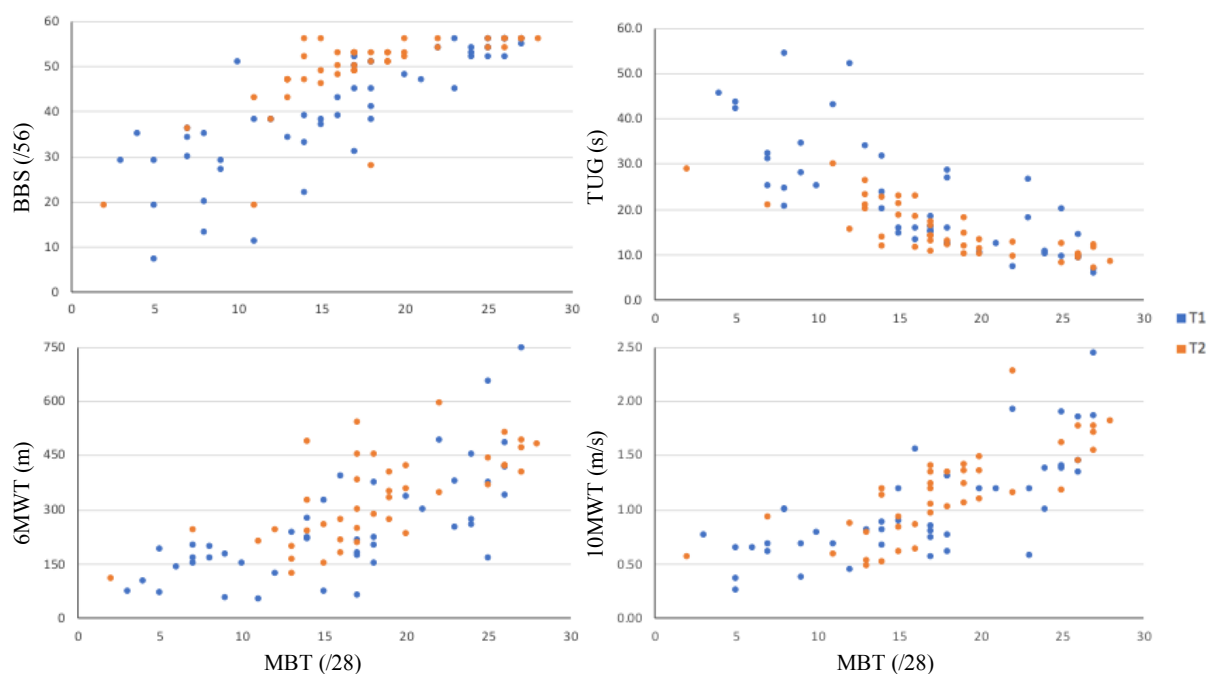
Les identifiants des participants débutant par la lettre P signifient qu'ils proviennent du devis prospectif et ceux débutant par la lettre R, du devis rétrospectif.

5.2 Validité de construit

5.2.1 Validité convergente

Le niveau d'association entre les résultats au MBT et aux autres tests cliniques évaluant des concepts liés à l'équilibre à T1 (Figure 7, points bleus), à T2 (points orange) et pour la combinaison des données à T1 et T2 était similaire. Les coefficients de corrélation de rang de Spearman pour les résultats combinés sont présentés au Tableau XI.

Figure 7. Association des scores au MBT avec les résultats aux autres tests cliniques



T1 = pré-réadaptation, T2 = post-réadaptation, MBT = *Mini-BESTest*, BBS = échelle d'équilibre de Berg, 6MWT = test de marche de 6 minutes, 10MWT max = vitesse de marche maximale sur 10 mètres, TUG = *Timed Up and Go* (n à T1/T2 des associations MBT vs BBS : n = 49/44, vs TUG : n = 44/43, vs 6MWT : n = 45/41, vs 10MWT : n = 43/40)

Les scores totaux au MBT et au BBS sont hautement corrélés ($r_s = 0,81$). Les corrélations entre ces deux évaluations et le temps au TUG sont également élevées ($r_s = -0,79$ à $-0,82$), ainsi que celles avec le 6MWT et le 10MWT ($r_s = 0,74$ et $0,78$). Tous ces coefficients d'association sont significatifs ($p < 0,01$).

Tableau XI. Associations des scores au MBT et au BBS avec les résultats aux autres tests cliniques pour les valeurs pré (T1) et post-réadaptation (T2) combinées

	n	MBT	N	BBS
BBS	93	0,81	–	–
TUG	87	-0,82	94	-0,79
6MWT	86	0,74	92	0,77
10MWT max	83	0,78	93	0,79

MBT = *Mini-BESTest*, BBS = échelle d'équilibre de Berg, TUG = *Timed Up and Go*, 6MWT = test de marche de 6 minutes, 10MWT max = vitesse de marche maximale sur 10 mètres.

Les corrélations ont été effectuées avec le coefficient de rang de Spearman. Elles sont toutes significatives à un niveau de $p < 0,01$.

5.2.2 Validité divergente

À T1, les associations linéaires entre l'âge des participants et les scores totaux au MBT et au BBS sont de faibles amplitudes, mais significatives à $p < 0,05$ (Tableau XII). L'association entre l'IMC et le MBT est faible et non significative, tandis que l'association entre l'IMC et le BBS est faible, mais significative ($p < 0,05$). Ces relations expliquent au plus 11,6% de la variance dans les données du MBT.

Tableau XII. Association du MBT et du BBS avec l'âge et l'IMC à T1

	n	MBT	n	BBS
Âge (années)	50	-0,34*	60	-0,26*
IMC (kg/ m²)	50	-0,27	50	-0,30*

MBT = *Mini-BESTest*, BBS = échelle d'équilibre de Berg, IMC = indice de masse corporelle, T1 = pré-réadaptation.

Les corrélations ont été effectuées avec le coefficient de rang de Spearman.

*Corrélations significatives à $p < 0,05$

5.2.3 Validité discriminante

Pour les données combinées à T1 et T2, le MBT et le BBS discriminent significativement ($p < 0,001$) les groupes de personnes utilisant ou non une AT à la marche, les groupes ayant ou non une vitesse de marche maximale suffisante pour traverser une rue (1,1 m/s; Ville de Montréal, 2006), ainsi que les groupes ayant ou non une vitesse de marche naturelle fonctionnelle en communauté (0,44 m/s; van Hedel, 2009; Tableau XIII). Toutefois, les scores au MBT et au BBS sont incapables de discriminer les groupes de personnes ayant une tétraplégie ou une paraplégie (MBT : $p = 0,560$ et BBS : $p = 0,522$). Il en est de même si chaque temps d'évaluation est analysé séparément pour le MBT (T1 : $p = 0,17$; T2 : $p = 0,45$), ainsi que pour le BBS (T1 : $p = 0,80$; T2 : $p = 0,52$). Quant aux groupes classés selon la sévérité de la lésion, le nombre de personnes ayant un AIS A, B ou C est trop petit (nombre de résultats au MBT selon l'AIS : A = 1, B = 4, C = 3, D = 86, E = 1) pour réaliser l'analyse discriminante.

Tableau XIII. Médianes des scores au MBT et au BBS de différents groupes de participants avec LM pour les visites T1 et T2 combinées

	n	Médiane	Écart interquartile	p*
MBT				
Marcheurs sans AT	37	24	18 – 26	< 0,001
avec AT	57	14	8,5 – 17,0	
Vitesse de marche max. < 1,1 m/s	45	14	8,5 – 17	< 0,001
≥ 1,1 m/s	38	22	18 – 26	
Vitesse de marche naturelle < 0,44 m/s	17	11	5,5 – 15	< 0,001
≥ 0,44 m/s	73	17	14 – 23,5	
Tétraplégiques	48	17	12,3 – 20	0,560
Paraplégiques	44	17	12,3 – 23,8	
BBS				
Marcheurs sans AT	40	54	51 – 56	< 0,001
avec AT	65	39	30,5 – 50,5	
Vitesse de marche max. < 1,1 m/s	51	38	29 – 49	< 0,001
≥ 1,1 m/s	43	54	52 – 56	
Vitesse de marche naturelle < 0,44 m/s	19	34	13 – 43	< 0,001
≥ 0,44 m/s	74	51	39 – 54	
Tétraplégiques	52	49	38 – 53	0,522
Paraplégiques	53	51	29 – 53,5	

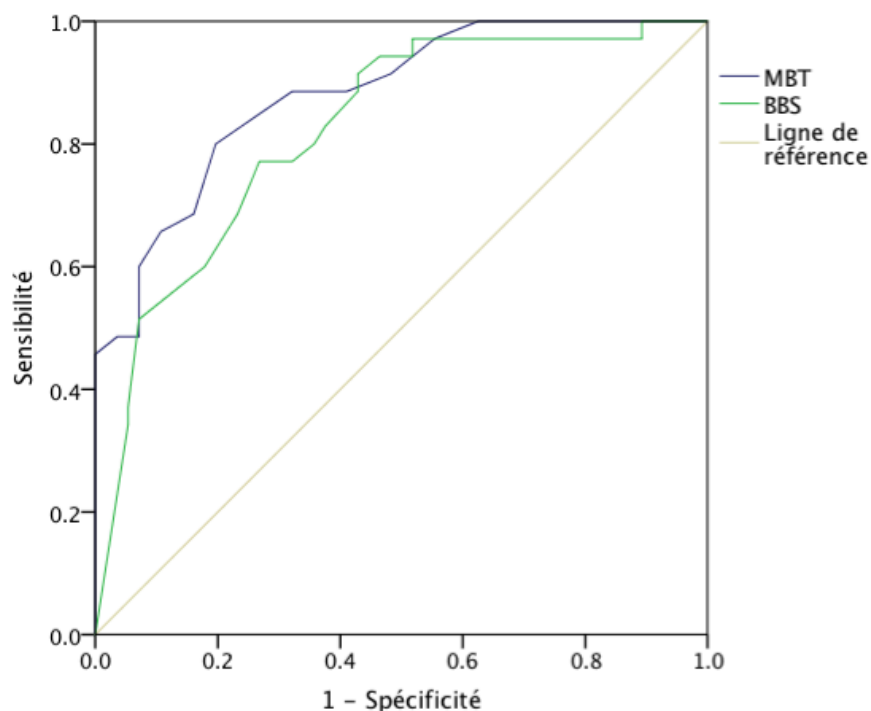
MBT = *Mini-BESTest*, BBS = échelle d'équilibre de Berg, AT = aide technique, T1 = pré-réadaptation, T2 = post-réadaptation.

*Test U de Mann-Whitney

La différence significative entre les groupes est établie à $p < 0,05$.

L'habileté du MBT et du BBS à identifier les personnes n'utilisant pas d'AT à la marche est bonne à excellente, avec des scores limite respectivement de $\geq 18/28$ au MBT et de $\geq 51/56$ au BBS (AUC = 0,88 et 0,82; Figure 8 et Tableau XIV). Les indices de précision associés à ces scores limite sont présentés au Tableau XIV. L'amplitude du rapport de vraisemblance positif (LR+) du MBT est supérieure à celle du BBS, mais ces deux valeurs ne représentent pas un effet important (Portney et Watkins, 2015; Tableau IV).

Figure 8. Comparaison des courbes ROC du MBT et du BBS démontrant leur précision pour identifier les personnes n'utilisant aucun AT à la marche



ROC = Receiver operating characteristic, MBT = Mini-BESTest, BBS = échelle d'équilibre de Berg, AT = aide technique.

Tableau XIV. Aires sous la courbe ROC, scores limites optimaux et indices de précision du MBT et du BBS pour identifier les marcheurs n'utilisant aucun AT à la marche

	AUC (IC)	Score limite	Sn	sp	LR+	LR-	Youden
MBT	0,88 (0,81 - 0,95)	≥ 18	0,80	0,80	4,08	0,25	0,604
BBS	0,82 (0,74 - 0,91)	≥ 51	0,77	0,73	2,88	0,31	0,503

AUC = aire sous la courbe ROC (Receiver Operating Characteristic), MBT = Mini-BESTest, BBS = échelle d'équilibre de Berg, AT = aide technique, IC = intervalle de confiance, sn = sensibilité, sp = spécificité, LR+/LR- = rapports de vraisemblance positif et négatif, Youden = indice J de Youden (sn + sp-1; Fluss et al., 2005).

5.3 Sensibilité au changement

La distribution des scores au MBT et au BBS en pré et post-réadaptation (T1 et T2) apparaissent au Tableau XV. Les résultats de la sensibilité au changement apparaissent aux Tableaux XVI et XVII. Les résultats indiquent une amélioration significative de l'équilibre debout après la réadaptation, autant lorsqu'il est évalué avec le MBT qu'avec le BBS ($p < 0,001$). Les indices de sensibilité au changement du MBT démontrent un grand changement ($SRM = 1,28$) et un changement modéré, à la limite du grand changement ($ES = 0,80$), tandis que ceux du BBS démontrent un grand changement ($SRM = 1,21$ et $ES = 1,09$). La proportion de participants ayant obtenu un changement de score au moins égal au CMD respectif de chacun des tests, c'est-à-dire quatre points pour le MBT (chapitre 4) et six points pour le BBS (Tamburella et al., 2014), a été calculée. Considérant leur CMD respectif, le MBT et le BBS ont détecté un changement pour respectivement 60,0% et 77,1% des 35 participants. Ces deux proportions ne sont pas significativement différentes selon le test exact de McNemar ($p = 0,146$). Plus précisément, sur 35 participants ayant été évalués avec les deux tests aux deux temps d'évaluation, 18 participants (51,4%) ont démontré un changement plus grand ou égal au CMD aux deux tests, 9 (25,7%) ont démontré un changement plus grand ou égal au CMD au BBS seulement et 3 (8,6%) ont démontré un changement plus grand ou égal au CMD au MBT seulement.

Tableau XV. Distribution des scores pré (T1) et post-réadaptation (T2) du MBT et du BBS (n = 35)

	MBT		BBS	
	T1	T2	T1	T2
Médiane	14	17	38	53
[écart interquartile]	[8 – 18]	[15 – 22]	[29 – 47]	[49 – 56]

MBT = *Mini-BESTest*, BBS = échelle d'équilibre de Berg, T1 = pré-réadaptation, T2 = post-réadaptation.

La sensibilité au changement externe du MBT a été explorée de deux façons : en comparant les scores totaux au MBT avec les résultats au questionnaire GRCS et par des corrélations avec les résultats à d'autres tests de l'équilibre et de la marche. Tout d'abord, la

moyenne des réponses des participants et de leur physiothérapeute au questionnaire GRCS démontre que l'équilibre debout s'est subjectivement amélioré pour tous les participants durant leur réadaptation (Tableau XVI). Lorsque les participants étaient divisés en groupes selon les réponses au GRCS, la majorité des duos (participant/physiothérapeute) ont perçu une grande amélioration de l'équilibre debout ($\text{GRCS} \geq 5$: $n = 11$). Les sept duos qui ont perçu une amélioration modérée/moyenne au GRCS avaient un changement de scores médian de 3 points (écart interquartile: 3 – 8) au MBT et de 9 points (écart interquartile : 8 – 15) au BBS. Deux duos seulement ($n = 2$) ont perçu une amélioration petite à nulle de l'équilibre debout. Ce dernier résultat ($n = 2$ seulement) a empêché de produire la courbe ROC visant à identifier ceux-ci par un score limite au MBT et au BBS. Les médianes des changements de scores au MBT et au BBS tendent à augmenter d'un groupe à l'autre. Toutefois, les écarts interquartiles des changements des scores totaux au MBT et au BBS pour chaque groupe sont très larges et ce, même lorsque les données extrêmes sont retirées. De plus, les limites de ces écarts se recoupent entre les groupes ayant changé modérément et grandement selon le GRCS, surtout pour le MBT (respectivement [3 – 8] vs [2 – 7]). Dans le même sens, la corrélation des réponses au GRCS avec les résultats au MBT est nulle et non significative ($r_s = -0,004$; $p = 0,97$) et la corrélation du GRCS avec le BBS est faible et non significative ($r_s = 0,43$; $p = 0,05$; Tableau XVII).

Tableau XVI. Sensibilité au changement interne et externe du MBT et du BBS chez les participants ayant fait les deux évaluations

	MBT	BBS
SENSIBILITÉ AU CHANGEMENT INTERNE (n=35)		
-Différence des scores totaux (T2 – T1)		
Médiane (% du score total)	4 (14,3%)	12 (21,4%)
[écart interquartile]	[2 – 6]	[7 – 19]
p *	<0,001	<0,001
-SRM (moyenne_(diff)/ÉT_(diff))	1,28	1,21
-ES (moyenne_(diff)/ÉT_(T1))	0,80	1,09
-Participants ayant atteint le CMD**		
n (%)	21 (60,0%)	27 (77,1%)
p ***		0,146
SENSIBILITÉ AU CHANGEMENT EXTERNE (n=20) (méthode de l'ancre)		
-Changement de score total des sujets ayant une : (médiane [écart interquartile])		
• Amélioration nulle ($0 < \text{GRCS} \leq 1$), n=0	–	–
• Amélioration petite ($2 < \text{GRCS} \leq 3$), n=2	0,5 (0 – 1)****	2,0 (0 – 4)****
• Amélioration modérée/moyenne ($3 < \text{GRCS} < 5$), n=7	3,0 [3 – 8]	9,0 [8 – 15]
• Amélioration grande ($\text{GRCS} \geq 5$), n=11	5,0 [2 – 7]	16,0 [10 – 19]
-Courbe ROC avec groupe GRCS ≤ 3		NA car n = 2

MBT = *Mini-BESTest*, BBS = échelle d'équilibre de Berg, T1 = pré-réadaptation, T2 = post-réadaptation, SRM = réponse standardisée moyenne, ES = taille de l'effet, ÉT = écart-type, CMD = changement minimal détectable, ROC = *Receiver Operating Characteristic*, GRCS = *Global Rating of Change Scale* (moyenne entre le score du participant et du physiothérapeute), NA = non applicable.

* Test de rangs signé de Wilcoxon (Scores T2 – Scores T1)

**CMD pour le MBT = 4 (chapitre 4) et pour le BBS = 6 (Tamburella et al., 2014)

*** Test de McNemar exact

****(min. – max.)

L'association des changements au MBT avec les changements observés aux évaluations d'équilibre debout (BBS, TUG) et de la marche (6MWT, 10MWT) est présentée au Tableau XVII. Les associations entre le MBT et ces évaluations sont toutes de faibles amplitudes (r_s absolu = 0,16 – 0,35). Seule l'association avec le BBS était significative, mais elle est inférieure

au degré d'association requis entre deux tests évaluant des construits similaires ($>0,5$; Prinsen et al., 2018). Les changements au BBS étaient, de leur côté, associés significativement avec les changements au TUG ($r_s = -0,67$) et au 6MWT ($r_s = 0,35$). Ces amplitudes d'association sont suffisantes considérant les construits mesurés (Prinsen et al., 2018), c'est-à-dire $r_s > 0,5$ pour les construits similaires (TUG) et $r_s = 0,3 - 0,5$ pour les construits reliés (6MWT). Seule la corrélation des changements au BBS avec ceux du 10MWT était insuffisante ($r_s = 0,28$).

Tableau XVII. Sensibilité au changement externe : associations du changement des scores (T2 – T1) au MBT et au BBS avec d'autres tests d'équilibre et de marche

	n	MBT	n	BBS
BBS	35	0,35*	–	–
TUG	31	-0,16	37	-0,67**
6MWT	28	0,21	35	0,35**
10MWT max	28	0,16	37	0,28
GRCS	20	-0,004	21	0,43

T1 = pré-réadaptation, T2 = post-réadaptation, MBT = *Mini-BESTest*, BBS = échelle d'équilibre de Berg, TUG = *Timed Up and Go*, 6MWT = test de marche de 6 minutes, 10MWT max = vitesse de marche maximale sur 10 mètres, GRCS = *Global Rating of Change Scale*.

Les corrélations ont été effectuées avec le coefficient de rang de Spearman.

*Corrélation significative à un niveau de $p > 0,05$.

**Corrélation significative à un niveau de $p > 0,01$.

5.4 Interprétabilité

5.4.1 Effet plancher/plafond

Aucun participant n'a obtenu un score de zéro (effet plancher) à l'une ou l'autre des évaluations (MBT et BBS). Afin de comparer l'importance de l'effet plafond au MBT et au BBS, les scores totaux des participants qui avaient réalisé les deux évaluations à T1 ($n = 50$) et les deux évaluations à T2 ($n = 44$) ont été analysés (Tableau XVIII). Avant la réadaptation, 0 (0,0%) et 5 (10,0%) personnes ont atteint le score maximal au MBT et au BBS respectivement.

Après la réadaptation, le BBS présente un effet plafond significatif avec 10 (22,7%) personnes ayant atteint le score maximal, comparativement à 1 (2,3%) personne pour le MBT. Les différences entre les effets plafond du MBT et du BBS sont significatives.

Tableau XVIII. Effet plafond du MBT et du BBS

	MBT			BBS		
	T1	T2	T1 et T2	T1	T2	T1 et T2
n total	50	44	94	50	44	94
n ¹ (%)	0 (0,0%)	1 (2,3%)	1 (1,1%)	5 (10,0%)	10 (22,7%)	15 (16,0%)
p*	NA**	0,004	<0,0001			

MBT = *Mini-BESTest*, BBS = échelle d'équilibre de Berg, T1 et T2 = temps 1 et temps 2 d'évaluation respectivement.

¹Nombre de participants ayant obtenu le score maximal sur l'échelle du test (28 et 56 au MBT et au BBS respectivement).

* Comparaison de la proportion observée avec le MBT et le BBS avec le test de McNemar exact.

**Non applicable, car l'une des valeurs = 0.

5.4.2 Difficulté relative des épreuves

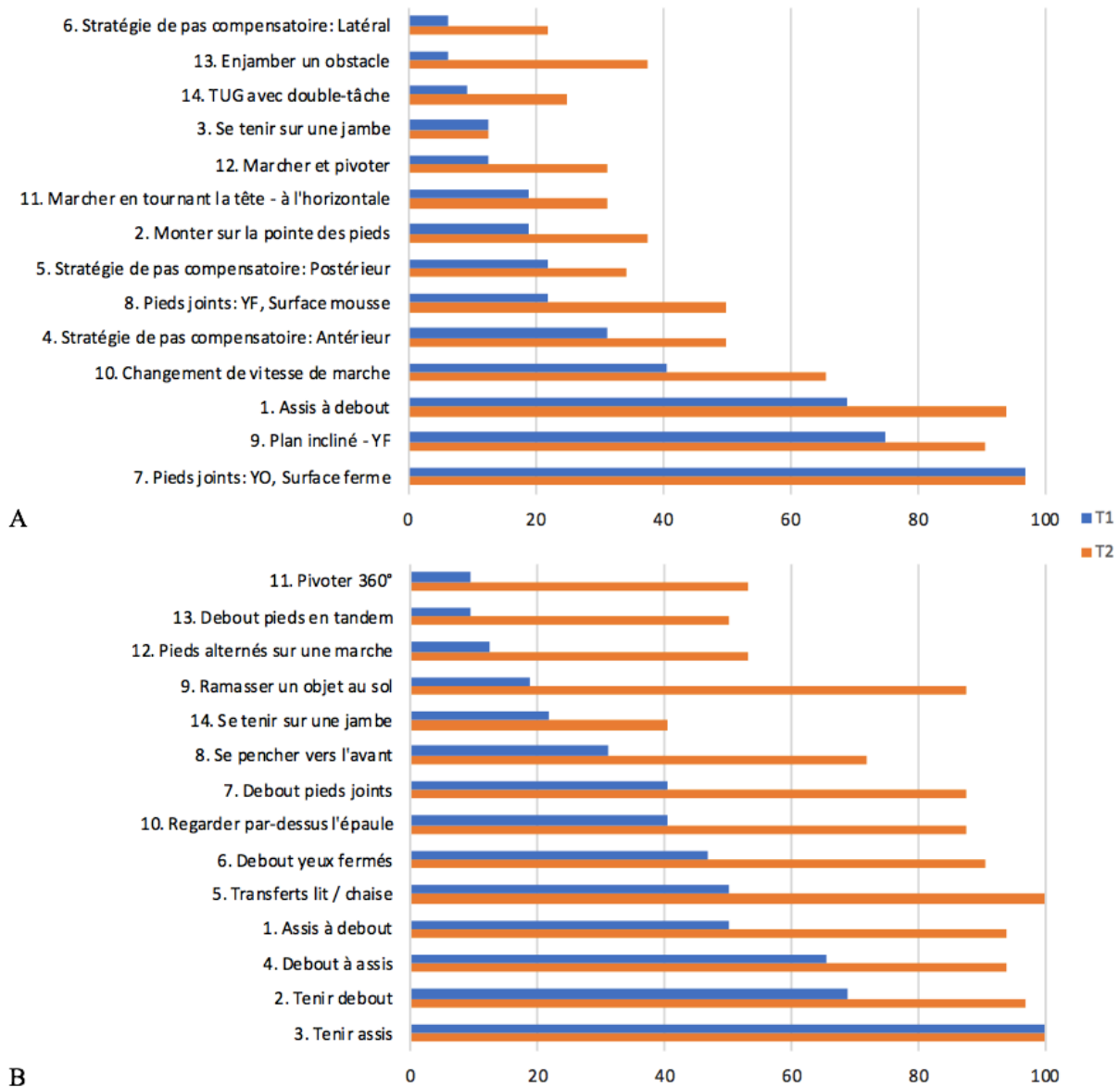
La difficulté relative des épreuves individuelles du MBT et du BBS est présentée à la Figure 9 pour chaque temps d'évaluation. La barre horizontale représente le pourcentage de personnes ayant réussi l'épreuve, c'est-à-dire celles ayant atteint le score maximal sur l'épreuve (2/2 au MBT et 4/4 au BBS). Les participants présentant des scores aux épreuves pour les deux tests (MBT et BBS) aux deux temps d'évaluation (T1 et T2) ont été inclus dans l'analyse (n = 32).

L'épreuve n° 7 du MBT (pieds joints : yeux ouverts, surface ferme) a été réussie par 97% des participants et détient les scores les plus élevés aux deux temps d'évaluation (moyennes [ÉT] = 1,97 [0,18] à T1 et à T2). Parmi les 47 personnes ayant exécuté l'épreuve n° 7 du MBT à T1, 46 ont eu un score de 2/2 à cette épreuve. Leur score total au BBS à T2 (n = 37) s'étendait de 35 à 56/56.

À l'opposé, les épreuves les plus difficiles à réaliser au MBT ont été l'épreuve n° 6 (stratégie de pas compensatoire : latéral) à T1 et l'épreuve n° 3 (se tenir sur une jambe) à T2 (moyennes [ÉT] = 0,47 [0,62] et 0,75 [0,67] respectivement).

Pour le BBS, l'épreuve n° 3 (tenir assis) a été réussie par tous les participants à T1 et à T2 (moyenne = 4, ÉT = 0). Les épreuves les plus difficiles ont été les n° 11 (pivoter 360°) et n° 13 (debout pieds en tandem) à T1, ainsi que la n° 14 (se tenir sur une jambe) à T2 (moyennes [ÉT] = 1,47 [1,16], 2,06 [1,19] et 2,59 [1,34] respectivement).

Figure 9. Pourcentage de personnes ayant eu le score maximal aux épreuves du MBT (A) et du BBS (B) à T1 et à T2



La barre horizontale représente le pourcentage de participants ayant obtenu un score maximal à l'épreuve, c'est-à-dire 2 au MBT et 4 au BBS (n = 32). Bleu = T1 et orange = T2.

MBT = *Mini-BESTest*, BBS = échelle d'équilibre de Berg, T1 et T2 = temps 1 et temps 2 d'évaluation respectivement.

CHAPITRE 6 : DISCUSSION

Cette étude est, à notre connaissance, la première à mesurer plusieurs qualités psychométriques du MBT avec la clientèle adulte en RFI suite à une LM. Les participants inclus dans l'étude étaient des adultes, en moyenne dans la cinquantaine (moyenne 52 ans, $\text{ÉT} = 17,7$), en majorité des hommes (76,7%). Ils avaient des LM T ou des LM NT dans une proportion semblable à celle retrouvée dans la littérature (61,7% de LM T vs 51% dans l'étude de Noonan et al., 2012). De plus, les médianes des scores totaux au MBT obtenues dans la présente étude ($T1$ et $T2 = 14$ et $17/28$ respectivement; Tableau XV) étaient comparables à celles des études précédentes réalisées auprès d'une clientèle ayant eu une LM (moyennes ou médianes = 15,5 à 22/28; Chiu et Pang, 2017; Jørgensen et al., 2017; Roaldsen et al., 2015). Nos participants avaient une atteinte du contrôle postural puisque leurs scores au MBT étaient inférieurs à ceux de personnes en santé appartenant au même groupe d'âge (groupe 50-59 ans : 26,3/28 [$\text{ÉT}=1,1$]; O'Hoski et al., 2014). Il s'agit donc d'un sous-groupe de personnes avec une LM représentatif de la population de personnes avec une LM admises en réadaptation.

6.1 Fidélité

Les résultats concernant la fidélité du MBT ont été discutés dans le manuscrit présenté au chapitre 4. En résumé, le MBT a démontré une fidélité excellente avec la clientèle adulte en RFI suite à une LM, ce qui confirme notre hypothèse et appuie les résultats rapportés dans les études précédentes réalisées auprès de différentes populations (Anson et al., 2017; Chiu et Pang, 2017; Dahl et Jørgensen, 2014; Di Carlo et al., 2016; Goljar et al., 2017; Hamre et al., 2017; Jacome et al., 2016; Jacome et al., 2017; Marques et al., 2016; Ross, Purtil et Coote, 2016). Les résultats de l'annexe ajoutée à la suite du manuscrit, montrant les différents indices de fidélité (K_w , W , %) pour toutes les épreuves et pour les quatre sections du MBT, appuient aussi la fidélité de cette évaluation.

Un changement de quatre points sur le score total (14,3%) au MBT, d'une session à l'autre et d'un évaluateur à l'autre, est recommandé comme valeur de CMD_{95} pour la clientèle à l'étude. Ceci n'est que légèrement supérieur au CMD_{95} du BBS avec la clientèle avec une LM

lorsqu'exprimé en pourcentage (10,3%; Tamburella et al., 2014). L'étude de la fidélité des épreuves individuelles a révélé que les résultats aux épreuves de contrôle postural dynamique (ex : épreuves des sections « marche dynamique » et « contrôle postural réactif »), en comparaison aux épreuves statiques (ex : épreuves de la section « orientation sensorielle »), sont généralement moins stables d'une session à l'autre. L'entraînement adéquat des évaluateurs pour la passation de ces épreuves du MBT est importante, en particulier celles à la section II (contrôle postural réactif). En effet, les gestes posés par l'évaluateur dans ces épreuves peuvent influencer, en partie, la fidélité des résultats d'une session à l'autre et d'un participant à l'autre. Les évaluateurs de l'étude avaient de l'expérience avec le MBT et ils avaient reçu la formation recommandée (www.bestest.us). Dahl et Jørgensen (2014) ainsi que Ross, Purtill et Coote (2016) ont inclus la participation d'évaluateurs novices (un à un an et demi d'expérience) et nous avons obtenu des résultats similaires aux leurs.

6.2 Validité de construit

La validité de construit du MBT a pu être démontrée par les corrélations élevées obtenues entre le MBT et les autres évaluations de l'équilibre debout et de la marche ainsi que par la capacité du MBT à discriminer différentes caractéristiques des participants (ex. utilisation d'une AT ou non). L'excellente corrélation observée entre le MBT et le BBS est similaire à celles présentées dans les études précédentes incluant la clientèle ayant subi une LM ($r_s = 0,78 - 0,87$ vs. $0,89 - 0,90$; Chiu et Pang, 2017; Jørgensen et al., 2017). L'association à T2 ($r_s = 0,78$) est légèrement inférieure de celle à T1 ($r_s = 0,87$). Ceci est probablement dû à l'effet plafond du BBS (Figure 7) qui empêche de distinguer les uns des autres les participants qui ont un meilleur équilibre. Les corrélations du MBT et du BBS avec le TUG, qui est aussi considéré comme un test associé à l'équilibre debout, sont également élevées ($r_s = -0,75$ à $-0,82$) et comparables à celles présentées dans l'étude de Jørgensen et al., 2017 ($r_s = -0,75$). Tel que le stipulait les hypothèses du mémoire, la forte association entre ces trois évaluations de l'équilibre debout, ainsi que les degrés d'association élevés obtenus entre le MBT et les autres évaluations de la marche, appuient la validité de construit convergente du MBT. En d'autres mots, plus le score au MBT est élevé, plus le score au BBS est élevé, plus le temps requis pour exécuter le TUG est court et plus les résultats aux autres évaluations démontreront un état fonctionnel plus élevé.

L'étude des qualités psychométriques requiert aussi de considérer la validité divergente, c'est-à-dire que le degré d'association d'instruments qui mesurent des construits non reliés devrait être minimale (corrélation $< 0,3$; Prinsen et al., 2018). Pour évaluer cet aspect, nous avons examiné l'association entre l'IMC et le MBT avec la réflexion que le poids et la grandeur d'une personne en santé ne devraient pas être des facteurs déterminants de l'équilibre pour cette population. Les résultats ont montré une corrélation faible ($r_s = -0,27$), appuyant la validité divergente du MBT. Cependant, en ce qui a trait à l'âge, contrairement à l'hypothèse émise, cette variable a montré une corrélation supérieure à 0,3 ($r_s = -0,34$) permettant de conclure à un effet de l'âge sur l'équilibre debout. Il est possible que le degré plus élevé de difficulté du MBT en comparaison au BBS fasse davantage ressortir l'influence de l'âge. D'ailleurs, O'Hoski et al. (2014) ont démontré que les scores au MBT différaient entre les groupes de personnes en santé d'âge différent (50 – 59, 60 – 69, 70 – 79 et 80 – 89 ans). Toutefois, dans notre étude, il faut aussi considérer la force de la relation, qui explique somme toute une faible partie de la variance du MBT.

Afin de poursuivre l'étude de la validité de construit, nous avons aussi évalué la validité discriminante du MBT. Celle-ci s'est avérée adéquate, en accord avec les résultats obtenus pour une clientèle avec une LM chronique par Jørgensen et al. (2017). Pour les participants en RFI et en phase chronique, le MBT peut discriminer correctement ($p < 0,001$) les groupes marchant avec ou sans AT à la marche et identifier les marcheurs sans AT (AUC $> 0,80$). En comparaison à nos données, le score limite optimal pour identifier ces personnes est en revanche légèrement plus élevé dans l'étude de Jørgensen et al. (2017) pour le MBT (>19 vs. ≥ 18) alors qu'il est légèrement plus bas pour le BBS (>47 vs. ≥ 51). Toutefois, ces scores limites doivent être utilisés à titre indicatif seulement considérant le nombre de faux positifs et de faux négatifs obtenus. Par exemple, la sensibilité de 0,80 obtenue signifie que 80% des personnes marchant sans AT ont eu un résultat ≥ 18 au MBT (Riddle et Stratford, 1999). Ainsi, 20% des personnes ont été classées de façon erronée. De plus, les rapports de vraisemblance pour le MBT et le BBS (LR+ = 4,08 et 2,88, respectivement) n'étaient pas assez élevés pour que l'atteinte du seuil ne modifie de façon significative l'impression clinique qu'avait le thérapeute avant l'exécution du test chez un client (Tableau IV; Riddle et Stratford, 1999). De plus, les scores limites doivent être utilisés à

titre indicatif seulement puisque l'utilisation ou non d'une AT dans cette étude était basée sur le jugement clinique des thérapeutes, qui ne représente pas une mesure étalon en comparaison à l'observation du nombre de chutes par exemple. Ces informations peuvent néanmoins s'avérer utiles pour appuyer les décisions des thérapeutes œuvrant auprès des personnes avec une LM.

Le MBT a aussi été capable de distinguer les personnes marchant à différentes vitesses de marche (vitesse maximale suffisante pour traverser une rue et vitesse naturelle fonctionnelle; van Hedel, 2009; Ville de Montréal, 2006), soutenant sa validité de construit. Par contre, le MBT, tout comme le BBS, n'a pu discriminer les personnes avec une paraplégie de celles ayant une tétraplégie ($p \geq 0,17$), contrairement à l'hypothèse de départ. Ceci est surprenant puisque le tableau clinique de ces deux groupes d'individus avec LM est reconnu comme étant différent. Par exemple, nos données montrent qu'ils présentent une différence significative de force aux membres inférieurs (tétraplégie : médiane LEMS = 46 et paraplégie : médiane LEMS = 42; Mann Whitney U test : $p = 0,001$). Ces groupes différaient aussi au niveau de leurs capacités locomotrices. Puisque les deux évaluations de l'équilibre (MBT et BBS) conduisent au même résultat, il semble possible de conclure que cette catégorisation (tétraplégie vs paraplégie) est probablement trop générale pour distinguer des différences d'équilibre entre ces groupes d'individus. La catégorisation selon l' AIS est plus spécifique. L'hypothèse concernant la discrimination des groupes selon l' AIS n'a toutefois pas pu être vérifiée en raison du petit nombre de personnes incluses dans les groupes AIS A, B et C. Cette hypothèse devra être vérifiée dans une étude incluant un plus grand nombre de participants. Finalement, certains critères d'inclusion (discuté à la section 6.4.1) pourraient avoir influencé notre capacité à discriminer les groupes catégorisés selon la sévérité de l'atteinte (paraplégie/tétraplégie et AIS A à E).

6.3 Sensibilité au changement

L'évaluation de la sensibilité au changement du MBT était requise pour mieux outiller les thérapeutes travaillant avec la clientèle ayant subi une LM en phase de réadaptation. La majorité des duos participants/physiothérapeutes ayant répondu au questionnaire GRCS ont mentionné avoir été témoin d'un grand changement au niveau de l'équilibre debout. Ceci est plausible puisque la majorité des participants ($n=57/60$) récupèrent d'une chirurgie et que les

déficits sensorimoteurs, souvent sévères à l'admission, tendent à diminuer au cours de la réadaptation (Blum et Korner-Bitensky, 2008; Pardasaney et al., 2012; Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016). Il est à noter que nous avons évalué les changements entre le début et la fin de la réadaptation et non pendant une période fixe. Considérant que tous les participants ne récupèrent pas à la même vitesse, utiliser un temps fixe de réadaptation aurait vraisemblablement modifié leurs réponses au questionnaire. Pour notre groupe, les durées de séjour en RFI s'étendaient de 8 à 99 jours. Cette étendue témoigne de la différence importante du temps de récupération entre les participants.

Nos résultats ont montré que la sensibilité au changement interne du MBT, c'est-à-dire celle basée sur la distribution des données (changement statistiquement significatif, ES et SRM, changement > CMD), était suffisante chez les adultes ayant subi une LM durant leur RFI. Toutefois, ces données sont légèrement inférieures à celles du BBS, lorsque les deux outils sont comparés (Tableau XVI). L'étude de Chinsongkram et al. (2016), réalisée avec une clientèle post-AVC en phase subaigüe, a également présenté des résultats légèrement inférieurs pour le MBT en comparaison au BBS (SRM = 0,9 et 1,2 respectivement). À l'opposé, Ross, Purtil, Uszynski, et al. (2016) ont montré une meilleure sensibilité au changement pour le MBT que pour le BBS (SRM = 1,52 et 0,74 respectivement). Dans cette dernière étude, toutefois, il est clair que l'effet plafond du BBS est un élément qui a affecté les changements perçus au test puisque 38,5% des participants avaient un score de 56/56 avant même les interventions. Godi et al. (2013) ont aussi eu de meilleurs résultats pour le MBT par rapport au BBS avec une clientèle admise en réadaptation pour divers troubles neurologiques ; plus de participants avaient atteint le CMD du MBT (38/40) que celui du BBS (23/40). Le CMD choisi pour le BBS dans l'étude de Godi et al. (2013) était par contre de 7/56, c'est-à-dire un point de plus que le CMD démontré par Tamburella et al. (2014) avec la clientèle ayant subi une LM (6/56). Ceci a pu réduire substantiellement le nombre de personnes incluses dans le groupe ayant montré un CMD au BBS dans l'étude de Godi et al. (2013), en comparaison à la nôtre, où un CMD de 6 a été utilisé.

La sensibilité au changement externe du MBT, c'est-à-dire celle basée sur les changements perçus par d'autres évaluations, était insuffisante. Tout d'abord, les associations entre les changements pré et post-réadaptation du MBT et ceux des autres évaluations ainsi que l'association de ces changements avec les réponses au questionnaire GRCS étaient sous les valeurs seuil anticipées (Prinsen et al., 2018). D'autres études ont obtenu des associations aussi

faibles (Ross, Purtill, Uszynski, et al., 2016; Vervoort et al., 2016). Ensuite, les changements de score au MBT ne correspondaient pas au degré d'amélioration de l'équilibre debout perçu par les duos participant/physiothérapeute, puisque les écarts interquartiles des groupes présentant une amélioration moyenne et grande au GRCS se chevauchaient de façon importante (données rapportées au Tableau XVI). Nos résultats sont appuyés par ceux de Ross et al. (2016), qui n'ont observé aucune différence significative entre les changements de scores obtenus au MBT dans les groupes classés selon les réponses au GRCS. Dans notre étude, étant donné que les écarts interquartiles des changements de score au BBS se chevauchaient également entre les mêmes groupes (amélioration moyenne/grande ; Tableau XVI), il est juste de se demander si le questionnaire GRCS lui-même est assez sensible pour distinguer ces deux catégories de participants. Par ailleurs, le fait que très peu de personnes n'aient perçu une amélioration petite ou nulle de leur équilibre debout ne permet pas de vérifier si le même phénomène se produit pour toutes les catégories du GRCS.

En ce qui a trait au BBS, nos associations avec les changements au TUG, au 6MWT et avec le GRCS étaient suffisantes pour conclure à une sensibilité au changement externe adéquate. Considérant que Godi et al. (2013) concluent que le MBT présente une meilleure capacité que le BBS à identifier les personnes ayant eu un changement de score cliniquement important (MCID) et que Ross et al. (2016) ont observé une tendance vers une meilleure sensibilité au changement externe de la part du MBT, il est difficile de conclure sur la sensibilité au changement externe du MBT. Toutefois, il est fort possible que pour certains participants, l'utilisation du BBS soit à privilégier alors que pour d'autres, l'outil à choisir soit davantage le MBT. Dans les prochaines études, il serait intéressant d'évaluer tous les participants avec les deux outils (MBT et BBS) à des temps fixes afin de conclure sur cet aspect.

En résumé, le MBT présente une sensibilité au changement interne adéquate chez les adultes en RFI suite à une LM. La sensibilité au changement externe est insuffisante et moins bonne que celle du BBS, appuyant donc partiellement notre hypothèse de départ qui stipulait que les deux sensibilités au changement allaient être suffisantes.

6.4 Interprétabilité

6.4.1 Effet plancher/plafond

Contrairement à l'hypothèse de départ, le MBT n'a démontré aucun effet plancher dans cette étude impliquant des adultes en RFI suite à une LM. Dans leurs études avec les personnes en réadaptation suite à un AVC, Chinsongkram et al. (2014 et 2016) avaient pourtant fait une mise en garde sur l'effet plancher du MBT puisque que 17% et 32,7% de leurs participants avaient obtenus le score 0. En plus du fait que les clientèles (AVC vs. LM) présentent des déficits différents, le contexte de notre étude est assurément un facteur à considérer pour expliquer cette divergence de résultats. Rappelons qu'un des critères d'inclusion du devis prospectif était de pouvoir tenir debout 30 secondes. De plus, dans le devis rétrospectif, les physiothérapeutes de l'installation Gingras-Lindsay-de-Montréal (site de la présente étude) n'exécutaient pas le MBT systématiquement avec leurs clients. Ils basaient cette décision sur leur jugement clinique de l'état de leur client et sur leur confiance à exécuter cette nouvelle évaluation, particulièrement pour les épreuves de contrôle postural réactif (section II). En effet les épreuves incluses dans cette section ont été rapportées comme étant un frein à utiliser le MBT pour évaluer certains clients ayant un équilibre plus précaire, par crainte de chute ou de blessure. Il est donc probable que nos données soient affectées par un biais de sélection, lequel ne semble pas être présent dans les études de Chinsongkram et al. (2014 et 2016). Bien qu'un effet plancher de la part du MBT n'ait pas été démontré avec notre échantillon, cette conclusion ne peut être généralisée à l'ensemble des personnes avec une LM en RFI.

Il est connu que l'effet plafond du MBT est moindre que celui du BBS pour la clientèle avec une LM (Chiu et Pang, 2017; Jørgensen et al., 2017). L'effet plafond que nous avons démontré pour le BBS (22,7% à T2) est cohérent avec les résultats de plusieurs études précédentes (Chiu et Pang, 2017; Datta et al., 2012; Jørgensen et al., 2017; Lemay et Nadeau, 2010). Ce résultat supporte la pertinence du MBT pour la clientèle en réadaptation suite à une LM, puisque le BBS, à cause de cet effet plafond, n'a pas pu capter l'amélioration réelle de l'équilibre debout pour 10 participants sur 44 dans notre échantillon (c'est-à-dire environ un participant sur cinq; Tableau XVIII), alors qu'un seul de ces participants a atteint le score

maximal au MBT. De plus, si on analyse les données manquantes, il peut être constaté que les 10 personnes qui n'ont pas refait le BBS après la réadaptation avaient un score se situant dans les derniers 10% de l'échelle de cotation, ce qui aurait probablement augmenté l'effet plafond du BBS s'ils avaient refait le test.

Datta et al. (2012) soutiennent que les épreuves du BBS sont trop faciles pour les personnes avec une LM ayant un niveau fonctionnel plus élevé en réadaptation. Ils basent cette conclusion sur le fait que ceux-ci réussissent bien et ce, de façon assez uniforme, les épreuves du BBS dans leur étude. Si les résultats des études psychométriques du MBT pour cette clientèle avaient été disponibles, Datta et al. (2012) auraient pu suggérer l'utilisation du MBT pour ces participants avec un niveau fonctionnel élevé, surtout chez les personnes ayant un potentiel d'obtenir un score maximal au BBS lors des évaluations subséquentes. En effet, le MBT comporte des épreuves plus difficiles que le BBS telles que l'évaluation de l'équilibre durant la marche et le contrôle postural réactif. Ces épreuves évaluent des éléments essentiels de l'équilibre des personnes en RFI qui se déplaceront dans divers environnements. En revanche, dans l'étude de Datta et al. (2012), le BBS était utile pour l'évaluation des personnes avec un moins bon niveau fonctionnel. Pour ces personnes, le BBS serait probablement moins soumis que le MBT à un effet plancher et pourrait être privilégié. Ces observations justifient le besoin de déterminer un critère sur lequel les thérapeutes pourraient se baser pour déterminer lequel des outils, entre le MBT et le BBS, serait à privilégier pour chacun de leurs clients durant la réadaptation. Ce point sera abordé à la section suivante.

6.4.2 Difficulté des épreuves

L'observation de la difficulté relative des épreuves individuelles, selon le pourcentage de personnes ayant atteint le score maximal de l'épreuve (Figure 9), est généralement cohérente avec les études précédentes. En effet, l'épreuve n° 7 du MBT (pieds joints : yeux ouverts, surface ferme) est toujours la plus facile (Ban et al., 2017; Benka Wallen et al., 2016; Chiu et Pang, 2017; Jørgensen et al., 2017; Tsang et al., 2013). L'épreuve semblable du BBS, l'épreuve n° 7 (debout pieds joints), ne figure pas parmi les plus faciles puisqu'elle demande de pouvoir prendre la position sans aide, ce qui n'est pas exigé dans le MBT. Les autres épreuves les plus faciles du MBT à T1 et T2 ont été, tel que rapportées dans les études précédentes, les épreuves

n° 9 (plan incliné – yeux fermés) et n° 1 (assis à debout) (Ban et al., 2017; Benka Wallen et al., 2016; Chiu et Pang, 2017; Jørgensen et al., 2017; Tsang et al., 2013). Même si les personnes avec une LM présentent une plus grande oscillation de leur CP lorsqu'ils ont les yeux fermés par rapport à des personnes en santé (Arora, Musselman, et al., 2017; Lee et al., 2012; Lemay et al., 2013), ils étaient néanmoins généralement capables de maintenir la position suffisamment longtemps pour réussir l'épreuve n° 9 du MBT. La position des chevilles en flexion dorsale, sur le plan incliné, apporte peut-être également une certaine stabilisation passive par étirement des structures péri-articulaires, augmentant ainsi l'équilibre postural.

L'épreuve la plus difficile du MBT et du BBS au congé de réadaptation était celle où les participants devaient se tenir debout sur une jambe (MBT : n° 3, BBS : n° 14). L'étude de Jørgensen et al. (2017) avec les personnes ayant une LM et celle de Tsang et al. (2013) avec les personnes post-AVC montrent également que cette épreuve a été la moins réussie. À T1, par contre, c'est l'épreuve de stratégie de pas compensatoire en latéral (n° 6) du MBT qui a été la plus difficile à réussir. Cette épreuve était la 3^e moins réussie dans l'étude de Jørgensen et al. (2017).

À l'exception de la double-tâche, les épreuves les plus difficiles au MBT pour les personnes avec une LM en RFI impliquaient toutes le développement d'une force ou d'un contrôle considérable au niveau des muscles proximaux de la hanche, en particulier des muscles moyens fessier, qui permettent l'abduction de la hanche ainsi que la stabilisation du bassin en unipodal :

- se tenir sur une jambe (n° 3) nécessite une stabilisation du bassin en unipodal;
- enjamber un obstacle (n° 13) implique aussi cette stabilisation ainsi qu'une force antigravitaire pour fléchir la hanche opposée;
- la réaction de protection latérale (stratégie de pas compensatoire en latéral; n° 6) exige une force excentrique des muscles latéraux de la hanche afin de freiner l'accélération du corps et de rétablir l'équilibre postural. D'ailleurs, la contribution primordiale des muscles abducteurs de la hanche pour contrôler les accélérations médio-latérales du CM lors de la réaction de protection antérieure a été démontrée dans une étude avec une population adulte (Graham et al., 2017).

Chez les personnes avec une LM, la force musculaire aux membres inférieurs est souvent réduite (Spinal Cord Injury Research Evidence, 2016), ce qui appuie nos observations concernant les épreuves les plus difficiles. Pourtant, d'autres épreuves du MBT nécessitent aussi une force musculaire importante. C'est le cas de l'épreuve du passage de assis à debout sans l'usage des mains (n° 1) (Khuna et al., 2017; Schenkman et al., 1996). Cette épreuve figurait même parmi les plus faciles à réaliser, en accord avec les observations de Jørgensen et al. (2017) et Chiu et Pang (2017), entre autres. Monter sur la pointe des pieds (épreuve n° 2) est aussi une tâche musculairement exigeante pour les fléchisseurs plantaires spécifiquement. Tout comme l'épreuve n° 1, elle ne figure pas parmi les épreuves les plus difficiles du MBT dans la présente étude, en opposition avec les résultats de Jørgensen et al. (2017). Le fait que les instructions de cette épreuve considèrent l'amplitude de mouvement produite aux chevilles sans l'influence du contrôle postural (comparaison de la performance avec et sans l'appui des mains) explique sans doute que cette épreuve ait été bien réussie dans notre échantillon, mais n'explique pas pourquoi Jørgensen et al. (2017) ne sont pas arrivés à la même conclusion. Pour mieux juger de ces différences, il aurait été souhaitable d'avoir des informations additionnelles sur la fonction des chevilles (amplitude, force, raideur). Une analyse plus détaillée des difficultés relatives des épreuves du MBT aurait d'ailleurs nécessité de plus amples informations au niveau de la force musculaire des participants, de leur sensibilité superficielle et profonde, de leur tonus musculaire, etc.

L'observation de la difficulté des épreuves a également permis de réfléchir au moment opportun pour exécuter le MBT auprès des clients en réadaptation. En effet, le MBT ne présente pas d'effet plafond chez la clientèle en RFI suite à une LM, mais il est sujet à être trop difficile (Roaldsen et al., 2015) pour les personnes ayant un équilibre debout plus précaire. De son côté, le BBS possède des épreuves généralement plus faciles à réussir (Datta et al., 2012), ce qui entraîne l'effet plafond observé au congé de réadaptation (Tableau XVIII). Donc, les thérapeutes devraient considérer le niveau fonctionnel de leur client pour choisir l'évaluation appropriée, tel que suggéré par Datta et al. (2012) et Middleton et Fritz (2013). Sachant que l'épreuve la plus facile à réussir dans le MBT (avoir 2/2) est l'épreuve n° 7 (pieds joints : yeux ouverts, surface ferme), et que cette épreuve compte également le plus grand nombre de personnes ayant eu un score > 0 à T1 (n=47/47), notre suggestion est que le MBT pourrait être fait dès que la personne

est capable de tenir debout les pieds ensemble, avec de l'aide pour prendre la position. Ce résultat correspond à un score d'au moins 1 à l'épreuve n° 7 du MBT. Dans notre étude, toutes les personnes ayant eu un score de 56/56 au BBS à T2 (n = 10) avaient franchi ce seuil. L'utilisation de cet indicateur pourrait donc présenter le potentiel d'éviter l'effet plafond du BBS pendant la réadaptation. Dans une étude ultérieure, il serait intéressant de vérifier la pertinence de cette épreuve (n° 7 du MBT) comme critère pour choisir l'évaluation appropriée entre le MBT ou le BBS.

De son côté, l'Institut Rick Hansen, avec son registre canadien de données sur les personnes ayant subi une LM nommé « *Rick Hansen Spinal Cord Injury Registry (RHSCIR)* », propose un seuil aux thérapeutes pour exécuter le MBT (Rick Hansen Institute, 2016). Ce seuil correspond à une capacité à se lever et à marcher avec l'aide physique modérée d'une personne (25-50% de l'effort total). Cependant, ce seuil est actuellement utilisé dans un contexte de recherche en cours de réalisation et les résultats ne sont pas disponibles à ce jour. Ils devraient apporter des informations supplémentaires sur l'indicateur approprié pour décider de l'outil d'évaluation du contrôle postural à privilégier selon le niveau d'habileté des personnes avec une LM.

6.4.3 Changement minimal cliniquement important

Proposer une valeur de MCID par triangulation ou proposer un spectre de valeurs possibles, tel que décrit dans le chapitre 2, faisait partie des objectifs de cette étude. Cependant, aucune valeur n'a pu être identifiée. Les raisons sont précisées dans le Tableau XIX.

Tableau XIX. Valeurs possibles de MCID pour le MBT

Méthode	Valeur	Discussion
Méthode basée sur l'ancre^{1,2,3}		
• courbe ROC	-	Le GRCS ne peut être utilisé comme ancre puisque son association avec le MBT est insuffisante ($r_s = -0,004$) ^{3,4} .
• $2 < \text{GRCS} < 3$	-	
• $3 < \text{GRCS} < 5$	-	
Méthode basée sur la distribution¹		
• $0,5 \times \text{ÉT}$	3,65	Selon Copay et al. (2007) ¹ , le MCID devrait toujours être égal ou supérieur au CMD de la même évaluation. Le CMD du MBT suggéré dans l'article présenté au chapitre 4 de ce mémoire est de 4 points sur 28 avec la clientèle ayant subi une LM en réadaptation. Puisque toutes les valeurs basées sur la distribution sont sous le CMD, aucune d'entre elles ne peut servir à déterminer un MCID pour le MBT avec cette clientèle.
• SEM	1,40	
• $0,2 \times \text{ÉT}_{\text{T1}}$	1,46	

MBT = *Mini-BESTest*, ROC = *Receiver Operating Characteristic*, GRCS = *Global Rating of Change Scale*, ÉT = écart-type, LM = lésion médullaire, SEM = erreur-type de la mesure, CMD = changement minimal détectable, MCID = changement minimal cliniquement important.

¹ Copay et al. (2007)

² Godi et al. (2013)

³ Wu et al. (2015)

⁴ Revicki et al. (2008)

Les informations de ce tableau démontrent donc qu'il n'est pas possible de conclure sur une valeur potentielle du MCID au MBT pour la clientèle à l'étude. Toutefois, la valeur devrait être supérieure ou égale à 4 points sur 28. D'ailleurs, il s'agit de la valeur triangulée par Godi et al. (2013) avec une clientèle adulte en réadaptation pour troubles d'équilibre d'origines diverses. Une autre étude avec des évaluations à des temps fixes devrait être réalisée afin d'obtenir des données permettant la production de la courbe ROC, c'est-à-dire s'assurer d'avoir plus de personnes avec un changement minime de leur équilibre debout durant leur réadaptation. Un tel projet pourra alors tenter de préciser le MCID.

6.5 Applicabilité clinique

L'applicabilité clinique n'a pas été évaluée dans cette étude, comme l'a fait Roaldsen et al. (2015). Toutefois, nous avons pu démontrer que le MBT nécessitait, avec les personnes en RFI suite à une LM, un temps d'évaluation légèrement plus long que ce qui avait été rapporté dans la littérature (12 à 35 minutes pour notre étude vs. 10 à 15 minutes dans la littérature; Blum et Korner-Bitensky, 2008; Franchignoni et al., 2015). Les caractéristiques des participants à l'étude sont sans doute ce qui explique ce temps de passation plus long. La présence de fatigue occasionnée par une récente LM et un horaire de réadaptation chargé, des faiblesses musculaires et des douleurs, sont un ensemble d'éléments qui expliquent probablement la nécessité de prendre des pauses entre les épreuves, ce qui a allongé l'évaluation. Compte tenu des nombreux avantages du MBT rapportés dans ce mémoire, ce temps plus long ne devrait pas être un frein à l'utilisation du MBT en RFI.

6.6 Limites de l'étude

Les données présentées dans ce mémoire ne peuvent être généralisées qu'à une clientèle adulte en RFI suite à une LM. Pour le devis rétrospectif, certaines données sont manquantes, ce qui n'a pas permis d'avoir des données complètes pour tous les participants. Afin d'avoir une représentation optimale de la population, il a été décidé de toujours inclure le plus grand nombre de participants possible pour chaque analyse. Par ailleurs, les dates d'évaluation, autant à T1 qu'à T2, n'étaient pas toujours indiquées au dossier des participants. Ces éléments manquants ont pu affecter à la baisse les résultats de validité et de sensibilité au changement externe du MBT et du BBS puisque la condition des participants peut avoir changée légèrement si les évaluations n'étaient pas réalisées au même moment. L'étude de fidélité, de son côté, n'a pas été soumise à ces limites puisque la réalisation des évaluations avec le MBT a été contrôlée par l'équipe de recherche.

L'utilisation d'une traduction libre du MBT par chaque évaluateur, pour évaluer les clients francophones, fait aussi partie des limites de cette étude. Au moment des collectes de données, la traduction en français (adaptation transculturelle) n'avait pas été réalisée (Lemay et

al., soumis). Cette version est aujourd'hui disponible sur le site internet de l'auteur du MBT (Horak, 2018).

Finalement, il est impossible d'éliminer totalement la possibilité qu'un biais lié à la sélection des participants dans le devis rétrospectif soit présent, puisque les thérapeutes jugeaient de la pertinence de réaliser le MBT, sans critère précis. Aussi, nous avons comme critère de réaliser le MBT si les participants pouvaient tenir 30 secondes debout sans aide dans le devis prospectif. Ces éléments ont pu influencer les résultats de l'effet plancher du MBT et, possiblement, d'autres résultats psychométriques concernant le MBT présentés dans ce projet.

CHAPITRE 7 : CONCLUSION

Cette étude a démontré que le MBT est un outil approprié pour évaluer les personnes adultes avec une LM en RFI. Sa fidélité et sa validité de construit se sont révélées excellentes. La sensibilité au changement du MBT s'est par contre révélée moins bonne que celle du BBS, en particulier lorsque les changements au MBT sont comparés à d'autres instruments de mesure. La présence d'un changement devrait donc être appuyée par d'autres évaluations. Par ailleurs, la recherche d'un MCID s'est avérée infructueuse en raison de la méthodologie employée. Toutefois, il peut être affirmé que le MCID devrait être supérieur à 4 points. D'autres recherches devront être effectuées afin de déterminer cette valeur pour la population à l'étude. La même démarche pourrait aussi être entreprise pour le BBS puisque cette valeur de MCID est absente de la littérature pour la clientèle étudiée. Finalement, l'étude de l'effet plafond du MBT et du BBS a permis de conclure qu'avec ses épreuves plus difficiles à réussir, le MBT permettait de compléter l'évaluation du contrôle postural par le BBS et d'ainsi éviter l'effet plafond présenté par ce dernier.

Les retombées de cette étude pour le domaine clinique et le domaine de la recherche auprès des personnes avec une LM sont importantes. Elles permettront d'appuyer les décisions cliniques, et seront utiles en recherche pour évaluer le contrôle postural. Le MBT réunit des épreuves qui, ensemble, décrivent le contrôle postural des personnes avec une LM de manière plus complète que les instruments habituellement utilisés. Le MBT est d'ailleurs déjà utilisé en recherche à titre de référence pour l'évaluation du contrôle postural depuis quelques années, chez les gens atteints de la maladie de Parkinson entre autres. Il devient aussi de plus en plus populaire en clinique. Maintenant, les thérapeutes ont la possibilité de l'utiliser avec les personnes ayant subi une LM. Le présent projet a grandement contribué à réduire le manque de qualités psychométriques au sujet du MBT évoqué par Arora, Oates, et al. (2017) avec cette clientèle.

CHAPITRE 8 : CONSIDÉRATIONS CLINIQUES

Cette étude a démontré que le MBT possédait les qualités psychométriques nécessaires à son utilisation clinique. Avant de l'utiliser, les thérapeutes devraient suivre l'entraînement disponible sur le site internet de l'auteur du BESTest (www.bestest.us). La version francophone du MBT y est maintenant disponible, ainsi que la version originale en anglais. Suite aux résultats du présent mémoire, nous recommandons qu'une attention particulière soit portée à l'entraînement des épreuves de contrôle postural réactif (section II) en raison de la fidélité moindre de ces épreuves.

Déoulant aussi des résultats de ce mémoire, un score de CMD a pu être proposé pour la clientèle en RFI suite à une LM; un changement d'au moins quatre points au MBT, d'une session à l'autre ou d'un évaluateur à l'autre, permet de conclure que ce changement est au-delà de l'erreur de mesure. Aussi, un score limite identifiant les personnes n'utilisant pas d'AT à la marche ($\geq 18/28$) a été suggéré pour appuyer les décisions cliniques des thérapeutes en rapport aux recommandations d'AT à leurs clients. Le présent projet a également ciblé l'épreuve la plus facile du MBT; tenir debout avec les pieds collés, avec de l'aide pour prendre la position (n° 7). Cette épreuve pourrait servir d'indicateur quant au moment propice pour effectuer le MBT durant la réadaptation des personnes avec une LM; un client ayant cette capacité aura un score total d'au moins 1/28 à cette évaluation. En conclusion, puisque le BBS ne peut prédire efficacement les chutes chez la clientèle étudiée, il serait intéressant d'explorer la capacité du MBT à le faire. Ce travail n'est pas exempt de limites mais il aura, somme toute, un impact réel sur l'utilisation du MBT avec la clientèle avec une LM.

Bibliographie

- Adell, E., Wehmhorner, S. et Rydwick, E. (2013). The test-retest reliability of 10 meters maximal walking speed in older people living in a residential care unit. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 36(2), 74-77. doi: 10.1519/JPT.0b013e318264b8ed
- Al-Yahya, E., Dawes, H., Smith, L., Dennis, A., Howells, K. et Cockburn, J. (2011). Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 35(3), 715-728. doi: 10.1016/j.neubiorev.2010.08.008
- Alexandrov, A. V., Frolov, A. A. et Massion, J. (2001). Biomechanical analysis of movement strategies in human forward trunk bending. I. Modeling. *Biological Cybernetics*, 84(6), 425-434.
- Amatachaya, S., Pramodhyakul, W., Wattanapan, P. et Eungpinichpong, W. (2015). Ability of obstacle crossing is not associated with falls in independent ambulatory patients with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 53(8), 598-603. doi: 10.1038/sc.2015.22
- Amatachaya, S., Wannapakhe, J., Arrayawichanon, P., Siritarathiwat, W. et Wattanapun, P. (2011). Functional abilities, incidences of complications and falls of patients with spinal cord injury 6 months after discharge. *Spinal Cord*, 49(4), 520-524. doi: 10.1038/sc.2010.163
- Angst, F. (2011). The new COSMIN guidelines confront traditional concepts of responsiveness. *BMC Medical Research Methodology*, 11(1), 152. doi: 10.1186/1471-2288-11-152
- Anson, E., Thompson, E., Ma, L. et Jeka, J. (2017). Reliability and Fall Risk Detection for the BESTest and Mini-BESTest in Older Adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. doi: 10.1519/jpt.0000000000000123
- Arora, T., Musselman, K. E., Lanovaz, J. et Oates, A. (2017). Effect of haptic input on standing balance among individuals with incomplete spinal cord injury. *Neuroscience Letters*, 642, 91-96. doi: 10.1016/j.neulet.2017.02.001
- Arora, T., Oates, A., Lynd, K. et Musselman, K. (2017). Balance assessment in individuals with spinal cord injury: A systematic review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 98 (10), e138. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2017.08.451>

- Auger, C., Demers, L. et Swaine, B. (2006). Making sense of pragmatic criteria for the selection of geriatric rehabilitation measurement tools. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 43(1), 65-83. doi: <https://doi.org/10.1016/j.archger.2005.09.004>
- Bambirra, C., Rodrigues, M. C. d. B., Faria, C. D. C. d. M. et Paula, F. R. d. (2015). Clinical evaluation of balance in hemiparetic adults: a systematic review. *Fisioterapia em Movimento*, 28, 187-200.
- Ban, B., Sevsek, F. et Rugelj, D. (2017). A comparison of the ceiling effect between berg balance scale and mini-BESTest in a group of balance trained community-dwelling older adults. *Physiotherapy Quarterly*, 25(2), 3-9. doi: <http://dx.doi.org/10.5114/pq.2018.73368>
- Barra, J. et Perennou, D. (2013). [Is the sense of verticality vestibular?]. *Neurophysiologie Clinique*, 43(3), 197-204. doi: 10.1016/j.neucli.2013.02.001
- Barthelemy, D., Willerslev-Olsen, M., Lundell, H., Biering-Sorensen, F. et Nielsen, J. B. (2015). Assessment of transmission in specific descending pathways in relation to gait and balance following spinal cord injury. *Progress in Brain Research*, 218, 79-101. doi: 10.1016/bs.pbr.2014.12.012
- Benka Wallen, M., Sorjonen, K., Lofgren, N. et Franzen, E. (2016). Structural Validity of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) in People With Mild to Moderate Parkinson Disease. *Physical Therapy*, 96(11), 1799-1806. doi: 10.2522/ptj.20150334
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., Williams, J. I. et Gayton, D. (1989). Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 41(6), 304-311.
- Bican, O., Minagar, A. et Pruitt, A. A. (2013). The spinal cord: a review of functional neuroanatomy. *Neurologic Clinics*, 31(1), 1-18. doi: 10.1016/j.ncl.2012.09.009
- Bland, J. M. et Altman, D. G. (1997). Cronbach's alpha. *BMJ*, 314(7080), 572.
- Bloem, B. R., Marinus, J., Almeida, Q., Dibble, L., Nieuwboer, A., Post, B., . . . Movement Disorders Society Rating Scales, C. (2016). Measurement instruments to assess posture, gait, and balance in Parkinson's disease: Critique and recommendations. *Movement Disorders*, 31(9), 1342-1355. doi: <http://dx.doi.org/10.1002/mds.26572>

- Blum, L. et Korner-Bitensky, N. (2008). Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Physical Therapy*, 88(5), 559-566. doi: 10.2522/ptj.20070205
- Bois, L., Saint-Charles, D. et Vézina, L. (2007). *Le cheminement clinique de la personne blessée médullaire*. Montréal: Centre d'expertise pour les personnes blessées médullaires de l'Ouest du Québec.
- Brotherton, S. S., Krause, J. S. et Nietert, P. J. (2007). Falls in individuals with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 45(1), 37-40. doi: 10.1038/sj.sc.3101909
- Bulmer, M. G. (1979). *Principles of Statistics*. New York: Dover Publications.
- Chinsongkram, B., Chaikereee, N., Saengsirisuwan, V., Horak, F. B. et Boonsinsukh, R. (2016). Responsiveness of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) in People With Subacute Stroke. *Physical Therapy*, 96(10), 1638-1647. doi: 10.2522/ptj.20150621
- Chinsongkram, B., Chaikereee, N., Saengsirisuwan, V., Viriyatharakij, N., Horak, F. B. et Boonsinsukh, R. (2014). Reliability and Validity of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) in People With Subacute Stroke. *Physical Therapy*, 94(11), 1632-1643. doi: 10.2522/ptj.20130558
- Chiu, A. Y. Y. et Pang, M. Y. C. (2017). Assessment of Psychometric Properties of Various Balance Assessment Tools in Persons With Cervical Spondylotic Myelopathy. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 47(9), 673-682. doi: 10.2519/jospt.2017.7283
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. New York, NY: Lawrence Erlbaum Associates.
- Copay, A. G., Subach, B. R., Glassman, S. D., Polly, D. W., Jr. et Schuler, T. C. (2007). Understanding the minimum clinically important difference: a review of concepts and methods. *Spine Journal*, 7(5), 541-546. doi: 10.1016/j.spinee.2007.01.008
- Dahl, S. et Jørgensen, L. (2014). Intra- and Inter-Rater Reliability of the Mini-Balance Evaluation Systems Test in Individuals with Stroke. *International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2(1), 177. doi: 10.4172/2329-9096.1000177
- Datta, S., Lorenz, D. J. et Harkema, S. J. (2012). Dynamic longitudinal evaluation of the utility of the Berg Balance Scale in individuals with motor incomplete spinal cord injury.

- Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(9), 1565-1573. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2012.01.026>
- Day, K. V., Kautz, S. A., Wu, S. S., Suter, S. P. et Behrman, A. L. (2012). Foot placement variability as a walking balance mechanism post-spinal cord injury. *Clinical Biomechanics*, 27(2), 145-150. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.09.001
- Deliagina, T. G., Zelenin, P. V. et Orlovsky, G. N. (2012). Physiological and circuit mechanisms of postural control. *Current Opinion in Neurobiology*, 22(4), 646-652. doi: 10.1016/j.conb.2012.03.002
- DeVivo, M. J. (2012). Epidemiology of traumatic spinal cord injury: trends and future implications. *Spinal Cord*, 50(5), 365-372. doi: 10.1038/sc.2011.178
- Di Carlo, S., Bravini, E., Vercelli, S., Massazza, G. et Ferriero, G. (2016). The Mini-BESTest: a review of psychometric properties. *International Journal of Rehabilitation Research*, 39(2), 97-105. doi: <http://dx.doi.org/10.1097/MRR.0000000000000153>
- Ditunno, P. L., Patrick, M., Stineman, M. et Ditunno, J. F. (2008). Who wants to walk? Preferences for recovery after SCI: a longitudinal and cross-sectional study. *Spinal Cord*, 46(7), 500-506. doi: 10.1038/sj.sc.3102172
- Duncan, R. P., Leddy, A. L., Cavanaugh, J. T., Dibble, L. E., Ellis, T. D., Ford, M. P., . . . Earhart, G. M. (2015). Detecting and predicting balance decline in Parkinson disease: A prospective cohort study. *Journal of Parkinson's Disease*, 5(1), 131-139. doi: 10.3233/JPD-140478
- Fluss, R., Faraggi, D. et Reiser, B. (2005). Estimation of the Youden Index and its associated cutoff point. *Biom J*, 47(4), 458-472.
- Franchignoni, F., Godi, M., Guglielmetti, S., Nardone, A. et Giordano, A. (2015). Enhancing the usefulness of the Mini-BESTest for measuring dynamic balance: A Rasch validation study. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 51(4), 429-437.
- Franchignoni, F., Horak, F., Godi, M., Nardone, A. et Giordano, A. (2010). Using psychometric techniques to improve the Balance Evaluation Systems Test: the mini-BESTest. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 42(4), 323-331. doi: <http://dx.doi.org/10.2340/16501977-0537>
- Gabison, S., Verrier, M. C., Nadeau, S., Gagnon, D. H., Roy, A. et Flett, H. M. (2014). Trunk strength and function using the multidirectional reach distance in individuals with non-

- traumatic spinal cord injury. *Journal of Spinal Cord Medicine*, 37(5), 537-547. doi: 10.1179/2045772314y.0000000246
- Gauthier, C., Gagnon, D., Grangeon, M., Jacquemin, G., Nadeau, S., Masani, K. et Popovic, M. R. (2013). Comparison of multidirectional seated postural stability between individuals with spinal cord injury and able-bodied individuals. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 45(1), 47-54. doi: 10.2340/16501977-1066
- Ghasemi, A. et Zahediasl, S. (2012). Normality tests for statistical analysis: a guide for non-statisticians. *Int J Endocrinol Metab*, 10(2), 486-489. doi: 10.5812/ijem.3505
- Giavarina, D. (2015). Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica: Casopis Hrvatskoga Drustva Medicinskih Biokemicara*, 25(2), 141-151. doi: 10.11613/bm.2015.015
- Gisev, N., Bell, J. S. et Chen, T. F. (2013). Interrater agreement and interrater reliability: Key concepts, approaches, and applications. *Research in Social and Administrative Pharmacy*, 9(3), 330-338. doi: <https://doi.org/10.1016/j.sapharm.2012.04.004>
- Godi, M., Franchignoni, F., Caligari, M., Giordano, A., Turcato, A. M. et Nardone, A. (2013). Comparison of reliability, validity, and responsiveness of the mini-BESTest and Berg Balance Scale in patients with balance disorders. *Physical Therapy*, 93(2), 158-167. doi: <http://dx.doi.org/10.2522/ptj.20120171>
- Goljar, N., Giordano, A., Schnurrer Luke Vrbanic, T., Rudolf, M., Banicek-Sosa, I., Albensi, C., . . . Franchignoni, F. (2017). Rasch validation and comparison of Slovenian, Croatian, and Italian versions of the Mini-BESTest in patients with subacute stroke. *International Journal of Rehabilitation Research*, 40(3), 232-239. doi: <https://dx.doi.org/10.1097/MRR.0000000000000233>
- Graham, D. F., Carty, C. P., Lloyd, D. G. et Barrett, R. S. (2017). Muscle contributions to the acceleration of the whole body centre of mass during recovery from forward loss of balance by stepping in young and older adults. *PloS One*, 12(10), e0185564. doi: 10.1371/journal.pone.0185564
- Guerraz, M. et Bronstein, A. M. (2008). Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Neurophysiologie Clinique*, 38(6), 391-398. doi: 10.1016/j.neucli.2008.09.007

- Hamre, C., Botolfson, P., Tangen, G. G. et Helbostad, J. L. (2017). Interrater and test-retest reliability and validity of the Norwegian version of the BESTest and mini-BESTest in people with increased risk of falling. *BMC Geriatrics*, 17(1), 92. doi: <https://dx.doi.org/10.1186/s12877-017-0480-x>
- Hicks, K. E., Zhao, Y., Fallah, N., Rivers, C. S., Noonan, V. K., Plashkes, T., . . . Phan, P. (2017). A simplified clinical prediction rule for prognosticating independent walking after spinal cord injury: a prospective study from a Canadian multicenter spinal cord injury registry. *Spine Journal*, 17(10), 1383-1392. doi: 10.1016/j.spinee.2017.05.031
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35 Suppl 2, ii7-ii11. doi: 10.1093/ageing/afl077
- Horak, F. B. (2009). Postural compensation for vestibular loss. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1164, 76-81. doi: 10.1111/j.1749-6632.2008.03708.x
- Horak, F. B. (2018). Version française du Mini Balance Evaluation Systems Test. Repéré 2018 à http://bestest.us/files/3115/2718/7453/MiniBEST_French_CC_V7.pdf
- Horak, F. B. et Macpherson, J. M. (1996). Postural orientation and equilibrium. Dans S. J. Rowell LB, eds (dir.), *Handbook of physiology: section 12, Exercise Regulation and Integration of Multiple Systems* (p. 255-292). New York: Oxford University Press.
- Horak, F. B., Wrisley, D. M. et Frank, J. (2009). The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical Therapy*, 89(5), 484-498. doi: 10.2522/ptj.20080071
- Huang, M. H., Miller, K., Smith, K., Fredrickson, K. et Shilling, T. (2016). Reliability, Validity, and Minimal Detectable Change of Balance Evaluation Systems Test and Its Short Versions in Older Cancer Survivors: A Pilot Study. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 39(2), 58-63. doi: 10.1519/JPT.0000000000000047
- Husted, J. A., Cook, R. J., Farewell, V. T. et Gladman, D. D. (2000). Methods for assessing responsiveness: a critical review and recommendations. *Journal of Clinical Epidemiology*, 53(5), 459-468.
- Iqbal, K. (2011). Mechanisms and models of postural stability and control. *Conference Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2011*, 7837-7840. doi: 10.1109/iembs.2011.6091931

- Jacome, C., Cruz, J., Oliveira, A. et Marques, A. (2016). Validity, Reliability, and Ability to Identify Fall Status of the Berg Balance Scale, BESTest, Mini-BESTest, and Brief-BESTest in Patients With COPD. *Physical Therapy*, 96(11), 1807-1815. doi: 10.2522/ptj.20150391
- Jacome, C., Flores, I., Martins, F., Castro, C., McPhee, C. C., Shepherd, E., . . . Marques, A. (2017). Validity, reliability and minimal detectable change of the balance evaluation systems test (BESTest), mini-BESTest and brief-BESTest in patients with end-stage renal disease. *Disability and Rehabilitation*. doi: 10.1080/09638288.2017.1375034
- Jaeschke, R., Singer, J. et Guyatt, G. H. (1989). Measurement of health status. Ascertaining the minimal clinically important difference. *Controlled Clinical Trials*, 10(4), 407-415.
- Joassin, R., Bonniaud, V., Barra, J., Marquer, A. et Perennou, D. (2010). Somaesthetic perception of the vertical in spinal cord injured patients: a clinical study. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 53(9), 568-574. doi: 10.1016/j.rehab.2010.07.005
- Jørgensen, V., Opheim, A., Halvarsson, A., Franzén, E. et Roaldsen, K. S. (2017). Comparison of the berg balance scale and the mini-BESTest for assessing balance in ambulatory people with spinal cord injury: Validation study. *Physical Therapy*, 97(6), 677-687. doi: 10.1093/ptj/pzx030
- Kamper, S. J., Maher, C. G. et Mackay, G. (2009). Global rating of change scales: a review of strengths and weaknesses and considerations for design. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 17(3), 163-170.
- Khuna, L., Amatachaya, P., Sooknuan, T., Thaweewannakij, T., Mato, L., Seangsuwan, J. et Amatachaya, S. (2017). Importance of independent sit-to-stand ability in ambulatory patients with spinal cord injury. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 53(4), 521-526. doi: 10.23736/s1973-9087.17.04515-4
- King, L. et Horak, F. (2013). On the mini-BESTest: scoring and the reporting of total scores. *Physical Therapy*, 93(4), 571-575. doi: <http://dx.doi.org/10.2522/ptj.2013.93.4.571>
- Kirshblum, S. C., Burns, S. P., Biering-Sorensen, F., Donovan, W., Graves, D. E., Jha, A., . . . Waring, W. (2011). International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011). *Journal of Spinal Cord Medicine*, 34(6), 535-546. doi: 10.1179/204577211x13207446293695

- Kottner, J., Audige, L., Brorson, S., Donner, A., Gajewski, B. J., Hrobjartsson, A., . . . Streiner, D. L. (2011). Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. *International Journal of Nursing Studies*, 48(6), 661-671. doi: 10.1016/j.ijnurstu.2011.01.016
- Landis, J. R. et Koch, G. G. (1977). The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *Biometrics*, 33(1), 159-174. doi: 10.2307/2529310
- Lee, G. E., Bae, H., Yoon, T. S., Kim, J. S., Yi, T. I. et Park, J. S. (2012). Factors that Influence Quiet Standing Balance of Patients with Incomplete Cervical Spinal Cord Injuries. *Ann Rehabil Med*, 36(4), 530-537. doi: 10.5535/arm.2012.36.4.530
- Lemay, J. F., Duclos, C., Nadeau, S., Gagnon, D. et Desrosiers, E. (2014). Postural and dynamic balance while walking in adults with incomplete spinal cord injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(5), 739-746. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.04.013
- Lemay, J. F., Duclos, C., Nadeau, S. et Gagnon, D. H. (2015). Postural control during gait initiation and termination of adults with incomplete spinal cord injury. *Hum Mov Sci*, 41, 20-31. doi: 10.1016/j.humov.2015.02.003
- Lemay, J. F., Gagnon, D., Duclos, C., Grangeon, M., Gauthier, C. et Nadeau, S. (2013). Influence of visual inputs on quasi-static standing postural steadiness in individuals with spinal cord injury. *Gait and Posture*, 38(2), 357-360. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.11.029>
- Lemay, J. F., Gagnon, D. H., Nadeau, S., Grangeon, M., Gauthier, C. et 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. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 11, 8. doi: <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-11-8>
- Lemay, J. F. et Nadeau, S. (2010). Standing balance assessment in ASIA D paraplegic and tetraplegic participants: concurrent validity of the Berg Balance Scale. *Spinal Cord*, 48(3), 245-250. doi: 10.1038/sc.2009.119
- Lemay, J. F., Roy, A. et Gagnon, D. H. (soumis). The French version of the Mini BESTest: A translation and transcultural adaptation study incorporating a reliability analysis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*.

- Liechti, M., Muller, R., Lam, T. et Curt, A. (2008). Vestibulospinal responses in motor incomplete spinal cord injury. *Clinical Neurophysiology*, 119(12), 2804-2812. doi: 10.1016/j.clinph.2008.05.033
- Löfgren, N., Benka Wallén, M., Sorjonen, K., Conradsson, D. et Franzén, E. (2017). Investigating the Mini-BESTest's construct validity in elderly with Parkinson's disease. *Acta Neurologica Scandinavica*, 135(6), 614-621. doi: 10.1111/ane.12640
- Löfgren, N., Lenholm, E., Conradsson, D., Stahle, A. et Franzén, E. (2014). The Mini-BESTest- a clinically reproducible tool for balance evaluations in mild to moderate Parkinson's disease? *BMC Neurology*, 14, 235. doi: 10.1186/s12883-014-0235-7
- Marques, A., Almeida, S., Carvalho, J., Cruz, J., Oliveira, A. et Jacome, C. (2016). Reliability, Validity, and Ability to Identify Fall Status of the Balance Evaluation Systems Test, Mini-Balance Evaluation Systems Test, and Brief-Balance Evaluation Systems Test in Older People Living in the Community. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97(12), 2166-2173.e2161. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2016.07.011>
- Massion, J. (1998). Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22(4), 465-472.
- Matsuda, P. N., Verrall, A. M., Finlayson, M. L., Molton, I. R. et Jensen, M. P. (2015). Falls among adults aging with disability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(3), 464-471. doi: 10.1016/j.apmr.2014.09.034
- McCammon, J. R. et Ethans, K. (2011). Spinal cord injury in Manitoba: a provincial epidemiological study. *Journal of Spinal Cord Medicine*, 34(1), 6-10. doi: 10.1179/107902610x12923394765733
- McHugh, M. L. (2012). Interrater reliability: the kappa statistic. *Biochemia Medica: Casopis Hrvatskoga Drustva Medicinskih Biokemicara*, 22(3), 276-282.
- Middleton, A. et Fritz, S. L. (2013). Assessment of Gait, Balance, and Mobility in Older Adults: Considerations for Clinicians. *Current Translational Geriatrics and Gerontology Reports*, 2(4), 205-214. doi: <http://dx.doi.org/10.1007/s13670-013-0057-2>
- Mokkink, L. B., Terwee, C. B., Patrick, D. L., Alonso, J., Stratford, P. W., Knol, D. L., . . . de Vet, H. C. (2010). The COSMIN study reached international consensus on taxonomy, terminology, and definitions of measurement properties for health-related patient-

- reported outcomes. *Journal of Clinical Epidemiology*, 63(7), 737-745. doi: 10.1016/j.jclinepi.2010.02.006
- Moutquin, J. M., Larouche, K., Mayot, M. H. et Rossignol, M. (2013). Lésions médullaires traumatiques et non-traumatiques : analyse comparative des caractéristiques et de l'organisation des soins et services de réadaptation au Québec (Vol. 9). Québec, CA: Institut national d'excellence en santé et en services sociaux.
- Noonan, V. K., Fingas, M., Farry, A., Baxter, D., Singh, A., Fehlings, M. G. et Dvorak, M. F. (2012). Incidence and prevalence of spinal cord injury in Canada: a national perspective. *Neuroepidemiology*, 38(4), 219-226. doi: <http://dx.doi.org/10.1159/000336014>
- O'Hoski, S., Winship, B., Herridge, L., Agha, T., Brooks, D., Beauchamp, M. K. et Sibley, K. M. (2014). Increasing the clinical utility of the BESTest, mini-BESTest, and brief-BESTest: normative values in Canadian adults who are healthy and aged 50 years or older. *Physical Therapy*, 94(3), 334-342. doi: <http://dx.doi.org/10.2522/ptj.20130104>
- Pang, M. Y. C. et Tsang, S. L. (2012). Reliability and validity of mini balance evaluation systems test (mini-bestest) in evaluating balance performance among individuals with stroke. *Cerebrovascular Diseases*, 33, 848-849. doi: <http://dx.doi.org/10.1159/000339538>
- Pardasaney, P. K., Latham, N. K., Jette, A. M., Wagenaar, R. C., Ni, P., Slavin, M. D. et Bean, J. F. (2012). Sensitivity to change and responsiveness of four balance measures for community-dwelling older adults. *Physical Therapy*, 92(3), 388-397. doi: 10.2522/ptj.20100398
- Perennou, D., Decavel, P., Manckoundia, P., Penven, Y., Mourey, F., Launay, F., . . . Casillas, J. M. (2005). [Evaluation of balance in neurologic and geriatric disorders]. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique: Revue Scientifique de la Société Française de Rééducation Fonctionnelle de Réadaptation et de Médecine Physique*, 48(6), 317-335. doi: 10.1016/j.annrmp.2005.04.009
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88(3), 1097-1118.
- Phonthee, S., Saengsuwan, J. et Amatachaya, S. (2013). Falls in independent ambulatory patients with spinal cord injury: incidence, associated factors and levels of ability. *Spinal Cord*, 51(5), 365-368. doi: 10.1038/sc.2012.147

- Phonthee, S., Saengsuwan, J., Siritaratiwat, W. et Amatachaya, S. (2013). Incidence and factors associated with falls in independent ambulatory individuals with spinal cord injury: a 6-month prospective study. *Physical Therapy*, 93(8), 1061-1072. doi: 10.2522/ptj.20120467
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J. et Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402-406.
- Pollock, C. L., Eng, J. J. et Garland, S. J. (2011). Clinical measurement of walking balance in people post stroke: A systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 25(8), 693-708. doi: 10.1177/0269215510397394
- Portney, L. G. et Watkins, M. P. (2015). *Foundation of Clinical Research: Applications to Practice*. (3^e éd.). Philadelphia, PA: F.A. Davis Company.
- Prinsen, C. A. C., Mokkink, L. B., Bouter, L. M., Alonso, J., Patrick, D. L., de Vet, H. C. W. et Terwee, C. B. (2018). COSMIN guideline for systematic reviews of patient-reported outcome measures. *Quality of Life Research*, 27(5), 1147-1157. doi: 10.1007/s11136-018-1798-3
- Purves, D., Augustine, G. J., Fitzpatrick, D. et Katz, L. (2003). *Neurosciences*. (Traduit par C. JM, De Boeck Université^e éd.). Bruxelles.
- Revicki, D., Hays, R. D., Cella, D. et Sloan, J. (2008). Recommended methods for determining responsiveness and minimally important differences for patient-reported outcomes. *Journal of Clinical Epidemiology*, 61(2), 102-109. doi: 10.1016/j.jclinepi.2007.03.012
- Rick Hansen Institute. (2013). Reality of SCI: Facts and figures on spinal cord injury in Canada. Repéré 2018 à http://www.rickhanseninstitute.org/images/stories/One_Sheets/Reality_8.5x11_28MAY13.pdf
- Rick Hansen Institute. (2016). Toolkit For Sci Standing And Walking Assessment : A clinical guideline for standing and walking assessment for individuals with spinal cord injury. Repéré 2018 à https://scireproject.com/wp-content/uploads/Stand_and_Walk_toolkit.pdf.
- Rick Hansen Institute. (2017). Rick Hansen Spinal Cord Injury Registry - A look at traumatic spinal cord injury in Canada in 2016. Vancouver, BC: RHI.

- Riddle, D. L. et Stratford, P. W. (1999). Interpreting validity indexes for diagnostic tests: an illustration using the Berg balance test. *Physical Therapy*, 79(10), 939-948.
- Roaldsen, K. S., Wakefield, E. et Opheim, A. (2015). Pragmatic Evaluation of Aspects Concerning Validity and Feasibility of the Mini Balance Evaluation System Test in a Specialized Rehabilitation Hospital. *Int J Phys Ther Rehab*, 1(1). doi: <http://dx.doi.org/10.15344/2455-7498/2015/104>
- Ross, E., Purtill, H. et Coote, S. (2016). Inter-rater reliability of mini balance evaluation system test in ambulatory people with multiple sclerosis. *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, 23(12), 583-589. doi: 10.12968/ijtr.2016.23.12.583
- Ross, E., Purtill, H., Uszynski, M., Hayes, S., Casey, B., Browne, C. et Coote, S. (2016). Cohort Study Comparing the Berg Balance Scale and the Mini-BESTest in People Who Have Multiple Sclerosis and Are Ambulatory. *Physical Therapy*, 96(9), 1448-1455. doi: <http://dx.doi.org/10.2522/ptj.20150416>
- Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, 35 Suppl 2, ii37-ii41. doi: 10.1093/ageing/afl084
- Schenkman, M., Hughes, M. A., Samsa, G. et Studenski, S. (1996). The relative importance of strength and balance in chair rise by functionally impaired older individuals. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44(12), 1441-1446.
- Schlenstedt, C., Brombacher, S., Hartwigsen, G., Weisser, B., Möller, B. et Deuschl, G. (2015). Comparing the fullerton advanced balance scale with the mini-BESTest and berg balance scale to assess postural control in patients with Parkinson disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(2), 218-225. doi: 10.1016/j.apmr.2014.09.002
- Scivoletto, G., Romanelli, A., Mariotti, A., Marinucci, D., Tamburella, F., Mammone, A., . . . Molinari, M. (2008). Clinical factors that affect walking level and performance in chronic spinal cord lesion patients. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(3), 259-264. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181626ab0
- Scivoletto, G., Tamburella, F., Laurenza, L., Torre, M. et Molinari, M. (2014). Who is going to walk? A review of the factors influencing walking recovery after spinal cord injury. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8, 141. doi: 10.3389/fnhum.2014.00141
- Seidler, R. D., Bernard, J. A., Burutolu, T. B., Fling, B. W., Gordon, M. T., Gwin, J. T., . . . Lipps, D. B. (2010). Motor control and aging: links to age-related brain structural,

- functional, and biochemical effects. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 34(5), 721-733. doi: 10.1016/j.neubiorev.2009.10.005
- Sibley, K. M., Beauchamp, M. K., Van Ooteghem, K., Straus, S. E. et Jaglal, S. B. (2015). Using the systems framework for postural control to analyze the components of balance evaluated in standardized balance measures: a scoping review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(1), 122-132.e129. doi: 10.1016/j.apmr.2014.06.021
- Sibley, K. M., Howe, T., Lamb, S. E., Lord, S. R., Maki, B. E., Rose, D. J., . . . Jaglal, S. B. (2015). Recommendations for a core outcome set for measuring Standing balance in adult populations: A consensus-based approach. *PloS One*, 10(3). doi: 10.1371/journal.pone.0120568
- Sousa, A. S., Silva, A. et Tavares, J. M. (2012). Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: a review. *Somatosensory and Motor Research*, 29(4), 131-143. doi: 10.3109/08990220.2012.725680
- Spinal Cord Injury Model Systems. (2017). 2017 Annual Report - Public Version. Repéré à <https://www.nscisc.uab.edu/Public/2017%20Annual%20Report%20-%20Complete%20Public%20Version.pdf>
- Spinal Cord Injury Research Evidence. (2016). Home - Spinal Cord Injury Research Evidence. Repéré 2018 à <https://scireproject.com>
- Srisim, K., Saengsuwan, J. et Amatachaya, S. (2015). Functional assessments for predicting a risk of multiple falls in independent ambulatory patients with spinal cord injury. *Journal of Spinal Cord Medicine*, 38(4), 439-445. doi: 10.1179/2045772313y.0000000186
- Srisim, K., Thaweewannakij, T., Arrayawichanon, P., Amatachaya, P., Mato, L. et Amatachaya, S. (2017). Effects of dual- and complex-task on walking ability of ambulatory individuals with spinal cord injury. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 53(6), 920-927. doi: 10.23736/s1973-9087.17.04598-1
- Streiner, D. L., Norman, G. R. et Cairney, J. (2015). *Health Measurement Scales : A practical guide to their development and use*. (5^e éd.). Oxford, United Kingdom: Oxford University Press.
- Tamburella, F., Scivoletto, G., Iosa, M. et Molinari, M. (2014). Reliability, validity, and effectiveness of center of pressure parameters in assessing stabilometric platform in

- subjects with incomplete spinal cord injury: a serial cross-sectional study. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 11, 86. doi: 10.1186/1743-0003-11-86
- Terwee, C. B., Bot, S. D., de Boer, M. R., van der Windt, D. A., Knol, D. L., Dekker, J., . . . de Vet, H. C. (2007). Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. *Journal of Clinical Epidemiology*, 60(1), 34-42. doi: 10.1016/j.jclinepi.2006.03.012
- Terwee, C. B., Mokkink, L. B., Knol, D. L., Ostelo, R. W., Bouter, L. M. et de Vet, H. C. (2012). Rating the methodological quality in systematic reviews of studies on measurement properties: a scoring system for the COSMIN checklist. *Quality of Life Research*, 21(4), 651-657. doi: 10.1007/s11136-011-9960-1
- Thigpen, M. T., Cauraugh, J., Creel, G., Day, K., Flynn, S., Fritz, S., . . . Behrman, A. (2009). Adaptation of postural responses during different standing perturbation conditions in individuals with incomplete spinal cord injury. *Gait and Posture*, 29(1), 113-118. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.07.009>
- Tsang, C. S., Liao, L. R., Chung, R. C. et Pang, M. Y. (2013). Psychometric properties of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) in community-dwelling individuals with chronic stroke. *Physical Therapy*, 93(8), 1102-1115. doi: <http://dx.doi.org/10.2522/ptj.20120454>
- Tse, C. M., Carpenter, M. G., Liu-Ambrose, T., Chisholm, A. E. et Lam, T. (2017). Attentional requirements of postural control in people with spinal cord injury: the effect of dual task. *Spinal Cord*, 55(10), 915-920. doi: 10.1038/sc.2017.42
- van Hedel, H. J. (2009). Gait speed in relation to categories of functional ambulation after spinal cord injury. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(4), 343-350. doi: 10.1177/1545968308324224
- van Hedel, H. J., Wirz, M. et Curt, A. (2006). Improving walking assessment in subjects with an incomplete spinal cord injury: responsiveness. *Spinal Cord*, 44(6), 352-356. doi: 10.1038/sj.sc.3101853
- Vervoort, G., Bengevoerd, A., Strouwen, C., Bekkers, E. M., Heremans, E., Vandenberghe, W. et Nieuwboer, A. (2016). Progression of postural control and gait deficits in Parkinson's disease and freezing of gait: A longitudinal study. *Parkinsonism & Related Disorders*, 28, 73-79. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.parkreldis.2016.04.029>

- Ville de Montréal (2006). *Charte du piéton*. Montréal: Ville de Montréal. Repéré à http://ville.montreal.qc.ca/pls/portal/docs/PAGE/commissions_perm_v2_fr/MEDIA/DOCUMENTS/CHARTE%20DU%20PI%C9TON_JUIN%202006_20060613.PDF
- Walter, S. D., Eliasziw, M. et Donner, A. (1998). Sample size and optimal designs for reliability studies. *Statistics in Medicine*, 17(1), 101-110.
- Wannapakhe, J., Arayawichanon, P., Saengsuwan, J. et Amatachaya, S. (2014). Changes of functional ability in patients with spinal cord injury with and without falls during 6 months after discharge. *Physical Therapy*, 94(5), 675-681. doi: 10.2522/ptj.20130260
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3(4), 193-214. doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9
- Wirz, M., Muller, R. et Bastiaenen, C. (2010). Falls in persons with spinal cord injury: validity and reliability of the Berg Balance Scale. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(1), 70-77. doi: <http://dx.doi.org/10.1177/1545968309341059>
- Woollacott, M. H. et Shumway-Cook, A. (1990). Changes in posture control across the life span--a systems approach. *Physical Therapy*, 70(12), 799-807.
- World Health Organisation, I. S. C. S. (2013). International Perspectives on Spinal Cord Injury. Dans J. Bickenbach (dir.). www.who.int: World Health Organisation.
- Wu, X., Liu, J., Tanadini, L. G., Lammertse, D. P., Blight, A. R., Kramer, J. L., . . . Steeves, J. D. (2015). Challenges for defining minimal clinically important difference (MCID) after spinal cord injury. *Spinal Cord*, 53(2), 84-91. doi: 10.1038/sc.2014.232
- Yingyongyudha, A., Saengsirisuwan, V., Panichaporn, W. et Boonsinsukh, R. (2016). The Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) Demonstrates Higher Accuracy in Identifying Older Adult Participants with History of Falls Than Do the BESTest, Berg Balance Scale, or Timed Up and Go Test. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 39(2), 64-70. doi: 10.1519/JPT.0000000000000050

**ANNEXE I : ÉVALUATIONS DU Mini-BESTest (MBT)
ET ÉCHELLE DE PERCEPTION DU CHANGEMENT**

Mini-BESTest: Balance Evaluation Systems Test
© 2005-2013 Oregon Health & Science University. All rights reserved.

ANTICIPATORY **Sub Score /6**

1. SIT TO STAND

Instruction: "Cross your arms across your chest. Try not to use your hands unless you must. Do not let your legs lean against the back of the chair when you stand. Please stand up now."

- (2) Normal: Comes to stand without use of hands and stabilizes independently.
- (1) Moderate: Comes to stand WITH use of hands on first attempt.
- (0) Severe: Unable to stand up from chair without assistance, OR needs several attempts with use of hands.

2. RISE TO TOES

Instruction: "Place your feet shoulder width apart. Place your hands on your hips. Try to rise as high as you can onto your toes. I will count out loud to 3 seconds. Try to hold this pose for at least 3 seconds. Look straight ahead. Rise now."

- (2) Normal: Stable for 3 s with maximum height.
- (1) Moderate: Heels up, but not full range (smaller than when holding hands), OR noticeable instability for 3 s.
- (0) Severe: < 3 s.

3. STAND ON ONE LEG

Instruction: "Look straight ahead. Keep your hands on your hips. Lift your leg off of the ground behind you without touching or resting your raised leg upon your other standing leg. Stay standing on one leg as long as you can. Look straight ahead. Lift now."

Left: Time in Seconds Trial 1: _____ Trial 2: _____

- (2) Normal: 20 s.
- (1) Moderate: < 20 s.
- (0) Severe: Unable.

Right: Time in Seconds Trial 1: _____ Trial 2: _____ (2) Normal: 20 s.

- (2) Normal: 20 s.
- (1) Moderate: < 20 s.
- (0) Severe: Unable

To score each side separately use the trial with the longest time.

To calculate the sub-score and total score use the side [left or right] with the lowest numerical score [i.e. the worse side].

REACTIVE POSTURAL CONTROL **Sub Score /6**

COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- FORWARD

Instruction: "Stand with your feet shoulder width apart, arms at your sides. Lean forward against my hands beyond your forward limits. When I let go, do whatever is necessary, including taking a step, to avoid a fall."

- (2) Normal: Recovers independently with a single, large step (second realignment step is allowed).
- (1) Moderate: More than one step used to recover equilibrium.
- (0) Severe: No step, OR would fall if not caught, OR falls spontaneously.

5. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- BACKWARD

Instruction: "Stand with your feet shoulder width apart, arms at your sides. Lean backward against my hands beyond your backward limits. When I let go, do whatever is necessary, including taking a step, to avoid a fall."

- (2) Normal: Recovers independently with a single, large step.
- (1) Moderate: More than one step used to recover equilibrium.
- (0) Severe: No step, OR would fall if not caught, OR falls spontaneously.

6. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION- LATERAL

Instruction: "Stand with your feet together, arms down at your sides. Lean into my hand beyond your sideways limit. When I let go, do whatever is necessary, including taking a step, to avoid a fall."

Left

- (2) Normal: Recovers independently with 1 step (crossover or lateral OK).
- (1) Moderate: Several steps to recover equilibrium.
- (0) Severe: Falls, or cannot step.

Right

- (2) Normal: Recovers independently with 1 step (crossover or lateral OK).
- (1) Moderate: Several steps to recover equilibrium.
- (0) Severe: Falls, or cannot step.

Use the side with the lowest score to calculate sub-score and total score.

SENSORY ORIENTATION

SUB SCORE: /

6

7. STANCE (FEET TOGETHER); EYES OPEN, FIRM SURFACE

Instruction: "Place your hands on your hips. Place your feet together until almost touching. Look straight ahead. Be as stable and still as possible, until I say stop."

Time in seconds: _____

- (2) Normal: 30 s.
- (1) Moderate: < 30 s.
- (0) Severe: Unable.

8. STANCE (FEET TOGETHER); EYES CLOSED, FOAM SURFACE

Instruction: "Step onto the foam. Place your hands on your hips. Place your feet together until almost touching. Be as stable and still as possible, until I say stop. I will start timing when you close your eyes."

Time in seconds: _____

- (2) Normal: 30 s.
- (1) Moderate: < 30 s.
- (0) Severe: Unable.

9. INCLINE- EYES CLOSED

Instruction: "Step onto the incline ramp. Please stand on the incline ramp with your toes toward the top. Place your feet shoulder width apart and have your arms down at your sides. I will start timing when you close your eyes."

Time in seconds: _____

- (2) Normal: Stands independently 30 s and aligns with gravity.
- (1) Moderate: Stands independently <30 s OR aligns with surface.
- (0) Severe: Unable.

10. CHANGE IN GAIT SPEED

Instruction: "Begin walking at your normal speed, when I tell you 'fast', walk as fast as you can. When I say 'slow', walk very slowly."

- (2) Normal: Significantly changes walking speed without imbalance.
- (1) Moderate: Unable to change walking speed or signs of imbalance.
- (0) Severe: Unable to achieve significant change in walking speed AND signs of imbalance.

11. WALK WITH HEAD TURNS – HORIZONTAL

Instruction: "Begin walking at your normal speed, when I say "right", turn your head and look to the right. When I say "left" turn your head and look to the left. Try to keep yourself walking in a straight line."

- (2) Normal: performs head turns with no change in gait speed and good balance.
- (1) Moderate: performs head turns with reduction in gait speed.
- (0) Severe: performs head turns with imbalance.

12. WALK WITH PIVOT TURNS

Instruction: "Begin walking at your normal speed. When I tell you to 'turn and stop', turn as quickly as you can, face the opposite direction, and stop. After the turn, your feet should be close together."

- (2) Normal: Turns with feet close FAST (< 3 steps) with good balance.
- (1) Moderate: Turns with feet close SLOW (>4 steps) with good balance.
- (0) Severe: Cannot turn with feet close at any speed without imbalance.

13. STEP OVER OBSTACLES

Instruction: "Begin walking at your normal speed. When you get to the box, step over it, not around it and keep walking."

- (2) Normal: Able to step over box with minimal change of gait speed and with good balance.
- (1) Moderate: Steps over box but touches box OR displays cautious behavior by slowing gait.
- (0) Severe: Unable to step over box OR steps around box.

14. TIMED UP & GO WITH DUAL TASK [3 METER WALK]

Instruction TUG: "When I say 'Go', stand up from chair, walk at your normal speed across the tape on the floor, turn around, and come back to sit in the chair."

Instruction TUG with Dual Task: "Count backwards by threes starting at _____. When I say 'Go', stand up from chair, walk at your normal speed across the tape on the floor, turn around, and come back to sit in the chair. Continue counting backwards the entire time."

TUG: _____seconds; Dual Task TUG: _____seconds

- (2) Normal: No noticeable change in sitting, standing or walking while backward counting when compared to TUG without Dual Task.
- (1) Moderate: Dual Task affects either counting OR walking (>10%) when compared to the TUG without Dual Task.
- (0) Severe: Stops counting while walking OR stops walking while counting. **When scoring item 14, if subject's gait speed slows more than 10% between the TUG without and with a Dual Task the score should be decreased by a point.**

Score /28

Mini-BESTest Instructions

Subject Conditions: Subject should be tested with flat-heeled shoes OR shoes and socks off.

Equipment: Temper ® foam (also called T foam ™ 4 inches thick, medium density T41 firmness rating), chair without arm rests or wheels, incline ramp, stopwatch, a box (9" height) and a 3 meter distance measured out and marked on the floor with tape [from chair].

Scoring: The test has a maximum score of **28** points from **14 items** that are each scored from 0-2 "0" indicates the lowest level of function and "2" the highest level of function.

If a subject must use an assistive device for an item, score that item one category lower.

If a subject requires physical assistance to perform an item, score "0" for that item.

For **Item 3** (stand on one leg) and **Item 6** (compensatory stepping-lateral) only include the score for one side (the worse score).

For **Item 3** (stand on one leg) select the best time of the 2 trials [from a given side] for the score.

For **Item 14** (timed up & go with dual task) if a person's gait slows greater than 10% between the TUG without and with a dual task then the score should be decreased by a point.

1. SIT TO STAND	Note the initiation of the movement, and the use of the subject's hands on the seat of the chair, the thighs, or the thrusting of the arms forward.
2. RISE TO TOES	Allow the subject two attempts. Score the best attempt. (If you suspect that subject is using less than full height, ask the subject to rise up while holding the examiners' hands.) Make sure the subject looks at a non-moving target 4-12 feet away.
3. STAND ON ONE LEG	Allow the subject two attempts and record the times. Record the number of seconds the subject can hold up to a maximum of 20 seconds. Stop timing when the subject moves hands off of hips or puts a foot down. Make sure the subject looks at a non-moving target 4-12 feet ahead. Repeat on other side.
4. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION-FORWARD	Stand in front of the subject with one hand on each shoulder and ask the subject to lean forward (Make sure there is room for them to step forward). Require the subject to lean until the subject's shoulders and hips are in front of toes. After you feel the subject's body weight in your hands, very suddenly release your support. The test must elicit a step. NOTE: Be prepared to catch subject.
5. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION - BACKWARD	Stand behind the subject with one hand on each scapula and ask the subject to lean backward (Make sure there is room for the subject to step backward.) Require the subject to lean until their shoulders and hips are in back of their heels. After you feel the subject's body weight in your hands, very suddenly release your support. Test must elicit a step. NOTE: Be prepared to catch subject.
6. COMPENSATORY STEPPING CORRECTION-LATERAL	Stand to the side of the subject, place one hand on the side of the subject's pelvis, and have the subject lean their whole body into your hands. Require the subject to lean until the midline of the pelvis is over the right (or left) foot and then suddenly release your hold. NOTE: Be prepared to catch subject.

7. STANCE (FEET TOGETHER); EYES OPEN, FIRM SURFACE	Record the time the subject was able to stand with feet together up to a maximum of 30 seconds. Make sure subject looks at a non-moving target 4-12 feet away.
8. STANCE (FEET TOGETHER); EYES CLOSED, FOAM SURFACE	Use medium density Temper® foam, 4 inches thick. Assist subject in stepping onto foam. Record the time the subject was able to stand in each condition to a maximum of 30 seconds. Have the subject step off of the foam between trials. Flip the foam over between each trial to ensure the foam has retained its shape.
9. INCLINE EYES CLOSED	Aid the subject onto the ramp. Once the subject closes eyes, begin timing and record time. Note if there is excessive sway.
10. CHANGE IN SPEED	Allow the subject to take 3-5 steps at normal speed, and then say "fast". After 3-5 fast steps, say "slow". Allow 3-5 slow steps before the subject stops walking.
11. WALK WITH HEAD TURNS- HORIZONTAL	Allow the subject to reach normal speed, and give the commands "right, left" every 3-5 steps. Score if you see a problem in either direction. If subject has severe cervical restrictions allow combined head and trunk movements.
12. WALK WITH PIVOT TURNS	Demonstrate a pivot turn. Once the subject is walking at normal speed, say "turn and stop." Count the number of steps from "turn" until the subject is stable. Imbalance may be indicated by wide stance, extra stepping or trunk motion.
13. STEP OVER OBSTACLES	Place the box (9 inches or 23 cm height) 10 feet away from where the subject will begin walking. Two shoeboxes taped together works well to create this apparatus.
14. TIMED UP & GO WITH DUAL TASK	<i>Use the TUG time to determine the effects of dual tasking. The subject should walk a 3 meter distance. TUG:</i> Have the subject sitting with the subject's back against the chair. The subject will be timed from the moment you say "Go" until the subject returns to sitting. Stop timing when the subject's buttocks hit the chair bottom and the subject's back is against the chair. <i>The chair should be firm without arms. TUG With Dual Task:</i> While sitting determine how fast and accurately the subject can count backwards by threes starting from a number between 100-90. Then, ask the subject to count from a different number and after a few numbers say "Go". Time the subject from the moment you say "Go" until the subject returns to the sitting position. Score dual task as affecting counting or walking if speed slows (>10%) from TUG and or new signs of imbalance.

ÉCHELLE DE PERCEPTION DU CHANGEMENT**(Version pour les participants)**

L'échelle suivante nous permettra de mesurer l'évolution de votre condition au cours de votre réadaptation.

Depuis votre arrivée à l'IRGLM (ou depuis que vous avez été évalué avec le Mini-BESTest pour la première fois), comment percevez-vous le changement **au niveau de votre équilibre debout** (Encerclez une seule réponse):

-7	Extrêmement détérioré
-6	Très détérioré
-5	Assez détérioré
-4	Modérément détérioré
-3	Quelque peu détérioré
-2	Un peu détérioré
-1	Un petit peu détérioré
0	Environ pareil
+1	Un petit peu amélioré
+2	Un peu amélioré
+3	Quelque peu amélioré
+4	Modérément amélioré
+5	Assez amélioré
+6	Très amélioré
+7	Extrêmement amélioré

**GLOBAL RATING OF CHANGE SCALE
(participant's version)**

The following rating scale allows us to measure the change in your condition through your rehabilitation.

Please rate the overall change **in your standing balance** from the time that you were admitted at the IRGLM (or from the time you were first evaluated with the Mini-BESTest) until now (Circle only one):

-7	A very great deal worse
-6	A great deal worse
-5	Quite a bit worse
-4	Moderately worse
-3	Somewhat worse
-2	A little bit worse
-1	A tiny bit worse
0	About the same
+1	A tiny bit better
+2	A little bit better
+3	Somewhat better
+4	Moderately better
+5	Quite a bit better
+6	A great deal better
+7	A very great deal better

Adapted from: Jaeschke R, Singer J, Guyatt GH. Measurement of health status. Ascertaining the minimal clinically important difference. Control Clin Trials 1989: 407-15.

ÉCHELLE DE PERCEPTION DU CHANGEMENT**(Version pour les thérapeutes)**

L'échelle suivante nous permettra de mesurer l'évolution de la condition de votre patient(e) au cours de leur réadaptation.

Depuis son arrivée à l'IRGLM (ou depuis qu'il(elle) a été évalué(e) avec le Mini-BESTest pour la première fois), comment percevez-vous le changement **au niveau de l'équilibre debout de votre patient(e)** (encerclez une seule réponse)

-7	Extrêmement détérioré
-6	Très détérioré
-5	Assez détérioré
-4	Modérément détérioré
-3	Quelque peu détérioré
-2	Un peu détérioré
-1	Un petit peu détérioré
0	Environ pareil
+1	Un petit peu amélioré
+2	Un peu amélioré
+3	Quelque peu amélioré
+4	Modérément amélioré
+5	Assez amélioré
+6	Très amélioré
+7	Extrêmement amélioré

ANNEXE II : FORMULAIRES DE CONSENTEMENT

Formule de consentement pour votre participation à un projet de recherche

TITRE DU PROJET:

Étude des caractéristiques psychométriques du Mini-BESTest avec la clientèle lésée médullaire en réadaptation.

RESPONSABLES :

Audrey Roy, pht

Étudiante à la maîtrise de recherche à l'Université de Montréal, École de réadaptation, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), l'installation Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) du CIUSSS du Centre-Est-de-l'Île-de-Montréal.

Sylvie Nadeau, pht, Ph.D Chercheure, CRIR, installation IRGLM, Laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse des activités fonctionnelles. Professeure titulaire à l'Université de Montréal, École de réadaptation. Chercheure responsable du projet. (directrice de l'étudiante).

SOURCES DE FINANCEMENT

Ce projet de recherche est financé par l'équipe de recherche en réadaptation sensorimotrice (ERRSM) et rendu possible grâce à la participation de l'installation Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) du CIUSSS du Centre-Est-de-l'Île-de-Montréal.

PRÉAMBULE

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui vise à tester un nouvel outil d'évaluation de l'équilibre debout avec la clientèle ayant subi une lésion à la moelle

épinière. Avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de comprendre et de considérer attentivement les renseignements suivants.

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

Ce projet de recherche vise à s'assurer que l'évaluation de l'équilibre debout standardisée nommée «Mini-BESTest» évalue de façon adéquate l'équilibre debout des personnes ayant une lésion à la moelle épinière (LMÉ) en phase de réadaptation. En effet, le Mini-BESTest aurait le potentiel d'apporter à l'évaluation clinique plus de précisions sur les déficits qui perturbent l'équilibre debout. De plus, cette évaluation est connue pour mieux évaluer les personnes ayant un meilleur équilibre lorsqu'on la compare au test normalement utilisé avec la clientèle ayant une LMÉ (l'échelle d'équilibre de Berg).

Un premier objectif de cette étude est d'étudier les qualités d'évaluation du Mini-BESTest. Un deuxième objectif (secondaire) est d'explorer les critères qui indiqueraient aux cliniciens le meilleur moment pour utiliser le Mini-BESTest par rapport aux autres tests cliniques pour mesurer l'équilibre. Pour répondre à ces objectifs, vingt (20) participants avec une LMÉ seront recrutés à l'installation IRGLM.

NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION

Le projet comporte trois évaluations avec le Mini-BESTest :

1) Une première évaluation sera effectuée dans les deux premières semaines de votre réadaptation (ou dès que vous serez capable d'effectuer une épreuve du Mini-BESTest). Cette première évaluation avec le Mini-BESTest sera filmée afin de permettre à deux autres physiothérapeutes de vous évaluer en regardant la vidéo. Ceci permettra de s'assurer que l'échelle de cotation soit applicable de manière constante, d'un évaluateur à l'autre. Cette partie nécessitera environ 30 à 40 min.

2) Une deuxième évaluation sera effectuée au maximum trois jours après la précédente. Cette partie nécessitera environ 30 à 40 min. Ces deux premières évaluations seront effectuées par un physiothérapeute d'expérience, faisant partie de l'équipe de recherche.

3) Une troisième évaluation aura lieu durant la dernière semaine de traitement à l'unité de réadaptation. Celle-ci sera effectuée par votre physiothérapeute traitant ou par le physiothérapeute de l'équipe de recherche. Aussi, durant cette même semaine, nous vous demanderons de répondre à un questionnaire comportant une seule question qui vise à connaître votre perception au niveau de l'évolution de votre équilibre debout. Ce questionnaire sera aussi rempli par votre physiothérapeute traitant. Cette partie nécessitera également au maximum 30 à 40 min.

L'évaluation avec le Mini-BESTest est déjà effectuée par les cliniciens de l'installation IRGLM. Elle comporte 14 épreuves qui testent votre équilibre dans différentes conditions telles que ; lorsque vous vous tenez sur une jambe ou sur le bout des pieds, lorsque vous devez faire un pas pour retrouver votre équilibre ou encore lorsque vous effectuez différentes tâches durant la marche. Dans ce projet, il y a un besoin d'uniformiser les temps d'évaluation des tests et de contrôler certains facteurs. L'évaluation avec le Mini-BESTest nécessite 15 à 20 minutes et des temps de pause peuvent être accordés selon vos besoins.

En plus de ces trois évaluations, l'équipe de recherche utilisera certains de vos résultats des évaluations effectuées par votre équipe traitante lors de votre séjour en réadaptation afin de compléter les données requises pour le projet. Entre autres, les résultats des autres évaluations de l'équilibre debout ainsi que ceux des tests de performance à la marche effectués par votre physiothérapeute, de même que les résultats à l'échelle d'indépendance qu'aura remplie votre ergothérapeute seront requis. En plus, nous utiliserons la classification de votre LMÉ effectuée par votre psychiatre et votre physiothérapeute, ainsi que d'autres données sur votre lésion, votre condition de santé actuelle et antérieure ainsi que votre âge, votre poids et votre grandeur seront collectées de votre dossier médical. Si certaines informations requises ne sont pas collectées ou ne se retrouvent pas au dossier, la clinicienne physiothérapeute associée au projet (A. Roy) vous contactera pour compléter les informations manquantes. Au besoin, elle pourrait aussi réaliser certaines des évaluations requises pour le projet.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

En tant que participant, vous ne retirerez aucun avantage de votre implication au projet de recherche. Néanmoins, 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 aucun risque. Cependant, le risque de pertes d'équilibre lors de l'évaluation de votre équilibre debout ne peut être complètement éliminé. Afin d'éviter les accidents, une deuxième personne demeurera près de vous afin de vous rattraper au besoin.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION :

Il se peut que les efforts demandés lors de l'évaluation provoquent tout au plus une certaine fatigue, mais celle-ci ne sera que temporaire. Par ailleurs, il se peut que les périodes d'évaluation soient difficiles à insérer dans votre horaire quotidien, mais votre équipe traitante ainsi que vous même serez consultés afin que ces périodes ne nuisent pas à vos traitements usuels.

ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL :

Vous acceptez que les personnes responsables de ce projet aient accès à votre dossier médical de l'installation IRGLM. Tel que mentionné ci-haut, nous prélèverons de votre dossier certaines informations sur les tests et mesures réalisés par les cliniciens ainsi que des informations sur votre état de santé antérieur et actuel (comme les informations relatives à votre LMÉ, les chirurgies que vous avez subies dans le passé, les maladies dont vous souffrez, etc.) et certaines données permettant de vous catégoriser (âge, sexe, grandeur, poids, etc.).

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS :

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

CONFIDENTIALITÉ :

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui vous concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles. À cet effet, tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés et conservés sous clé dans une filière du laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse d'activités fonctionnelles de l'installation IRGLM par le responsable de l'étude pour une période de 5 ans suivant la fin du projet. Seuls les membres de l'équipe de recherche y auront accès. Après cette période de 5 ans, ces renseignements seront détruits. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier pourrait être consulté par une personne mandatée par le CER des établissements du CRIR ou par l'Unité de l'éthique du ministère de la Santé et des Services sociaux, qui adhèrent à une politique de stricte confidentialité.

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET :

Pour votre satisfaction, nous nous appliquerons à répondre à toute question que vous poserez à propos de ce projet. Pour toute information ou question, vous pourrez communiquer avec Audrey Roy, physiothérapeute et responsable du projet, au numéro [REDACTED] au poste [REDACTED] ou [REDACTED]. Vous pouvez aussi contacter Mme Sylvie Nadeau, Ph.D., professeur à l'Université de Montréal au numéro de téléphone [REDACTED] au poste [REDACTED].

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 [REDACTED] poste [REDACTED] ou par courriel à l'adresse : [REDACTED]. Pour ces mêmes questions, vous pouvez aussi communiquer avec le commissaire local aux plaintes de votre établissement.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET RETRAIT DE VOTRE PARTICIPATION :

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice et sans que cela n'affecte les services de santé auxquels vous aurez droit à l'installation IRGLM. En cas de retrait de votre participation, les documents audiovisuels et écrits vous concernant seront conservés, à moins d'indication contraire de votre part.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :

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

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE

Aucune compensation financière n'est prévue pour votre participation étant donné que le tout se déroulera durant votre réadaptation.

CONSENTEMENT

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

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

J'accepte d'être contacté (e) dans le futur par le même chercheur principal 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 trois 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, afin d'être contacté pour un autre projet de recherche.*

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

oui non

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

Nom du sujet

Signature de l'intéressé (e)

Fait à _____,

le _____, 20_____.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné(e), _____,
certifie

- (a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;
- (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard;
- (c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus;
- et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

Signature du responsable du projet
ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20__.

Consent form for participation in a research project

PROJECT TITLE:

Measurement of psychometric properties of the Mini-BESTest in people with a spinal cord injury (SCI) in rehabilitation.

SUPERVISORS:

Audrey Roy, PT

Masters student at Université de Montréal, école de réadaptation. Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), «Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM)» installation of the «CIUSSS du Centre-Est-de-l'Île-de-Montréal»

Sylvie Nadeau, PT, PhD

Researcher, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), IRGLM installation. Pathokinesiology and functional task analysis laboratory. Full professor - Université de Montréal, École de réadaptation. In charge of the research project. (student's director).

SOURCES OF FUNDING

This research project is funded by the SensoriMotor Rehabilitation Research Team (SMRRT) and made possible by the participation of the «Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM)» installation of the «CIUSSS du Centre-Est-de-l'Île-de-Montréal»

INTRODUCTION

You are being invited to take part in a research project that aims to test a new standing balance assessment tool with people having had a spinal cord injury. Before agreeing to participate in this research study, it is important that you read and understand the information below.

This consent form explains the goal of this study, the procedures, the advantages, the risks and the inconveniences. It also contains information about the people to contact if needed.

This consent form may contain words that you do not understand. Please ask the researchers or the other members involved in the research project for an explanation of any word or information that is not clear.

PROJECT DESCRIPTION AND OBJECTIVES

This research project aims to ensure that the standardized assessment of standing balance named "Mini-BESTest" adequately evaluates standing balance of people with spinal cord injury (SCI) in rehabilitation. Indeed, the Mini-BESTest has the potential to provide more precision on deficits interfering with standing balance in the clinical evaluation. Moreover, this assessment is known to better assess people with a better balance when compared to the test normally used with clients with SCI (the Berg Balance Scale).

A first objective of this study is to investigate the Mini-BESTest's assessment qualities. A second objective (secondary) is to explore the criteria that would indicate to clinicians the best moment to use the Mini-BESTest versus the other clinical tests to measure balance. To meet these objectives, twenty (20) participants with a SCI will be recruited at the IRGLM installation.

NATURE AND DURATION OF PARTICIPATION

Three evaluations with the Mini-BESTest will be done during this project:

1) A first assessment will be conducted in the first two weeks of your rehabilitation (or as soon as you are able to perform an element of the Mini-BESTest). This first assessment with the Mini-BESTest will be filmed to allow two therapists to evaluate you by watching the video. This will ensure that the rating scale is applied consistently from one evaluator to another. This part will require about 30-40 min.

2) A second evaluation will be conducted up to 3 days after the previous one. This part will also require about 30-40 min. An experienced physiotherapist, who will be part of the research team, will conduct these two first evaluations.

3) A third assessment will take place in the last week of treatments at the rehabilitation unit. This evaluation will be conducted by your treating physiotherapist or by the physiotherapist from the research team. Also, during this week, you will be asked to complete a questionnaire including only one question to learn about your own perception of the evolution of your standing balance. The questionnaire will also be filled by your treating physiotherapist. This part will also require about 30-40 min.

The Mini-BESTest is already used by clinicians at the IRGLM installation. It includes 14 items testing your balance in different conditions such as; when you stand on one leg or on the toes, when you have to step to regain balance or when you perform various tasks during walking. In this project, there is a need to standardize the test evaluation time and control some factors. The evaluation with the Mini-BESTest requires 15 to 20 minutes and breaks will be given as needed.

In addition to these three assessments, the research team will use some evaluation results carried out by your treating team during your rehabilitation to complete the data required for the project. Among other things, the results of other standing balance evaluations and those of walking performance tests conducted by your physical therapist as well as the score of the independence scale completed by your occupational therapist will be required. In addition, we

will use the classification of your SCI performed by your physiatrist and physiotherapist, as well as other data on your injury, your current and past health condition, your age, weight and height that will be collected from your medical file. If some required information is not found in the record, the clinical physiotherapist associated with the project (A. Roy) will contact you to complete the missing information. She could also perform some of the evaluations required for the project, as needed.

POTENTIAL ADVANTAGES

There are no personal advantages. However, you will be contributing to the advancement of research in the field of SCI rehabilitation.

POTENTIAL RISKS

It is understood that your participation in this project involves no risk whatsoever. However, the risk of loss of balance during the assessment of your standing balance cannot be completely eliminated. To avoid accidents, a second person will remain close to you in order to catch you, if necessary.

POTENTIAL PERSONAL INCONVENIENCES

It is possible that the efforts demanded during the evaluation will cause temporary fatigue. Furthermore, it is possible that the evaluation periods will be difficult to fit into your daily schedule, but you and your treatment team will be consulted so that these periods do not interfere with your usual treatments.

ACCESS TO YOUR HEALTH RECORD

You accept that individuals associated with the research project will have access to your health record at the IRGLM installation. As mentioned above, we will look at your health record to get information about the tests and measures conducted by your therapists and about your health status (such as information about your SCI, surgeries you have had in the past, illnesses you have, etc.) and some data to categorize you (age, sex, height, weight, etc.).

AUTHORIZATION TO USE THE RESULTS

With your permission, the information gathered may be used in scientific communications or publications. It is understood that your anonymity will be respected.

CONFIDENTIALITY

All information observed and collected about you for the study will be kept confidential. Data collected will be coded and stored by the research coordinator in a cabinet which will be locked at all times in the pathokinesiology and functional-activity analysis laboratory at the IRGLM installation. Data collected will be kept for a period of 5 years following the end of the study. All data collected will be accessible only to the members of the project. After this period of 5 years, the data will be destroyed. However, for monitoring purposes of the research project, your file

may be consulted by a person authorized by the Research Ethics Board (REB) of the institutions affiliated with the CRIR or by the Ethics Unit of the Ministry of Health and Social Services, which have a strict privacy policy.

INFORMATION ABOUT THE PROJECT

We will answer to your satisfaction all questions you may have about this research study. For all questions or for any information, you may contact Audrey Roy, physiotherapist in charge of the project at [REDACTED], ext. [REDACTED] or [REDACTED]. You can also communicate with Sylvie Nadeau, PhD, professor at the Université de Montréal at [REDACTED], ext. [REDACTED].

Any questions about your rights as a participant should be directed to Me Anik Nolet, Research Ethics Coordinator, for the institutions affiliated with the CRIR (Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal), at [REDACTED] ext. [REDACTED] or at [REDACTED]. For these same questions, you can also contact the local commissioner for complaints at your institution.

VOLUNTARY PARTICIPATION AND TERMINATING YOUR PARTICIPATION

It is understood that your participation in this research study is completely free and voluntary. It is equally understood that you may, at any moment, put an end to your participation without any repercussions and without any effect on the health services you receive at the IRGLM installation. In case you decide to no longer participate, all written and audiovisual documents concerning your participation will be destroyed unless otherwise specified by you.

RESPONSIBILITY CLAUSE

It is understood that, in agreeing to participate in this study, you are not renouncing any of your rights, nor are you releasing the researchers and the institutions involved from their legal and professional obligations.

COMPENSATION

No financial compensation is foreseen for participating since the evaluations will take place during your rehabilitation.

CONSENT FORM

I have read and understood this project, its nature, the importance of my participation and the risks and inconveniences associated with my participation and presented in this consent form. I have had all my questions answered to my satisfaction.

My participation in this study is voluntary and I may withdraw at any time without penalty.

I had the time I needed to make my decision.

I agree to be contacted for future related studies by the same main researcher:

- No
- Yes (for a period of one year) *
- Yes (for a period of two years) *
- Yes (for a period of three years) *

** Note that your personal contact information will be kept by the main researcher for the time to which you have agreed to be contacted for another research project.*

I agree that the data collected in this study may be used for other scientific publications related to the study field of this project.

Yes No

A signed copy of this information and consent form will be given to me.

Participant's name

Participant's signature

Made at _____,

Date _____.

RESEARCHER'S ENGAGEMENT

- I, _____, certify
- (a) That I have fully explained the relevant details of this study to the individual named above;
 - (b) That I have answered the questions he/she asked me about this study;
 - (c) That I have clearly indicated to him/her that he/she can end his/her participation in the study at any time; and
 - (d) That I will give him/her a signed and dated copy of this consent form.

Person obtaining consent

Made at _____,

Date _____

ANNEXE III : CERTIFICAT 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 7 juillet 2015, le projet de recherche CRIR-1082-0515 intitulé :

« Étude des qualités psychométriques du Mini-BESTest avec la clientèle lésée médullaire en réadaptation ».

Présenté par: Audrey Roy, étudiante à la maîtrise de recherche
Sylvie Nadeau, Ph.D.

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 8 juin 2015;
- Formulaire A du 18 mai 2015;
- Formulaire d'évaluation de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal du CIUSSS du Centre-Est-de-l'Île-de-Montréal, daté du 2 juin 2015, mentionnant que le projet est acceptable sur le plan de la convenance institutionnelle;
- Évaluation scientifique du projet de recherche du 11 juin 2015 effectuée par le Comité d'évaluation scientifique du CRIR;
- Protocole de recherche (version du 5 août 2015);
- Formulaire de consentement (version anglaise et française du 5 août 2015)


Ce projet se déroulera dans le site du CRIR suivant :

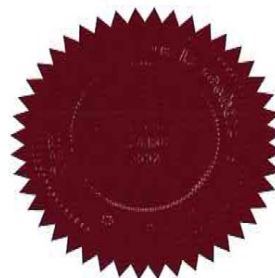
- Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal du CIUSSS du Centre-Est-de-l'Île-de-Montréal

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

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

3. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout nouveau renseignement susceptible d'affecter l'intégrité ou l'éthicité du projet de recherche, ou encore, d'influer sur la décision d'un sujet de recherche quant à sa participation au projet ;
4. Notifier, dès que possible, le CÉR de toute suspension ou annulation d'autorisation relative au projet qu'aura formulée un organisme de subvention ou de réglementation ;
5. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout problème constaté par un tiers au cours d'une activité de surveillance ou de vérification, interne ou externe, qui est susceptible de remettre en question l'intégrité ou l'éthicité du projet ainsi que la décision du CÉR ;
6. Notifier, dès que possible, le CÉR de l'interruption prématurée, temporaire ou définitive du projet. Cette modification doit être accompagnée d'un rapport faisant état des motifs à la base de cette interruption et des répercussions sur celles-ci sur les sujets de recherche ;
7. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
8. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
9. Tenir et conserver, selon la procédure prévue dans la *Politique portant sur la conservation d'une liste des sujets de recherche*, incluse dans le cadre réglementaire des établissements du CRIR, une liste des personnes qui ont accepté de prendre part à la présente étude ;
10. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication ;
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
5 août 2015

**ANNEXE IV : AUTORISATION POUR CONSULTER
LES DOSSIERS**

Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal

AUTORISATION DE LA DIRECTION DES SERVICES PROFESSIONNELS À CONSULTER DES DOSSIERS D'USAGERS DANS LE CADRE D'UN PROJET DE RECHERCHE

Nous vous autorisons à consulter les dossiers pour le projet de recherche intitulé portant le numéro CRIR - 1082-0515

Cette autorisation sera effective selon les conditions suivantes :

1. la période de consultation s'échelonne du : 1^{er} janvier 2016 au 31 décembre 2016
2. les personnes ayant accès au dossier sont : Audrey Roy pht
3. les données recueillies seront les suivantes :
 - a. données démographiques et sociodémographique,
 - b. antécédents médicaux et conditions associées,
 - c. diagnostic (incluant les résultats du ASIA International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury) et informations relatives à la lésion à la moelle épinière,
 - d. résultats aux tests cliniques d'équilibre debout (Mini-BESTest, Berg Balance Scale, Timed Up and Go), de marche (vitesse de marche sur 10m, test de marche de 6 minutes), d'indépendance (Spinal Cord Independence Measure - III) ainsi que les évaluations de spasticité, de mobilité articulaire et de douleur.

Cette autorisation peut être révoquée en tout temps si la Direction des affaires médicales a des raisons de croire que le professionnel autorisé ne respecte pas le caractère confidentiel des renseignements ainsi obtenus ou ne se conforme pas aux conditions imposées ou aux normes d'éthique ou d'intégrité scientifique généralement reconnue.

Une copie conforme de cette lettre sera envoyée à l'archiviste de l'IRGLM du CIUSSS Centre-Sud-de-l'île-de-Montréal ainsi qu'au Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR.

Veillez agréer l'expression de mes sentiments les meilleurs.

Julie Lajeunesse, M.D.
Directrice des services professionnels
CIUSSS du Centre-Sud-de-l'île-de-Montréal

c.c. : Lise Poissant

