





Titre :

**Effets de l'utilisation d'un chien d'assistance sur les efforts aux membres supérieurs lors de la montée d'une pente en fauteuil roulant chez les individus ayant une lésion médullaire**

Par :

Valérie Martin Lemoyne

École de réadaptation

Faculté de médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures

En vue de l'obtention du grade de

Maîtrise ès Sciences (MSc)

En Sciences de la réadaptation

19 décembre 2014

© Valérie Martin Lemoyne, 2014

## **SOMMAIRE**

**Problématique.** L'utilisation d'un chien d'assistance à la mobilité (CAM) représente une option novatrice pour préserver l'intégrité des membres supérieurs (MSs) chez les utilisateurs de fauteuil roulant manuel (FRM). Aucune étude biomécanique n'a quantifié les effets du CAM sur les efforts aux MSs lors de la montée d'un plan incliné. **Objectif.** Cette étude quasi-expérimentale vise à comparer les efforts aux MSs lors de la montée d'un plan incliné avec et sans l'assistance d'un CAM. **Méthodologie.** Dix participants avec une lésion de la moelle épinière (LME) qui utilisent un FRM et possèdent un CAM ont monté un plan incliné à trois reprises avec et sans l'assistance du CAM. Les forces appliquées sur les cerceaux, mesurées avec des roues instrumentées, et les mouvements du FRM et des MSs, enregistrés avec un système d'analyse du mouvement, ont permis de mesurer les efforts mécaniques aux MSs. Simultanément, l'activité électromyographique (EMG) des muscles grand pectoral, deltoïde antérieur, biceps et triceps a été enregistrée et normalisée avec sa valeur maximale pour mesurer les efforts musculaires aux MSs. **Résultats.** En général, le CAM réduit significativement les valeurs moyennes et maximales de la force totale appliquée aux cerceaux et de sa composante tangentielle, des moments nets de flexion, de rotation interne et d'adduction aux épaules et des taux d'utilisation musculaire du deltoïde antérieur, du biceps et du triceps. **Conclusion.** L'assistance d'un CAM réduit les efforts aux MSs lors de la montée d'un plan incliné chez les utilisateurs d'un FRM ayant une LME.

**Mots clés :** Aide technique, biomécanique, chien d'assistance à la mobilité, fauteuil roulant, membre supérieur, paraplégie, performance et analyse de tâches, rampe, réadaptation, tétraplégie.

## **SUMMARY**

**Problematic.** The use of a mobility assistance dog (ADMob) represents an innovative option to preserve upper limb (U/Ls) integrity in manual wheelchair (MWC) user population. No biomechanical studies have quantified the effects of ADMob on U/Ls efforts when climbing an incline. **Objective.** This quasi-experimental study compares the U/Ls efforts when climbing an incline with and without the assistance of an ADMob for MWC traction. **Methodology.** Ten participants with spinal cord injury (SCI) using a MWC and owning an ADMob climbed an incline 3 times with and without the use of an ADMob. The forces applied to the handrims, captured with instrumented wheel and movements of the MWC and the U/Ls, recorded with a three-dimensional motion analysis system, were used to measure the U/Ls mechanical efforts. Simultaneously, the electromyographic (EMG) activity of the pectoralis major muscle, anterior deltoid, biceps and triceps were recorded during the tasks and normalized with its maximum value to measure the U/Ls muscular efforts. **Results.** Typically, ADMob significantly reduces the mean and peak values of the total force applied to the rings and the tangential component, the mean and peak values of flexion, internal rotation and adduction net joint moments at the shoulder and the mean and peak values of muscular utilization ratio of anterior deltoid, pectoralis major, biceps and triceps. **Conclusion.** The assistance of an ADMob for MWC traction when climbing an incline reduces the effort to U/Ls among MWC users with a SCI.

**Keywords:** assistive technology, biomechanics, paraplegia, quadriplegia, ramp, rehabilitation, service dog, task performance and analysis, upper extremity, wheelchair.

## TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE .....	ii
SUMMARY .....	iii
TABLE DES MATIÈRES .....	iv
LISTE DES TABLEAUX .....	viii
LISTE DES FIGURES .....	ix
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....	x
DÉDICACE .....	xi
REMERCIEMENTS .....	xii
CHAPITRE 1 : PROBLÉMATIQUE .....	1
1.1 Prévalence et fardeau économique des lésions de la moelle épinière .....	1
1.2 Prévalence et étiologie des déficiences secondaires musculosquelettiques .....	1
1.3 Capacité à monter un plan incliné et situations de handicap .....	2
1.4 Aides techniques à la mobilité .....	3
1.5 Chien d'assistance à la mobilité .....	3
1.6 Objectifs général et spécifiques .....	7
1.7 Hypothèses générale et spécifiques de l'étude .....	7
1.8 Pertinence de l'étude .....	7
CHAPITRE 2 : RECENSION DE LA LITTÉRATURE .....	9
2.1 Moelle épinière et lésion de la moelle épinière .....	9
2.1.1 La moelle épinière .....	9
2.1.2 Lésion médullaire : définition et classification .....	10
2.1.3 Étiologie et incidence des lésions de la moelle épinière complètes et incomplètes .....	11
2.1.4 Portrait fonctionnel .....	12
2.1.5 Traitement d'une lésion de la moelle épinière .....	14
2.2 Membres supérieurs et déficiences secondaires musculosquelettiques .....	14
2.2.1 Le membre supérieur .....	14
2.2.1.1 Physiologie articulaire du membre supérieur – épaule et coude .....	14
2.2.1.2 Myologie du membre supérieur – épaule et coude .....	15

2.2.2.	Prévalence et pathokinésiologie des déficiences secondaires musculosquelettiques chez les personnes ayant une lésion de la moelle épinière.....	17
2.2.2.1	Facteurs intrinsèques.....	18
2.2.2.2	Facteurs extrinsèques.....	18
2.2.2.3	Pathologies de la coiffe des rotateurs .....	19
2.2.3	Traitement et prévention .....	20
2.3	Inventaire des principales aides techniques d'assistance à la propulsion d'un fauteuil roulant manuel.....	23
2.3.1	Fauteuil roulant manuel.....	23
2.3.2	Fauteuil roulant manuel avec roues générant une assistance à la propulsion ..24	
2.3.3	Le chien d'assistance à la mobilité.....	26
2.4	Études biomécaniques .....	30
2.4.1	Propulsion du fauteuil roulant manuel dans un plan incliné .....	30
2.4.2	PAPAWs / Magic wheels.....	33
2.4.3	Le chien d'assistance à la mobilité.....	35
2.5	Conclusion.....	35
CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE .....		37
3.1	Approbation éthique.....	37
3.2	Devis et participants .....	37
3.3	Chiens d'assistance à la mobilité .....	37
3.4	Critères d'inclusion et d'exclusion .....	38
3.5	Évaluation clinique.....	38
3.5.1	Mesures anthropométriques .....	38
3.5.2	Intégrité des épaules.....	38
3.6	Évaluation en laboratoire : installations.....	39
3.7	Tâches expérimentales.....	40
3.8	Instruments de mesures .....	42
3.8.1	Roues instrumentées .....	42
3.8.2	Système d'analyse tridimensionnelle du mouvement.....	43
3.8.3	Électromyographie de surface.....	45
3.8.4	Perception de l'effort sur une échelle visuelle analogue avec curseur et couleur . .....	47
3.9	Traitements des données et analyses statistiques .....	47

CHAPITRE 4 : RÉSULTATS – ARTICLE SCIENTIFIQUE.....	49
4.2 Introduction.....	51
4.3 Methods.....	53
4.3.1 Research design and ethics.....	53
4.3.2 Participants and mobility assistance dogs.....	53
4.3.3 Clinical assessment.....	56
4.3.4 Laboratory assessment.....	56
4.3.5 Pushrim kinetics.....	57
4.3.6 Kinematics.....	57
4.3.7 Upper limb kinetics.....	57
4.3.8 Surface electromyography.....	58
4.3.9 Data reduction and statistics.....	58
4.4 Results.....	59
4.5 Discussion.....	62
4.6 Conclusion.....	65
4.7 Conflict of interest, funding and acknowledgements.....	66
4.8 References.....	67
CHAPITRE 5 : DISCUSSION.....	72
5.1 Principaux constats émergeant des travaux de recherche.....	72
5.1.1 Augmentation de la vitesse de propulsion et diminution du temps de poussée.....	72
5.1.2 Diminution de la force appliquée aux cerceaux.....	73
5.1.3 Diminution du chargement articulaire à l'épaule et de la demande musculaire aux membres supérieurs.....	73
5.1.4 Diminution de la perception de l'effort aux membres supérieurs.....	73
5.2 Évidences confirmant que la traction d'un chien d'assistance à la mobilité représente une aide technique alternative d'assistance à la propulsion.....	74
5.3 Limites de l'étude et opportunités d'amélioration futures.....	75
5.4 Futurs projets de recherche en lien avec l'étude réalisée.....	76
CHAPITRE 6 : CONCLUSION.....	72
CHAPITRE 7: BIBLIOGRAPHIE.....	79
ANNEXES.....	i
ANNEXE I.....	ii
ANNEXE II.....	vii
ANNEXE III.....	xv

ANNEXE IV ..... xiii  
ANNEXE V ..... xvi  
ANNEXE VI ..... xviii  
ANNEXE VII ..... xxi  
ANNEXE VIII ..... xxiv  
ANNEXE IX ..... xxvii  
ANNEXE X ..... xxx  
ANNEXE XI ..... xxxv

## LISTE DES TABLEAUX

<b>Tableau I</b>	Muscles atteints (myotomes) en fonction de la racine nerveuse et mobilité fonctionnelle.....	13
<b>Tableau II</b>	Les muscles des mouvements principaux de l'épaule et du coude .....	16
<b>Tableau III</b>	Description of participants and their mobility assistance dogs .....	55
<b>Tableau IV</b>	Summary of main outcome measures.....	61

## LISTE DES FIGURES

<b>Figure 1.1</b>	Schéma représentant l'interaction entre les déficiences aux MSs, l'exigence de la montée d'un plan incliné et l'utilisation d'un chien d'assistance à la mobilité ..6
<b>Figure 2.1</b>	La moelle épinière..... 10
<b>Figure 2.2</b>	Schéma démontrant la pathokinésiologie des déficiences secondaires musculosquelettiques chez les personnes vivant avec une LME. ....22
<b>Figure 2.3</b>	Photo d'un usager provenant du dépliant du programme ministériel de remboursement des frais relatifs à l'utilisation d'un CAM. ....26
<b>Figure 2.4</b>	Effets potentiels du CAM en lien avec la montée de plans inclinés selon le modèle conceptuel du Processus de Production du Handicap (PPH). ....29
<b>Figure 3.1</b>	Vue frontale et latérale du plan incliné en laboratoire .....39
<b>Figure 3.2</b>	a) participante se propulsant sur le plan incliné sans son CAM et b) participante se propulsant sur le plan incliné avec son CAM..... 41
<b>Figure 3.3</b>	Roues instrumentées SmartWheel™. ....42
<b>Figure 3.4</b>	Exemple de données cinétiques. ....43
<b>Figure 3.5</b>	Exemple de données cinématiques.....44
<b>Figure 3.6</b>	Photo d'un participant avec les électrodes de l'EMG de surface et les capteurs à infra-rouges du système d'analyse tridimensionnelle du mouvement. ....45
<b>Figure 3.7</b>	Exemple de données d'électromyographie.....46
<b>Figure 3.8</b>	Photo de l'échelle visuelle analogue avec curseur et couleur utilisée.....47
<b>Figure 4.1</b>	Schematic representation of the experimental set-up and the starting position 56

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

<b>ACRM</b>	American Congress of Rehabilitation Medicine
<b>AD<sub>Mob</sub></b>	Mobility Assistance Dog
<b>AERDPQ</b>	Association des Établissements de Réadaptation en Déficience Physique du Québec
<b>CAM</b>	Chien d'Assistance à la Mobilité
<b>CRIR</b>	Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation du Montréal Métropolitain
<b>FEF</b>	Fraction of Effective Force
<b>FRM</b>	Fauteuil Roulant Manuel
<b>F<sub>TAN</sub></b>	Force TANgentielle
<b>F<sub>TOT</sub></b>	Force TOTale
<b>IRGLM</b>	Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal
<b>LME</b>	Lésion de la Moelle Épinière
<b>MEF</b>	Mechanical Effective Force
<b>MUR</b>	Muscle Utilization Ratio
<b>MS</b>	Membre Supérieur
<b>MWU</b>	Manual Wheelchair User
<b>PAPAWs</b>	Pushrim-Activated Power-Assist Wheelchair
<b>PPH</b>	Processus de Production du Handicap
<b>SCI</b>	Spinal Cord Injury
<b>TUM</b>	Taux d'Utilisation Musculaire
<b>U/L</b>	Upper Limb
<b>WUSPI</b>	Wheelchair User's Shoulder Pain Index

## **DÉDICACE**

À ma famille et mes amis pour leur support infini et inconditionnel

À mes collègues et ma gestionnaire pour leurs encouragements et leur patience!

Et à François Bélanger pour être le meilleur de moi-même à tes côtés

## **REMERCIEMENTS**

J'aimerais remercier chaleureusement Dany Gagnon, mon directeur pour m'avoir donné l'opportunité de cette aventure et pour tout le support dont j'ai bénéficié. J'aimerais également remercier François Routhier, mon co-directeur pour sa contribution et le partage de ses connaissances.

Merci à la belle équipe du laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM : Youssef El Khamlichi, Murielle Grangeons, Audrey Champagne, Annie-Claude Babineau, Guillaume Desroches, Mathieu Lalumière, Daniel Marineau et Michel Goyette. Merci pour votre contribution et votre passion.

Un grand merci aux participants du projet pour votre temps, vos efforts et pour tout le sérieux et l'intérêt que vous avez portés au projet.

Merci à l'École de Réadaptation de l'Université de Montréal, au Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), à l'Ordre professionnel de la Physiothérapie du Québec et à l'Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM) pour le support financier dont j'ai profité.

J'aimerais finalement remercier Chantal Drolet, ma gestionnaire et l'équipe des programmes ministériels d'attribution d'aides techniques de l'IRGLM : Giovanna Costantino, Malgorzata Depa, Marie-Eve Clavet et Sandra Cabarcas pour m'avoir accompagnée au quotidien dans ce défi et surtout pour votre énergie, votre compréhension et votre amour du travail qui a su entretenir mon intérêt et ma détermination.

# **CHAPITRE 1 : PROBLÉMATIQUE**

## **1.1 Prévalence et fardeau économique des lésions de la moelle épinière**

Au Canada, environ 85 000 personnes vivent avec une lésion de la moelle épinière (LME), et de ce nombre près de 44 000 vivent avec une lésion d'origine traumatique (1). Environ 44 % de ces lésions traumatiques provoquent une paraplégie alors que 56 % provoquent une tétraplégie (1). Le fardeau économique canadien estimé par individu vivant avec une LME (pour toute la durée de leur vie) varie de 1,5 million \$ pour ceux ayant une paraplégie incomplète à 3,0 millions \$ pour ceux ayant une tétraplégie complète. Malgré que le nombre de personnes vivant avec une LME soit relativement petit, le fardeau économique associé aux LMEs demeure considérable (2).

## **1.2 Prévalence et étiologie des déficiences secondaires musculosquelettiques**

Avec l'avancée constante des soins d'urgence en traumatologie, de la médecine et des services de réadaptation, l'espérance de vie des personnes vivant avec une LME et se mobilisant en fauteuil roulant manuel (FRM) approche maintenant celle de la population générale (3). Ces personnes sollicitent généralement de façons intensive et répétitive les membres supérieurs (MSs) lors de la propulsion du FRM et de la performance de diverses activités reliées à l'utilisation d'un FRM telles que le soulèvement du corps lors du repositionnement, les transferts assis en pivot et le chargement du FRM dans la voiture. En conséquence, les déficiences secondaires d'origine musculosquelettiques aux MSs sont susceptibles de survenir, de perdurer ou de s'exacerber chez les personnes vivant avec une LME et utilisant un FRM (4, 5). En fait, une forte prévalence de déficiences secondaires d'origine musculosquelettique a été rapportée aux épaules (30-100 %), aux coudes (5-16 %) et aux poignets (40-66 %) chez les personnes présentant une LME et utilisant un FRM à long terme (6-8). Les douleurs à l'épaule surviennent le plus souvent dans la première année suivant la LME ou entre 15 à 20 ans suivant cette dernière (9).

Les douleurs aux MSs sont généralement multi-causales et inter-reliées. La paralysie de certains muscles, que ce soit des MSs ou du tronc (selon le niveau de la LME), mène à des diminutions d'amplitudes articulaires, des débalancements musculaires et des patrons de recrutements musculaires altérés en plus de la surutilisation des muscles préservés ce qui prédispose aux douleurs et aux blessures (10). La douleur apparaît d'abord comme le symptôme, c'est-à-dire la conséquence du processus inflammatoire au site affecté. Par contre, lorsqu'elle devient chronique, elle entraîne ou aggrave les limitations articulaires, la diminution de force musculaire et les patrons de recrutements altérés (10). La fatigue musculaire est également un facteur qui entraîne des changements dans la cinétique, la cinématique et la demande musculaire lors de la propulsion d'un FRM qui sont potentiellement délétères sur les articulations des MSs en particulier l'épaule (11, 12). Lors de la montée d'une pente, les efforts générés par les MSs sont nettement plus élevés que lors de la propulsion sur une surface nivelée (13-15). Cette augmentation des efforts menace à la fois l'intégrité musculosquelettique des MSs et la capacité des utilisateurs de FRM à négocier les obstacles environnementaux (par exemple : les plans inclinés) sans l'aide d'une personne ou l'utilisation d'une aide technique à la mobilité additionnelle. Il apparaît donc pertinent de s'intéresser à la douleur et aux déficiences secondaires d'origine musculosquelettique aux MSs chez les personnes ayant une LME et utilisant un FRM.

### **1.3 Capacité à monter un plan incliné et situations de handicap**

Il est connu que la douleur et les déficiences secondaires d'origine musculosquelettique aux MSs sont les raisons principales du déclin des capacités fonctionnelles chez les personnes ayant une LME et utilisant un FRM au cours du vieillissement (16, 17). De cette diminution des capacités fonctionnelles découlent des situations de handicaps qui perturbent la pleine réalisation de leurs habitudes de vie et l'accomplissement de leurs rôles sociaux et familiaux. Par exemple, la perte de la capacité à monter des rampes d'accès et autres plans inclinés chez les utilisateurs d'un FRM n'est pas sans conséquence. Chez ces derniers, l'accès à plusieurs bâtiments publics et privés, à plusieurs espaces urbains aménagés (par exemple la montée sur un trottoir) et à plusieurs environnements naturels avec reliefs (par exemple la présence d'une côte prononcée sur une rue) dépend directement de leur capacité à monter un plan

incliné. Cette capacité à monter un plan incliné devient alors un facilitateur qui leur permet d'accéder de façon indépendante aux environnements et aux bâtiments présentant des pentes. Lors de la montée d'une pente, il a été documenté que 85 % des utilisateurs d'un FRM réussissent à monter une pente ayant un ratio 1 : 12 ( $4,76^{\circ}$ ), qui correspond à une unité de hauteur pour 12 unités de longueur, 80 % réussissent à monter une pente 1 : 10 ( $5,71^{\circ}$ ) et 75 % réussissent à monter une pente 1 : 8 ( $7,13^{\circ}$ ) (15). Ces résultats confirment la pertinence de s'intéresser aux chargements articulaires et aux efforts musculaires aux MSs lors de la montée des pentes et de vérifier si l'utilisation d'aides techniques à la mobilité réduit significativement ces éléments (c'est-à-dire le chargement articulaire et les efforts musculaires).

#### **1.4 Aides techniques à la mobilité**

La recommandation et l'attribution d'aides techniques à la mobilité font partie intégrante des interventions pour diminuer les chargements articulaires et les efforts musculaires associés à la propulsion d'un FRM afin de prévenir le développement de déficiences secondaires aux MSs tout en optimisant l'indépendance lors de la propulsion du FRM et de la performance de tâches fonctionnelles (par exemple la montée d'une pente). Plusieurs types d'aides techniques à la mobilité tels un fauteuil roulant motorisé, un triporteur ou quadriporteur, un fauteuil roulant avec roues arrières procurant une assistance motorisée ou mécanique (par exemple les pushrim-activated power-assist wheelchairs (PAPAWs) et les Magic Wheels) ou même encore un chien d'assistance à la mobilité (CAM) peuvent être recommandées par les professionnels de la réadaptation au Québec. Au Québec, le remboursement de ces aides techniques à la mobilité est sous la gouverne de différents organismes payeurs, incluant le Ministère de la Santé et des Services Sociaux (MSSS). Les effets de certaines aides techniques ont été peu documentés à ce jour et requièrent davantage de preuve sous forme de données probantes.

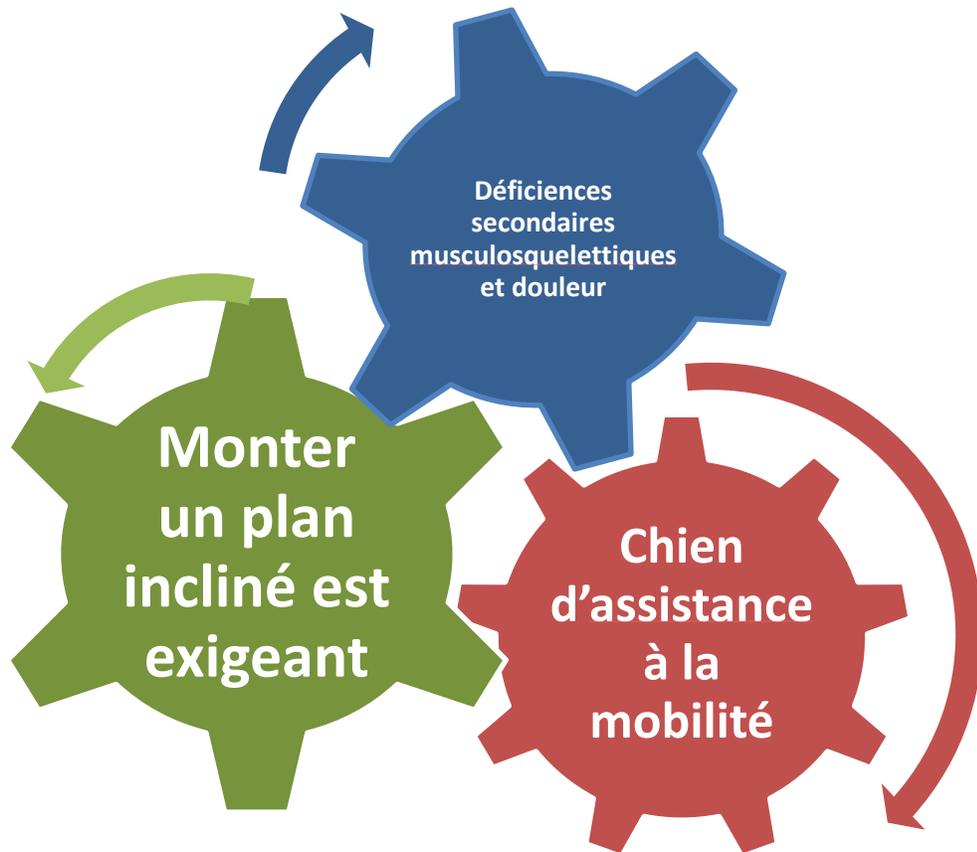
#### **1.5 Chien d'assistance à la mobilité**

Le CAM est une aide technique personnelle utilisée au quotidien par une personne présentant une déficience motrice pour compenser une ou plusieurs incapacités fonctionnelles. Il se différencie du chien de réadaptation qui est une modalité thérapeutique utilisée en réadaptation par un professionnel dans le but d'améliorer une déficience (18, 19). L'utilisation d'un CAM pour la traction du FRM est une alternative proposée en réadaptation afin de réduire les efforts aux MSs lors de la propulsion. Le CAM peut être utilisé pour d'autres fonctions soient l'appui à la marche, l'appui aux transferts, les tâches de préhension telles que le rapport d'objet, l'ouverture de porte et le déshabillage (18). L'attribution d'un CAM est désormais facilitée au Québec depuis l'entrée en vigueur en septembre 2010 du programme ministériel de remboursement des frais relatifs à l'utilisation d'un CAM (20). Dans un rapport publié en 2007, l'Agence d'Évaluation des Technologies et des Modes d'Intervention en Santé (AETMIS) du Québec concluait que malgré le peu d'évidences scientifiques dans la littérature disponible sur les CAMs, le MSSS du Québec devrait tout de même l'inclure parmi les aides techniques remboursées par l'État (18). Suite à l'implantation du programme, des données socio-démographiques ont été collectées sur 199 utilisateurs ayant adhéré au programme (21). De ces 199 utilisateurs, il s'avère que 38 % l'utilisent pour la traction du FRM et 33 % des 199 utilisateurs sont des personnes vivant avec une LME (21).

Pour se prévaloir de ce remboursement, l'utilisateur doit par contre rencontrer des critères d'admissibilité précis. Entre autres, un utilisateur ne peut pas se prévaloir de la subvention s'il utilise son CAM pour des raisons de prévention de déficiences musculosquelettiques secondaires aux MSs. Il doit prouver qu'il présente déjà, au moment de la demande, des atteintes significatives et permanentes limitant sa capacité à propulser son FRM (20). Cette prévention est pourtant critique car la gestion des déficiences musculosquelettiques secondaires chroniques aux MSs est difficile (10). Les standards basés sur les données probantes pour la gestion de ces déficiences secondaires musculoquelettiques ne sont pas encore établis à ce jour autant pour les traitements médicaux et de réadaptation que pour les traitements chirurgicaux (10).

La recommandation de l'utilisation d'un CAM pour prévenir les déficiences secondaires aux MSs apparaît comme une solution prometteuse mais soulève tout de même encore plusieurs questions car très peu de données probantes existent au sujet des CAMs. La majorité des études réalisées à ce jour sur l'utilisation des CAMs portent principalement sur la

satisfaction des usagers et leur perception des effets du CAM sur leurs aptitudes à réaliser différentes habitudes de vie et leurs rôles sociaux (22). À notre connaissance, aucune étude biomécanique n'a rigoureusement comparé les efforts aux MSs lors de la propulsion du FRM avec et sans le CAM mis-à-part une étude de cas (23). Les résultats de cette étude de cas démontrent que le CAM utilisé pour la traction du FRM diminue significativement les efforts aux MSs lors de la montée d'une pente. La force totale ( $F_{TOT}$ ) moyenne des poussées aux cerceaux était diminuée de 34,5 % tandis que la  $F_{TOT}$  maximale était diminuée de 45,7 % et la mesure d'efficacité mécanique (MEF) était augmentée de 29,8 % lorsque le participant montait la pente avec l'utilisation du CAM en traction. Les moments nets articulaires moyens aux poignets, coudes et épaules étaient diminués de 60,5 %, 45,0 % et 36,9 % respectivement. Finalement, les taux d'utilisation musculaires (TUM) moyens du biceps, triceps, deltoïde antérieur et grand pectoral étaient diminués de 38,5 %, 59,5 %, 26,6 % et 44,9 % lors de la montée de la pente avec l'utilisation du CAM (23). D'autres études avec de plus grands échantillons sont nécessaires pour renforcer les évidences sur le potentiel du CAM à diminuer de façon significative les efforts aux MSs lors de la montée d'un plan incliné et ainsi prévenir les déficiences secondaires musculoquelettiques et la douleur. Ces données probantes sont aussi nécessaires afin d'appuyer leur recommandation et possiblement faire rembourser par l'État et les autres agents payeurs, les frais relatifs à l'utilisation d'un CAM dans un but préventif.



**Figure 1.1** Schéma représentant l'interaction entre les déficiences aux MSs, l'exigence de la montée d'un plan incliné et l'utilisation d'un chien d'assistance à la mobilité.

La figure 1.1 démontre l'interaction entre les déficiences aux MSs, l'exigence de la montée d'un plan incliné et l'utilisation d'un CAM. L'interaction est bidirectionnelle : l'exigence de la montée d'un plan incliné entraîne un risque accru de développement de déficiences secondaires musculosquelettiques et de douleur et la présence de déficiences secondaires musculosquelettiques et de douleur entraîne une diminution de la capacité à monter un plan incliné et donc cette tâche est d'autant plus exigeante pour la personne. Le CAM, en diminuant les efforts aux MSs lors de la montée d'une pente diminue à la fois l'exigence de la montée d'un plan incliné pour la personne et le risque de développement de déficiences secondaires musculosquelettiques et de douleur.

## **1.6 Objectifs général et spécifiques**

L'objectif général de cette étude consiste à quantifier et comparer les efforts mécaniques et musculaires générés aux MSs lors de la propulsion du FRM sur un plan incliné, avec et sans l'utilisation d'un CAM chez les individus ayant une LME et utilisant un CAM. Les efforts mécaniques correspondent au chargement articulaire, soit les moments de forces articulaires et les efforts musculaires correspondent à l'activité musculaire dans la tâche. Afin d'atteindre cet objectif nous allons comparer plus spécifiquement des paramètres clés de la propulsion : les paramètres spatio-temporels, la cinétique et la cinématique des MSs, l'activité électromyographique de quatre groupes musculaires des MSs ainsi que la perception de l'effort dans la tâche par le participant lors de la montée d'un plan incliné avec et sans l'aide de leur CAM personnel au laboratoire de pathokinésiologie de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal.

## **1.7 Hypothèses générale et spécifiques de l'étude**

L'hypothèse générale est que l'utilisation d'un CAM réduira de façon substantielle et significative les efforts mécaniques et musculaires aux MSs lors de la montée d'un plan incliné en FRM comparativement à la montée de ce plan sans l'utilisation du CAM. Plus précisément, il est prévu qu'il y aura une diminution significative de la force totale ( $F_{TOT}$ ) et de la force tangentielle ( $F_{TAN}$ ) maximale et moyenne appliquées aux cerceaux lors de la poussée, des moments musculaires nets aux épaules, des taux d'utilisation musculaire (TUM) des groupes musculaires mesurés, du temps de poussée et de la perception des efforts par les participants. Il y aura d'un autre côté une augmentation significative de l'efficacité mécanique (MEF), de la vitesse de propulsion et du temps de recouvrement de la poussée sur les cerceaux. Aucun changement significatif au niveau de l'angle de contact de la poussée n'est attendu.

## **1.8 Pertinence de l'étude**

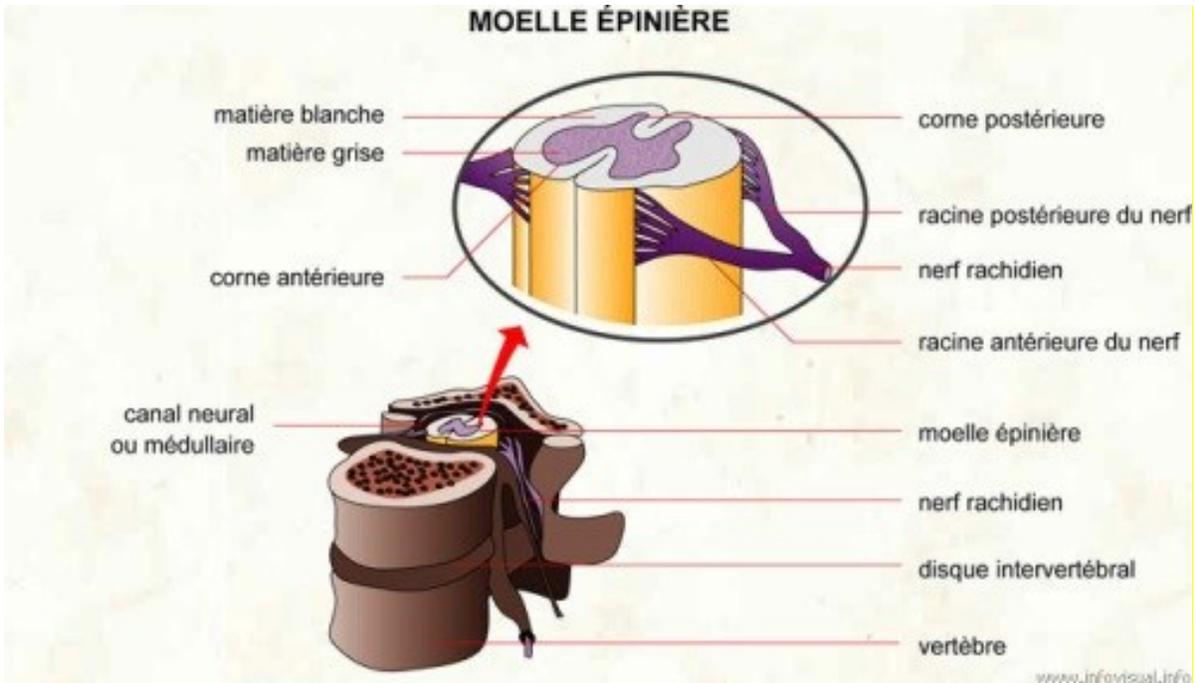
Tel que nous le constaterons au Chapitre 2, à notre connaissance, aucune autre étude à ce jour n'a analysé les paramètres biomécaniques de la propulsion d'un FRM avec un CAM en traction. Ce manque d'évidence scientifique fait en sorte que les cliniciens qui doivent recommander les aides techniques à la mobilité et les décideurs qui doivent encadrer le financement de l'entretien de ces CAMs sont dépourvus de données probantes pour soutenir leurs recommandations et décisions. Les résultats informeront ainsi les usagers d'un FRM, les professionnels de la réadaptation et les gestionnaires et décideurs politiques sur les changements des niveaux d'efforts aux MSs lors de la propulsion d'un FRM avec la traction d'un CAM. Cette étude vise indirectement à outiller davantage les cliniciens dans le choix et la recommandation de cette aide technique à la mobilité pour leurs clients usagers d'un FRM qui pourraient en bénéficier. Les résultats de cette étude contribueront finalement à élargir le corpus de connaissances sur les effets de l'utilisation d'un CAM, qui pour l'instant sont principalement basées sur des données subjectives sujettes à différents biais étant donné la relation particulière qui s'établit entre l'utilisateur et son aide technique canine.

## **CHAPITRE 2 : RECENSION DE LA LITTÉRATURE**

### **2.1 Moelle épinière et lésion de la moelle épinière**

#### **2.1.1 La moelle épinière**

La colonne vertébrale est composée de 7 vertèbres cervicales, 12 vertèbres thoraciques et 5 vertèbres lombaires. Pour référer à une vertèbre cervicale, la lettre « C » et le numéro de la vertèbre sont utilisés comme référence. Les lettres « T » et « L » et le numéro de la vertèbre sont utilisés pour référer à une vertèbre thoracique ou lombaire. La moelle épinière se situe à l'intérieur de la colonne vertébrale dans un canal nommé canal vertébral. La moelle épinière est le prolongement du système nerveux central qui débute au *foramen magnum* et se termine en cône médullaire au niveau des vertèbres L1-L2 (24). La moelle épinière est constituée de la substance grise au centre et de la substance blanche à l'extérieur. La substance grise est principalement formée des corps cellulaires des cellules nerveuses, c'est-à-dire de neurones. La substance blanche est faite des faisceaux verticaux des fibres myélinisées soit des axones entourés d'une gaine de myéline ; certains sont ascendants, d'autres descendants. Sur une coupe transversale de la moelle (Figure 2.1), on peut voir que la substance grise est en forme de H et chacun des segments verticaux du H représente une corne, soit 2 cornes ventrales et 2 cornes dorsales. De chaque côté, chaque corne de la substance grise se prolonge à l'extérieur de la moelle épinière par un faisceau de fibres appelé racine. Il y a donc deux racines qui émergent de chaque côté de la moelle épinière, soit une racine dorsale qui est sensorielle et une racine ventrale qui est motrice. Ces racines se rejoignent pour créer un nerf sensori-moteur qui sort par chaque trou de conjugaisons entre les corps vertébraux (Figure 2.1). Les nerfs spinaux, au nombre de 31 paires réparties le long de la colonne, définissent les segments médullaires. La moelle épinière joue deux rôles, d'une part un rôle de centre nerveux responsable de certains réflexes et d'autre part le rôle de transport d'influx nerveux. Dans la substance blanche, les voies nerveuses ascendantes sont des voies sensibles : elles conduisent les informations sensibles perçues en périphérie vers les centres supérieurs. Les voies nerveuses descendantes (voie pyramidale et voies extrapyramidales) sont des voies motrices : elles conduisent les influx moteurs provenant des centres supérieurs vers la substance blanche de la moelle (24).



**Figure 2.1** La moelle épinière, [www.infovisual.info](http://www.infovisual.info)

### 2.1.2 Lésion médullaire : définition et classification

La moelle épinière a pour rôle le transport d'influx nerveux entre le cerveau et la périphérie. Une LME entraîne par conséquent la paralysie totale ou partielle des quatre membres et du tronc ainsi que de certains autres systèmes organiques tels que les intestins et la vessie. Dans le cas des atteintes cervicales hautes, une partie des muscles de la respiration est également atteinte.

L'étendue de la paralysie dépend du niveau de la lésion. Le niveau de lésion correspond au dernier niveau moteur et sensoriel préservé (non affecté). Le niveau moteur est déterminé à l'aide des myotomes qui consistent à évaluer la force de muscles clés innervés par un seul segment médullaire. Le niveau sensoriel est déterminé à l'aide des dermatomes qui consistent à évaluer la sensibilité des territoires qui correspondent à un seul segment médullaire. La sévérité de la lésion dépend de l'étendue des dommages à l'intérieur du segment médullaire affecté. La lésion sera donc qualifiée de complète si toute la moelle du segment affecté est endommagée alors qu'elle sera qualifiée d'incomplète si seulement une partie de la moelle du segment médullaire est endommagée ce qui entraîne alors des atteintes partielles au niveau

des myotomes et dermatomes sous le niveau de lésion. L'échelle ASIA (*American Spinal Cord Injury Association*) est utilisée comme outil de référence standardisé pour décrire une LME en déterminant le niveau puis le caractère complet vs incomplet de la lésion (25, 26). Plus précisément, une LME AIS A réfère à une lésion complète qui consiste en l'absence de sensation au niveau du dernier segment sacré (S4-S5) et implique l'absence de motricité et de sensation sous-lésionnelle. La lettre B réfère à une lésion incomplète où seule la sensibilité sous-lésionnelle est préservée. La lettre C réfère à une lésion incomplète où moins de la moitié des muscles sous-lésionnels ont préservé une force de 3/5 (mouvement complet contre gravité réussi) et plus. La lettre D correspond à une lésion incomplète où plus de la moitié des muscles sous-lésionnels ont préservé une force de 3/5 ou plus. Finalement, la lettre E indique une motricité et une sensibilité normales (25, 26). Ainsi, une lésion complète entraîne la paralysie de tous les muscles sous-lésionnels alors qu'une lésion incomplète entraîne une paralysie partielle des muscles sous-lésionnels. Le portrait fonctionnel peut donc être très variable. Notons que les MSs seront atteints lors d'une LME au-dessus de T2, car leur innervation se prolonge jusqu'à ce niveau. De plus, la moelle épinière, bien qu'elle comporte autant de segments médullaires qu'il y a de vertèbres, n'est pas de la même longueur car la moelle se termine à L1-L2. Les lésions sous ce niveau seront alors une atteinte périphérique et non centrale (cerveau et moelle épinière seulement) car il s'agit de la compression de l'ensemble des nerfs périphériques destinés aux membres inférieurs (appelé « queue de cheval ») et non de la moelle épinière. Il en résulte une paralysie flasque contrairement à la paralysie spastique retrouvée lors d'atteinte centrale (24).

### **2.1.3 Étiologie et incidence des lésions de la moelle épinière complètes et incomplètes**

Les LME peuvent être d'origine traumatique ou non-traumatique. Les LME traumatiques comprennent toutes les atteintes à la moelle ayant été causées par un événement extérieur – un trauma – tel qu'un accident avec un véhicule motorisé, un accident de plongeon ou une chute (27, 28). L'incidence des LME traumatiques s'établissait à 1 500 au Canada et à 346 au Québec en 2010 selon l'institut Rick Hansen (1). La prise en charge rapide des personnes ayant subi une telle lésion dans les grands centres de traumatologie, l'avancée des techniques chirurgicales de décompression de la moelle et l'utilisation de nouveaux médicaments tels que la méthyl-prednisone pour limiter les dommages causés par l'inflammation ont très certainement contribué à faire diminuer le nombre de lésions complètes

(2, 29, 30). Ainsi, le pourcentage de lésions complètes est passé de 66 % à 45 % au cours des 4 dernières décennies (31). Les LME non-traumatiques comprennent toutes les autres atteintes de la moelle telles qu'une tumeur cancéreuse ou non, une infection s'étant logée dans la moelle, une malformation congénitale (spina bifida étant la plus connue), une compression par une hernie discale, une anomalie vasculaire ou encore une maladie neurologique évolutive (27, 28). L'incidence annuelle exacte des LME non-traumatiques est difficile à estimer en raison de la diversité des étiologies et de l'absence de prise en charge systématique de ces personnes dans les centres d'expertise en traumatologie et réadaptation et l'absence d'un registre les comptabilisant. Par contre, il est reconnu que l'incidence des lésions non-traumatiques est à la hausse en raison du vieillissement de la population (2).

#### **2.1.4 Portrait fonctionnel**

Le niveau de la lésion ainsi que la sévérité de la LME (complète ou incomplète) déterminent le portrait fonctionnel et donc le niveau de mobilité et d'indépendance de la personne ayant une LME (32). Cela peut se traduire en un spectre de possibilités de l'autonomie complète à la marche à une dépendance fonctionnelle totale incluant l'assistance permanente d'un ventilateur mécanique en passant par l'utilisation autonome d'un FRM pour les déplacements. Il a été rapporté qu'uniquement 25 % à 33 % des personnes ayant subi une LME retrouvent la capacité à la marche et, conséquemment, une majorité d'entre elles seront dépendantes d'un fauteuil roulant pour les déplacements (31). Pour les besoins de la présente étude, seuls les portraits fonctionnels des lésions C6 et inférieures seront décrits car l'usage autonome d'un FRM est un prérequis à l'usage d'un CAM. Le tableau I présente la liste des muscles des MSs qui sont atteints en fonction du niveau de la lésion et le niveau de mobilité escompté dans le cas d'une lésion complète ou presque. Rappelons que tous les muscles sous le niveau de la lésion sont atteints totalement ou partiellement selon que la lésion est complète ou non.

**Tableau I** Muscles atteints (myotomes) en fonction de la racine nerveuse et mobilité fonctionnelle, tiré de (23, 31, 32)

<b>Muscles atteints (myotomes) en fonction de la racine nerveuse et mobilité fonctionnelle (LME complète ou presque)</b>					
<b>« A » = autonomie</b>					
Racine nerveuse	Muscles innervés (myotomes)	Mobilité anticipée si lésion complète	Racine nerveuse	Muscles innervés (myotomes)	Mobilité si lésion complète
C5	Sus-épineux, sous-épineux, deltoïde, biceps	<b>A</b> FRM à l'intérieur seulement et avec un fauteuil roulant électrique à l'extérieur	L2	Psoas, adducteurs de la hanche	<b>A</b> FRM. <b>A</b> marche sur courtes distances extérieures avec orthèses longues (KAFOs) et béquilles canadiennes
C6	Biceps, supinateur, extenseurs du poignet	<b>A</b> FRM et/ou un fauteuil roulant électrique	L3	Psoas, quadriceps	
C7	Triceps, fléchisseurs du poignet	<b>A</b> FRM	L4	Tibial antérieur, extenseur du gros orteil	<b>A</b> marche sur moyennes distances extérieures avec orthèses tibiales (AFOs) et béquilles canadiennes ou cannes
C8	Déviateurs ulnaires du poignet, extenseurs et adducteurs du pouce, fléchisseurs des doigts		L5	extenseur du gros orteil, muscles péroniers, moyen fessier, fléchisseurs dorsaux de la cheville, ischio-jambier.	
T1-T9	Muscles intrinsèques de la main	<b>A</b> FRM. La station debout seulement est possible avec un support externe total	S1-S2	Fléchisseurs plantaires de la cheville, ischio-jambiers, fessiers, muscles péroniers	<b>A</b> marche avec ou sans orthèses tibiales et auxiliaire de marche.
T10-L1	Aucun myotome, l'atteinte à ce niveau entraîne une paralysie des muscles du tronc sous-lésionnel	<b>A</b> FRM. <b>A</b> marche sur très courtes distances intérieures avec orthèses longues (KAFOs) et béquilles canadiennes	S3-S4	Atteinte au niveau des muscles de la vessie et intestins	

### **2.1.5 Traitement d'une lésion de la moelle épinière**

La moelle épinière endommagée ne se régénère pas et aucune intervention pharmacologique ou chirurgicale n'a encore à ce jour permis de réparer la moelle épinière. Malgré l'avancement scientifique des dernières années sur les cellules souches et les facteurs de croissance, ces techniques encore expérimentales et exécutées sur des animaux ne mènent qu'à une faible récupération motrice (33). Il y a eu et il y a actuellement plusieurs recherches expérimentales et essais cliniques sur les humains. Parmi les essais cliniques déjà complétés, les effets de la methyl-prednisolone (34, 35), du GM-1 ganglioside (36, 37), de l'4-AP (38), et de l'ambulation sur tapis roulant avec support du poids ont déjà été étudiés (39). Jusqu'à présent, ces études se sont révélées peu concluantes. Les progrès médicaux ont été plutôt réalisés au niveau de la qualité et la rapidité de la prise en charge des patients dans les grands centres de traumatologie permettant de diminuer la sévérité de la lésion sans pour autant guérir celle-ci. Cette prise en charge inclut des techniques chirurgicales de décompression et autres techniques qui aident à maintenir la circulation et l'oxygénation au niveau de la moelle lésée (29).

## **2.2 Membres supérieurs et déficiences secondaires musculosquelettiques**

### **2.2.1 Le membre supérieur**

Les mouvements du MS sont possibles grâce aux articulations de l'épaule, du coude, du poignet, de la main et des doigts. Seule la physiologie articulaire et la myologie de l'épaule et du coude sont rapportées car les paramètres biomécaniques de la propulsion ne sont pas analysés pour le poignet et la main dans le cadre de cette étude.

#### **2.2.1.1 Physiologie articulaire du membre supérieur – épaule et coude**

Le complexe articulaire de l'épaule comprend 5 articulations : la scapulo-humérale, la sous-deltoïdienne, la scapulo-thoracique, l'acromio-claviculaire et la sterno-costoclaviculaire. Elle réunit l'humérus au tronc via ces 5 articulations. L'épaule est l'articulation proximale du MS et est la plus mobile de toutes les articulations du corps humain. Elle possède 3 degrés de liberté ce qui permet d'orienter le membre dans les 3 plans de l'espace. Elle permet les mouvements de flexion-extension, abduction-adduction et rotation interne-externe (40, 41).

Le coude est l'articulation intermédiaire du MS qui permet de positionner la main plus ou moins près du corps. Cette articulation réunit l'humérus au radius et à l'ulna. Elle est un complexe comprenant en réalité 3 articulations : huméro-ulnaire permettant la flexion-extension, huméro-radiale et radio-ulnaire proximale qui permettent le mouvement de pronation-supination conjointement avec l'articulation radio-ulnaire distale (40).

### **2.2.1.2 Myologie du membre supérieur – épaule et coude**

Le tableau II résume l'action mobilisatrice (muscles moteurs) et/ou stabilisatrice (muscles stabilisateurs) des muscles de l'épaule et du coude. L'épaule présente de nombreux muscles stabilisateurs car leur action est nécessaire pour obtenir de grandes amplitudes à l'épaule qui requièrent une coaptation de l'articulation afin de maintenir la tête humérale centrée dans la cavité glénoïde. Les muscles stabilisateurs de l'épaule peuvent être divisés en deux groupes selon leur fonction : les muscles péri-articulaires à direction transversale et les muscles longitudinaux du bras et de la ceinture scapulaire. Les muscles péri-articulaires à direction transversale, aussi appelés « coiffe des rotateurs », comprennent le sus-épineux, le sous-scapulaire, le sous-épineux, le petit rond et le tendon du long biceps (non inclus dans la définition habituelle de la coiffe des rotateurs mais son action de coaptation est similaire). Les muscles longitudinaux du bras et de la ceinture scapulaire comprennent le court biceps, le coraco-brachial, le long triceps, les faisceaux du deltoïde et le faisceau claviculaire du grand pectoral. Ces muscles empêchent la tête humérale de luxer vers le bas ou sous la glène (40).

**Tableau II Les muscles des mouvements principaux de l'épaule et du coude (38)**

Mouvement	Amplitude	Muscles
Épaule		
Flexion	0° à 50-60°	Muscles moteurs= deltoïde antérieur, coraco-brachial faisceau claviculaire grand pectoral. Muscles stabilisateurs = petit rond, grand rond et sous-épineux.
	60° à 120°	<i>Aux muscles moteurs précédents s'ajoutent</i> : le trapèze et le grand dentelé qui font faire une rotation de 60° à la scapula. Muscles stabilisateurs = grand dorsal, faisceau inférieur du grand pectoral.
	120° à 180°	Muscles moteurs = à partir de 120° le mouvement peut se terminer en passant en abduction maximum (voir les muscles de l'abduction ci-après). Une hyperlordose lombaire complète le mouvement par la contraction des spinaux lombaires si exécuté bilatéralement.
Abduction	0° à 90°	Muscles moteurs = deltoïde et sus-épineux.
	90° à 150°	Muscles moteurs = trapèze et grand dentelé qui amènent une rotation vers le haut de la scapula.
	150° à 180°	Muscles spinaux du côté opposé terminent le mouvement. Une hyperlordose lombaire complète le mouvement par la contraction des spinaux lombaires si exécuté bilatéralement.
Extension	scapulo-humérale	Grand rond, petit rond, faisceau postérieur du deltoïde et grand dorsal.
	scapulo-thoracique	Rhomboïde, faisceau moyen du trapèze et grand dorsal.
Adduction		Action combinée du rhomboïde et du grand rond ainsi que l'action combinée du long triceps et du grand dorsal.
Rotation interne	0° à 45°	Grand dorsal, le grand rond, le sous-scapulaire et le grand pectoral.
	45° à 90°	Muscles grand dentelé et petit pectoral.
Rotation externe	0° à 45°	Sous-épineux et le petit rond.
	45° à 90°	Muscles rhomboïde et trapèze.
Coude		
Flexion	0° à 150°	Brachial antérieur, le long supinateur et biceps brachial.
Extension	150° de flexion à 0°	Triceps brachial. Si l'épaule est en flexion, le faisceau claviculaire du grand pectoral et le deltoïde antérieur contribuent aussi au mouvement.
Pronation	0° à 85°	Carré pronateur, le rond pronateur.

### **2.2.2. Prévalence et pathokinésiologie des déficiences secondaires musculosquelettiques chez les personnes ayant une lésion de la moelle épinière**

La prévalence des déficiences secondaires musculosquelettiques aux MSs chez les personnes vivant avec une LME et utilisant un FRM est estimée entre 30 à 60 % aux épaules, 5 à 15 % aux coudes et 40 à 66 % aux poignets (6). Le *Consortium for Spinal Cord Medicine* rapporte également que la prévalence du syndrome de tunnel carpien chez cette population est d'environ 50 % (6). Notons à des fins de comparaisons que chez les salariés de la population générale, la prévalence du syndrome du canal carpien n'est que de 4,0 % chez les femmes et 2,4 % chez les hommes (42). Les déficiences secondaires musculosquelettiques des MSs les plus communes comprennent les tendinopathies, les bursites et l'ostéoarthrite aussi appelée arthrose. Les tendinopathies incluent les tendinites, les tendinoses et les ténosynovites (43). Les tendinites sont un état douloureux causé par l'inflammation d'un tendon ayant subi des micro-lésions suite à un stress intense et/ou répétitif à une articulation. Les tendinoses sont un état de dégénérescence chronique d'un tendon qui incluent entre autres l'épaississement du tendon, une perte en quantité et en qualité de son collagène et une hypervascularisation (44) et font suite à un stress répétitif et récurrent à une articulation. Les ténosynovites sont un état douloureux causé par l'inflammation d'un tendon incluant sa gaine synoviale (43, 45). Les bursites sont l'inflammation d'une bourse suite à la surutilisation et/ou surcharge d'une articulation qui entraîne des microlésions et de l'inflammation au niveau de l'articulation et de la bourse. Les bursites peuvent également être causées par un trauma (45). L'ostéoarthrite ou arthrose survient en raison du vieillissement et de l'usure normale ou prématurée (par surutilisation et/ou surcharge) des cartilages d'une articulation (45).

Une LME prédispose aux déficiences secondaires musculosquelettiques aux MSs en raison de plusieurs facteurs intrinsèques et extrinsèques. Les facteurs intrinsèques comprennent : l'étendue de la lésion qui implique la paralysie complète ou incomplète des muscles des MSs et du tronc, la force, la souplesse, la susceptibilité aux maladies inflammatoires, l'âge, le sexe, le poids, les déficiences musculosquelettiques préexistantes et les particularités individuelles (ex : forme de l'acromion et hypermobilité en extension du poignet) (6, 10, 46, 47) Les facteurs extrinsèques comprennent : le type et l'ajustement du FRM, le patron de propulsion, l'environnement de la personne (qui inclut plus ou moins de barrières architecturales telles que des plans inclinés), le nombre, la technique et la nature des

transferts exécutés quotidiennement, le chargement du FRM dans une voiture et les distances parcourues en propulsion nécessaires aux habitudes de vie (6, 10).

#### **2.2.2.1 Facteurs intrinsèques :**

Parmi les facteurs intrinsèques, l'étendue de la lésion qui implique la paralysie complète ou incomplète des muscles des MSs, des MIs et du tronc nécessite une attention particulière. Une LME cervicale va entraîner une paralysie d'une partie des muscles des MSs ainsi qu'une paralysie des muscles du tronc. Il s'ensuit une diminution ou une perte de force musculaire, une diminution des amplitudes articulaires et des débalancements musculaires qui prédisposent aux déficiences secondaires musculosquelettiques (10). La paralysie partielle ou complète des muscles du tronc entraîne également une diminution de la stabilité posturale nécessaire pour une propulsion efficace du FRM. En effet, les muscles thoraco-huméraux qui s'insèrent au niveau du tronc en proximal et au niveau de l'humérus en distal, nécessitent une stabilisation de leur insertion proximale afin d'exercer leur action mobilisatrice sur le segment distal. Ce besoin de stabilisation proximale est déterminant pour l'efficacité de la propulsion car les accélérations et décélérations cycliques de la tête, du cou et du tronc lors de la propulsion sont soumises à des forces inertielles importantes car la tête et le tronc représentent 60 % du poids du corps (48). Moins le tronc est stabilisé, moins les muscles thoraco-huméraux, tels que le grand pectoral et le grand dorsal, sont efficaces pour mobiliser l'humérus malgré une innervation intacte. Ce manque de stabilisation proximale diminue également la capacité de la personne à produire un patron de propulsion optimal. Une action musculaire inefficace et un patron de propulsion altéré prédisposent aux déficiences secondaires musculosquelettiques (48).

#### **2.2.2.2 Facteurs extrinsèques :**

La surutilisation des MSs est bien connue chez les personnes présentant une LME et provient du besoin d'utiliser les MSs dans plusieurs activités telles que la propulsion, les transferts et la manipulation du FRM (ex : chargement dans une voiture) qui impliquent des forces importantes au niveau des articulations des MSs ainsi que des mouvements hautement répétitifs (6). Il a été rapporté qu'une personne se déplaçant en FRM effectuera en moyenne 2 500 poussées par jour sur les cerceaux de son FRM pour ses déplacements quotidiens, soit 75 000 poussées par mois (49). Cette utilisation excessive entraîne une fatigue musculaire des muscles préservés. La fatigue musculaire engendrée par les efforts d'intensité et de fréquence élevées, semble jouer un rôle critique dans l'apparition de douleur et le développement de

déficiences secondaires aux MSs (12). En effet, il a été trouvé que la fatigue musculaire entraîne des changements dans la biomécanique de la propulsion tels qu'une augmentation de la force totale maximale appliquée aux cerceaux, une diminution de la déviation ulnaire et radiale aux poignets, une augmentation de la flexion du tronc, une augmentation du moment articulaire de flexion aux épaules ainsi que du pourcentage du taux d'utilisation musculaire des muscles à l'épaule. Ces changements biomécaniques sont connus comme tant des facteurs de risques pour les déficiences secondaires musculosquelettiques (11, 12). L'hypertrophie des muscles fléchisseurs, adducteurs et rotateurs internes des épaules observée chez les personnes présentant une LME et utilisant un FRM mène également à un déséquilibre musculaire soit un déséquilibre entre les muscles agonistes et antagonistes qui prédispose d'autant plus aux douleurs et déficiences secondaires musculosquelettiques (10, 50), en particulier les pathologies de la coiffe des rotateurs en raison de la faiblesse relative des muscles postérieurs de l'épaule responsables de la stabilisation de l'omoplate (10) (51). Finalement, la douleur, lorsqu'elle devient chronique, mène aussi à des limitations articulaires et une diminution de force musculaire qui entraînent une instabilité articulaire et des patrons de recrutements sous-optimaux qui eux-mêmes mèneront à des douleurs et une diminution de fonction du MS (10). La corrélation entre certains paramètres biomécaniques de la propulsion, tels que la vitesse de propulsion et la durée des phases de propulsion, la force totale moyenne et maximale appliquée aux cerceaux, le taux de croissance de la force, l'amplitude des mouvements aux articulations des MSs, les moments de force articulaires, le taux d'utilisation musculaire et l'incidence des déficiences secondaires musculosquelettiques a été clairement démontrée pour la population présentant une LME (52-59). Finalement, la conception mécanique, le poids et les ajustements du fauteuil roulant incluant entre autres la position de l'essieu des roues, le type de dossier et l'angle de bascule vont influencer sur les efforts et les contraintes aux MSs lors de la propulsion et ainsi influencer sur le risque de déficiences secondaires musculosquelettiques aux MSs (57). Les résultats de ces études sont discutés à la section 2.4 Études biomécaniques.

### **2.2.2.3 Pathologies de la coiffe des rotateurs**

Les pathologies de la coiffe des rotateurs sont les problèmes d'épaule les plus communs chez la population générale et davantage chez les personnes vivant avec une LME et utilisant un FRM (51, 60, 61). Ces tendinopathies sont multifactorielles. Tous les facteurs qui diminuent l'espace sous-acromial contribuent à la compression de la coiffe, soit le

syndrome d'accrochage sous-acromial. Ils incluent les variantes anatomiques de l'acromion, l'altération de la cinématique de la scapula et de l'humérus, les déficits de la performance musculaire des muscles de la scapula et de l'humérus, les anomalies de la posture (en particulier l'hypercyphose dorsale qui altère l'orientation de l'omoplate), la diminution de souplesse du petit pectoral et la mise en charge sur les MSs (62). Chez les personnes ayant subi une LME, la paralysie complète ou partielle des muscles du tronc et des MSs et l'hypertrophie relative des muscles de la face antérieure de l'épaule amènent une altération de la performance musculaire des muscles de la scapula et de l'humérus en raison de l'orientation de l'omoplate. À cela s'ajoutent d'autres facteurs de risques tels que les anomalies de la posture, l'hypercyphose dorsale étant favorisée en présence de paralysie du tronc et la mise en charge sur les MSs qui diminue l'espace sous-acromial lors des multiples transferts quotidiens. Tous ces facteurs expliquent la prévalence des pathologies de la coiffe des rotateurs chez cette population (51, 60, 61).

### **2.2.3 Traitement et prévention**

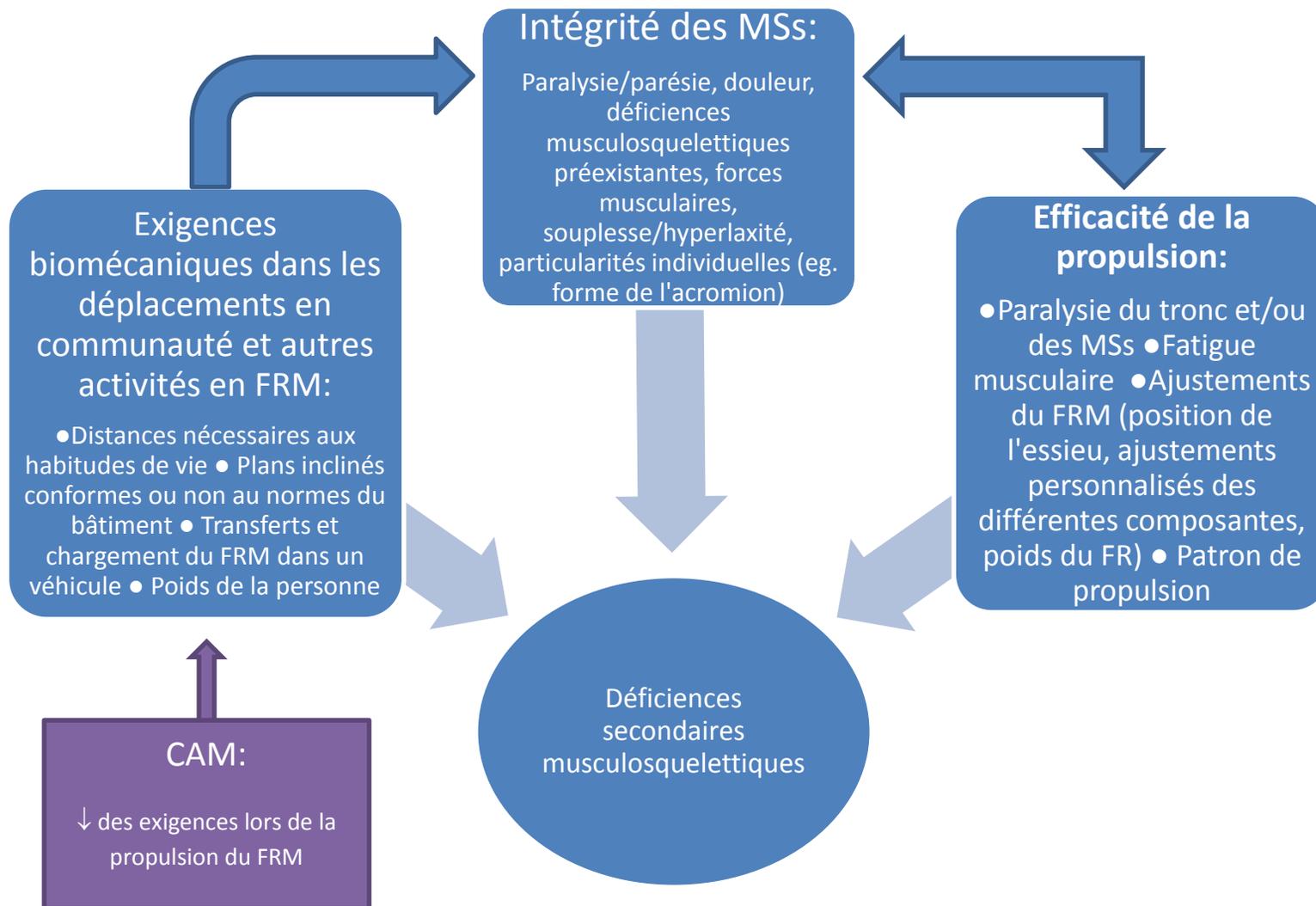
La prévention des déficiences secondaires musculosquelettiques est critique car la gestion des douleurs aux MSs demeure difficile. Les standards basés sur les données probantes pour la gestion de ces douleurs ne sont pas encore établis à ce jour pour les traitements médicaux, de réadaptation ou chirurgicaux (10). Il n'y a toujours pas de consensus parmi les intervenants en santé sur les meilleures pratiques et les meilleurs traitements indiqués pour les déficiences musculosquelettiques des MSs tout comme pour la population générale (10).

Le *Consortium for Spinal Cord Medicine* a émis des lignes directrices pour la pratique clinique concernant la préservation de la fonction des MSs (6):

1. Les cliniciens et les personnes vivant avec une LME doivent recevoir de l'éducation sur la prévalence des déficiences secondaires, leurs impacts potentiels sur la qualité de vie, la douleur et les moyens de prévention.
2. Les cliniciens se doivent d'évaluer et réévaluer régulièrement la fonction, l'ergonomie, l'équipement utilisé, les activités relatives au travail et le niveau de douleur.
3. Les cliniciens doivent faire l'évaluation également des facteurs de risque et des changements dans la condition médicale et du poids.
4. Les cliniciens doivent enseigner, réévaluer et ajuster le programme d'exercices préventifs recommandé de façon régulière.

5. Les personnes vivant avec une LME doivent diminuer le nombre de transferts avec changement de niveau par jour via des changements d'habitude, des stratégies compensatrices ou des adaptations.

En pratique clinique, les interventions comprennent habituellement de l'éducation, du positionnement, des étirements, du renforcement et l'entraînement à une technique de propulsion optimale (10). Le repos est également de mise (10) mais est difficilement applicable chez les personnes dépendantes d'un FRM car tous les déplacements et les transferts nécessitent des efforts importants aux MSs (10). Sans période de repos nécessaire à la résorption de l'inflammation et/ou la réparation tissulaire optimale de la structure atteinte, l'atteinte articulaire ne peut pas se résorber (10). Ainsi, la recommandation, voire la provision, d'une ou plusieurs nouvelles aides techniques à la mobilité motorisée telles qu'un fauteuil roulant motorisé, des roues avec système d'assistance mécanique ou motorisée à la propulsion ou encore un CAM devient indiquée pour diminuer l'amplitude et la fréquence des efforts relatifs à la propulsion d'un FRM au quotidien. La figure 3 résume la pathokionésiologie des déficiences secondaires musculosquelettiques chez les personnes vivant avec une LME et se déplaçant en FRM.



**Figure 2.2** Schéma démontrant la pathokinésiology des déficiences secondaires musculosquelettiques chez les personnes vivant avec une LME.

## **2.3 Inventaire des principales aides techniques d'assistance à la propulsion d'un fauteuil roulant manuel**

Au Canada et dans plusieurs autres pays, les personnes ayant reçu une réadaptation fonctionnelle intensive suite à une LME se voient attribuer au moins une aide technique à la mobilité, tout type confondu, à leur congé de réadaptation. Selon le registre de l'Institut Rick Hansen (63), 95 % des personnes avec une LME classifiée ASIA A, B ou C reçoivent au moins une aide technique à la mobilité. Pour les LME classifiées ASIA D, c'est 81,5 % des personnes qui en reçoivent au moins une. Plus spécifiquement, 46,3 % de ces aides techniques à la mobilité sont des FRM, 27,1 % sont des fauteuils roulants électriques et 25,8 % sont des aides techniques pour la marche (63). Cette section décrit les différentes aides techniques d'assistance à la propulsion utilisées par les personnes ayant subi une LME et qui se déplacent en FRM.

### **2.3.1 Fauteuil roulant manuel**

En 2003, environ deux millions d'Américains utilisaient un FRM comparativement à 1,5 millions en 1992 (64). Au Canada, c'est environ une personne vivant avec une LME sur deux qui utilise un FRM (63). Il a été démontré que la performance en FRM dans les déplacements pour les personnes dépendantes d'un FRM au quotidien est corrélée avec la participation sociale (65, 66). Leur recommandation est ainsi une intervention clé dans le processus d'adaptation-réadaptation d'une personne vivant avec une LME. L'objectif lors de l'évaluation et la recommandation d'un FRM est d'identifier le type de FRM et les ajustements qui favoriseront un positionnement et une performance optimale lors des déplacements quotidiens. L'identification et l'analyse des facteurs, autres que la condition physique de la personne, qui déterminent la performance d'un usager à contrôler, manœuvrer et propulser son FRM a fait l'objet de plusieurs études. La distribution du poids par rapport à l'axe de rotation de la roue qui affecte la stabilité statique et dynamique et la tendance à basculer, la résistance du sol et le patron de propulsion sont des facteurs importants dans la performance en FRM parce que cela affecte l'intensité des efforts et la quantité totale de travail à fournir par l'usager lors de la propulsion (67-69). Cette intensité des efforts à fournir dépend également de l'environnement fréquenté. Il est connu que les barrières environnementales telles que les plans inclinés impliquent des efforts très importants aux MSs. Pour les besoins du présent mémoire, seules

les études biomécaniques portant sur l'effet des barrières environnementales sur les efforts aux MSs, en particulier les plans inclinés, sont rapportées à la section 2.4.1.

### **2.3.2 Fauteuil roulant manuel avec roues générant une assistance à la propulsion**

Les roues générant une assistance à la propulsion sont des roues motorisées ou comprenant un système mécanique d'engrenage qui s'installent sur un FRM. Un des deux systèmes les plus connus sont les « PAPAWS » (*Pushrim Activated Power Assisted Wheelchair*) qui sont des roues comprenant un petit moteur électrique léger qui est activé par la poussée de l'utilisateur sur la roue. Chaque moteur est relié à l'engrenage de la roue qui présente un ratio 27 : 1 (70). Ce ratio, ou rapport d'engrenage, réfère au nombre de dent des roues dentées engrenées en contact entre elles et est également égal au rapport des rayons. Le système d'assistance motorisée des PAPAWS fournit un certain pourcentage (ajustable) de l'effort pour la propulsion du FRM. Le moteur génère un moment de force autour de l'essieu pendant quelques secondes suite à son activation par la poussée, ce qui réduit d'autant la force qui devra être appliquée sur les cerceaux par l'utilisateur pour faire avancer le FRM. Cette assistance motorisée partielle potentialise également les efforts de freinage de la même façon afin de diminuer les efforts nécessaires pour ralentir le FRM lors de la descente d'un plan incliné. Les ajustements possibles permettent de modifier la quantité de puissance fournie par le moteur, la vitesse de réaction du moteur suite à la poussée sur le cerceau et pendant combien de temps le moteur transmet de la puissance suite à la poussée (71). Une fois les réglages déterminés, les roues fournissent la même puissance à chaque poussée, quelle que soit la force de celle-ci ( $\geq$  seuil d'activation). Le seuil d'activation de la vitesse maximale est habituellement ajusté à 1,67 m/s (70). Le deuxième système de roues générant une assistance à la propulsion le plus connu est celui des roues à engrenage présentant un ratio de 2:1, comme celui des Magic Wheels. Il s'agit de roues qui comprennent un système mécanique d'engrenage (deux roues dentelées engrenées) à deux rapports de vitesses inséré au centre de la roue et qui potentialise la puissance de poussée sur les cerceaux exercée par l'utilisateur pour faire avancer le FRM (72). Ce type de roues comporte également des dispositifs anti-recul actionnés automatiquement pour faciliter et sécuriser, entre autres, la montée de plan incliné.

Les études portant sur les PAPAWS ont démontré que les utilisateurs ressentent que la propulsion est plus facile avec l'utilisation de PAPAWS comparativement à la propulsion du FRM sans ces roues. Les utilisateurs réguliers d'un FRM rapportent que la propulsion, sur

différentes surfaces nivelées ou non, est de 73 % (73, 74) à 85 % (75, 76) plus facile avec ces roues. La propulsion sur surface nivelée, sur les rampes d'accès, sur du tapis et lors de la montée d'une colline est qualifiée de facile à très facile (échelle catégorique ordinale) avec les PAPAWS comparativement à la propulsion sans ces roues chez des utilisateurs âgés de FRM (74, 75). Ces roues améliorent particulièrement les habiletés en FRM nécessitant de grandes forces (ex : montée d'un plan incliné) (77), et fournissent également une assistance au freinage très intéressante pour la descente de pentes (78). Une autre étude sur l'effet des PAPAWS sur les habiletés en FRM des personnes présentant une tétraplégie concluait que le passage d'obstacles tels que des tapis épais, des surfaces accidentées et la montée d'une pente est significativement plus facile avec les PAPAWS (79). Finalement, étant donné que l'assistance motorisée est partielle, il est attendu que la diminution de la capacité cardio-respiratoire et de la force musculaire sera moins rapide qu'avec une aide technique totalement motorisée comme dans le cas des fauteuils roulants motorisés et des tri-quadruponteurs (6, 80, 81).

Ces roues générant une assistance à la propulsion présentent par contre certaines limites telles que l'augmentation du poids du FRM avec les PAPAWS (e-motion = 11 kg chaque roue batterie incluse (82)) ou les Magic Wheels (augmente le poids de la roue de 2,2 kg (72)) qui rend difficile la manipulation du FRM comme pour le chargement dans une voiture. Il a été également démontré que les habiletés nécessitant de la précision, comme le passage dans une porte, un virage ou se maintenir sur deux roues (un « *wheelie* »), sont moins bien réalisées avec les PAPAWS (70, 76). En effet, plus les roues sont ajustées avec un pourcentage élevé d'assistance, moins la manipulation du FRM est précise. Par conséquent, les utilisateurs rapportent une augmentation de la difficulté à se maintenir sur deux roues et à franchir des obstacles (78). Ces résultats concordent avec les résultats obtenus au *Wheelchair Skills Test* (WST) dans une étude qui comparait les habiletés en FRM avec et sans PAPAWS (77). De plus, la quantité d'aide physique humaine requise par l'utilisateur en général et le temps nécessaire à l'accomplissement des activités de la vie quotidienne ne présentaient pas d'amélioration significative (79). Les études biomécaniques publiées sur les roues générant une assistance à la propulsion sont discutées à la section 2.4.2.

### 2.3.3 Le chien d'assistance à la mobilité



**Figure 2.3** Photo d'un usager tirée du dépliant du programme ministériel de remboursement des frais relatifs à l'utilisation d'un chien d'assistance à la motricité (18).

Depuis quelques années, une option additionnelle pour la traction du FRM est le CAM (voir Figure 2.3). Les CAMs peuvent accomplir plusieurs fonctions telles que la traction du FRM, appui pour les transferts, aide technique à la marche, ramassage d'objet au sol, déshabillage, ouverture de porte et encore plus (18). Afin de tirer le FRM, le CAM porte un harnais de cuir qui passe devant les épaules puis encercle le thorax. Un cerceau métallique vient ensuite s'attacher de chaque côté du harnais et est relié au FRM via une courroie en nylon. Sur approximativement 56 millions d'Américains vivant avec un handicap, environ 15 000 ont recours à un CAM (83). Notons que l'utilisation d'un CAM pour la traction d'un FRM est interdite au Royaume-Uni pour des raisons d'utilisation éthique des animaux (84). L'utilisation de ces chiens étant controversée, il s'avère très important que l'élevage,

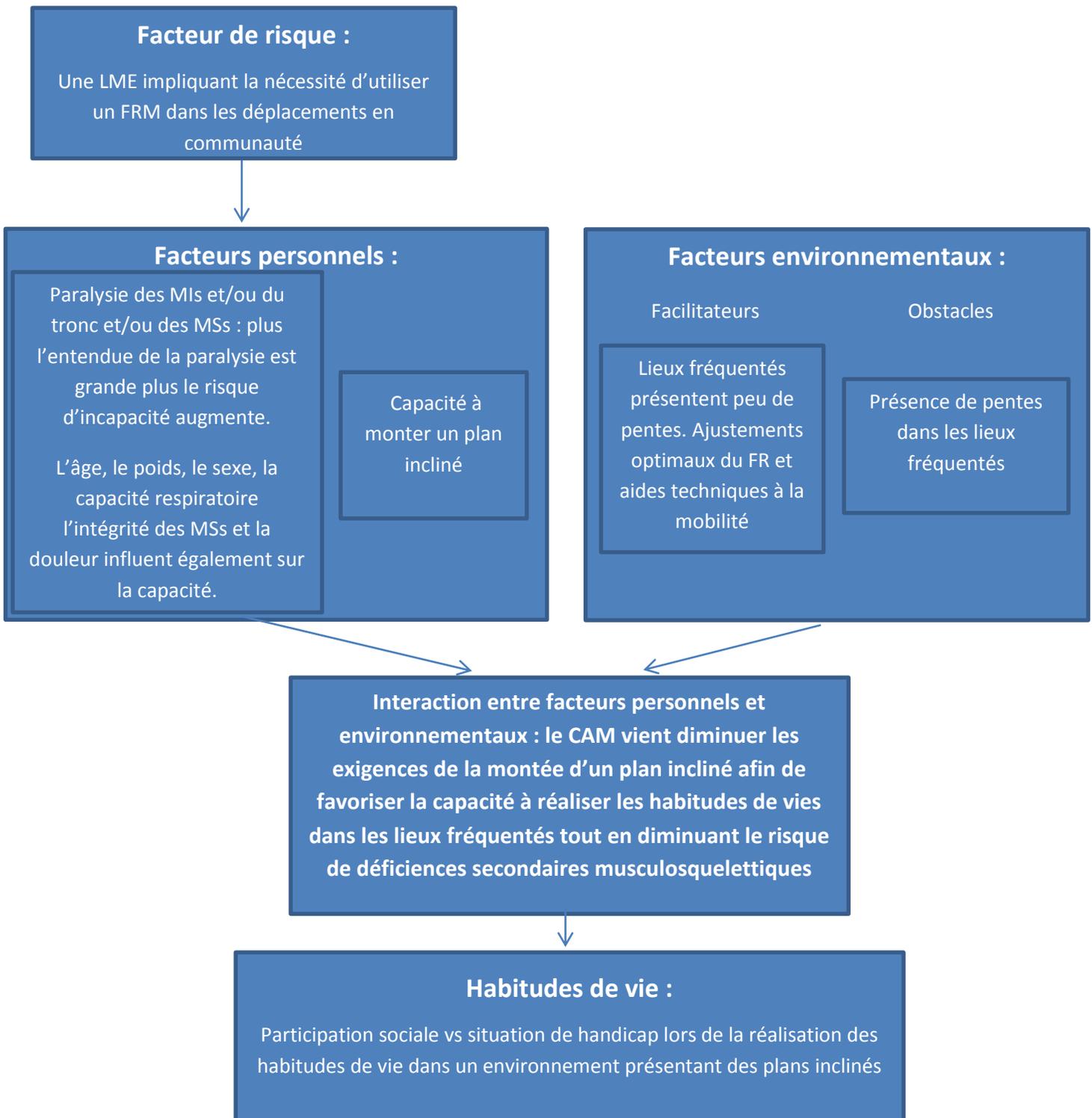
l'entraînement et le suivi vétérinaire de ces chiens soient encadrés par un programme structuré relevant de l'État. L'État peut ainsi imposer, entre autres, une évaluation annuelle chez un vétérinaire afin de minimiser les risques pour la santé de ces chiens.

Au Québec, les CAM proviennent en très grande majorité de la Fondation MIRA. Cette fondation a octroyé gratuitement 586 CAMs entre 2003 et 2012 aux usagers qui présentent une déficience motrice et qui en font la demande (85). Ces chiens sont entraînés et offerts gratuitement aux usagers. Ce sont des chiens de race Labernois (croisement entre un Labrador et un Bouvier Bernois dont fait partie le St-Pierre, un Labernois de lignée exclusive à la Fondation MIRA), Labradors et Bouviers Bernois qui sont remis à des familles d'accueil à l'âge de deux mois jusqu'à un an où ils subissent des tests de sélection physiques et comportementaux stricts. Un suivi médical des chiots a lieu tous les trois mois. Pour ceux sélectionnés suite à cette première étape, s'ensuit un entraînement intensif de cinq mois qui comprend l'apprentissage des commandes de base et des différentes fonctions d'assistance. Il existe depuis 2010 un programme ministériel de remboursement des frais relatifs à l'utilisation d'un CAM. Ce programme octroie un montant de 1 028 \$ par année pour les frais d'entretien du CAM pour personnes présentant une déficience motrice et utilisant un CAM (20). Suite à la mise en place du programme ministériel en 2010, un rapport de recherche (86) a été déposé en lien avec la compilation et l'analyse des rapports d'évaluation des 199 premiers usagers au programme de remboursement (20). Parmi les informations compilées, mentionnons que 55 % des usagers présentaient une atteinte du système nerveux central (excluant les LME), 33 % une LME et 12 % une déficience d'origine musculosquelettique ou orthopédique. Environ 34 % de ces chiens étaient utilisés pour la traction d'un FRM alors que 17 % (n=34) utilisaient le CAM en tant qu'aide technique à la marche et aux transferts. Lors des tests de marche, 70 % des participants étaient significativement plus rapides avec le CAM pour le test de marche sur 10 mètres, le TUG et la montée des escaliers. Le CAM n'a pas d'effet sur la rapidité de la descente des escaliers (87). Les performances pour les déplacements en FRM sur terrain plat et dans une pente étaient améliorées par l'utilisation du CAM comparativement à sans CAM (21, 86). La distance parcourue en FRM avec l'utilisation du CAM était 56 % plus élevée comparativement à la distance parcourue sans CAM (375,4 mètres comparativement à 165 mètres). La montée d'une pente était réussie par 82 % des sujets avec l'utilisation du CAM comparativement à 58 % sans le CAM. Notons finalement, que l'assistance du CAM étant partielle tout comme les PAPAWS, il est attendu que la diminution de la capacité cardio-respiratoire et de la force musculaire sera moins rapide qu'avec une aide technique totalement

motorisée comme dans le cas des fauteuils roulants motorisés et des tri-quadriporteurs (6, 80, 81).

La littérature scientifique sur les CAMs est limitée. De 1992 à 2007, les études sont basées principalement sur des questionnaires ou des entrevues rapportant les effets constatés par les usagers (22, 88-99). De plus, trois articles synthèses ont analysé la littérature sur les CAMs, (22, 97, 98). Les conclusions stipulent que les CAMs ont un impact positif sur la santé des usagers, le bien-être psychologique, les interactions sociales, la performance des activités et l'accomplissement des rôles sociaux familiaux et sociétaux. Par contre, les auteurs ont exprimé plusieurs réserves et recommandations principalement en ce qui a trait aux types de devis expérimentaux des études répertoriées. Les études présentaient des qualités méthodologiques faibles comme de petits échantillons et une description insuffisante des interventions. De plus, les outils utilisés avaient des qualités métrologiques minimales et les résultats présentaient un manque de puissance statistique. Une étude n'ayant pas été intégrée à ces revues rapporte les mêmes conclusions sur les effets des CAMs pour les personnes à mobilité réduite ou avec une surdité à savoir que les CAMs améliorent la santé psychologique des usagers et ceux-ci rapportent une augmentation de leur autonomie fonctionnelle (99). Cette étude présentait les mêmes limitations méthodologiques que celles des études discutées précédemment.

Finalement, une étude longitudinale s'est intéressée aux effets des CAMs chez 13 personnes ayant une LME et qui utilisent un FRM. La cohorte était évaluée à trois reprises sur une durée de sept mois (100). Le niveau de douleur aux épaules évalué à l'aide du Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI) (101), les habiletés en FRM évaluées à l'aide du WST, la distance parcourue en FRM en 12 min et l'intensité de l'effort rapportée par le sujet sur l'échelle de BORG ont été évalués avec et sans CAM. Toutes ces variables à l'étude ont démontré une différence statistiquement significative avec l'utilisation du CAM en traction. Cette étude rapporte ainsi que le score au WUSPI était diminué de 30,7 %, le score au WST était augmenté de 4,1 %, la distance parcourue en 12 minutes avait augmenté de 29,5 % et le score sur l'échelle de BORG était diminué de 74,5 % après sept mois d'utilisation du CAM (100). La figure 2.4 illustre de quelle façon le CAM peut potentiellement prévenir les situations de handicap et le développement de déficiences secondaires musculosquelettiques en lien avec la montée de plans inclinés selon le modèle conceptuel du Processus de Production du Handicap (PPH).



**Figure 2.4** Effets potentiels du CAM en lien avec la montée de plans inclinés selon le modèle conceptuel du Processus de Production du Handicap (PPH).

## 2.4 Études biomécaniques

Cette section rapporte les résultats des études biomécaniques qui ont porté sur l'effet des barrières environnementales (par exemple un plan incliné), sur les efforts musculaires et les contraintes mécaniques aux MSs lors de la propulsion d'un FRM sans assistance, avec l'assistance de roues générant une assistance à la propulsion (PAPAWs et Magic Wheels) et avec l'assistance d'un CAM.

### 2.4.1 Propulsion du fauteuil roulant manuel dans un plan incliné

Lors de la montée d'un plan incliné, les exigences biomécaniques sont nettement plus élevées que lors de la propulsion sur surface nivelée (13-15). La corrélation entre certains paramètres biomécaniques de la propulsion et l'incidence des déficiences secondaires musculosquelettiques aux MSs a été démontrée pour la population présentant une LME. Ces paramètres sont : la vitesse de propulsion et la durée des phases de propulsion, la force totale moyenne et maximale appliquée aux cerceaux, le taux de croissance de la force, l'amplitude des mouvements aux articulations des MSs, les moments de force articulaires et le taux d'utilisation musculaire (52-59). Les exigences biomécaniques élevées lors de la propulsion sur un plan incliné menacent l'intégrité des MSs, mais aussi l'indépendance des utilisateurs de FRM à négocier certains obstacles environnementaux sans l'aide de quelqu'un d'autre ou d'une aide technique à la mobilité additionnelle le permettant. Par conséquent, pour la montée d'un plan incliné de neuf mètres, 85 % des utilisateurs d'un FRM réussissent à monter un plan incliné d'inclinaison 1 : 12 ( $4,76^\circ$ ), 80 % réussissent avec une inclinaison 1 : 10 ( $5,71^\circ$ ) et 75 % réussissent avec une inclinaison 1 : 8 ( $7,13^\circ$ ) (15).

#### ***Les paramètres temporels – vitesse, fréquence et phases de propulsion***

Dans une étude de Gagnon et al. (14), qui porte sur la biomécanique de la propulsion à vitesse constante sur un tapis roulant dans des pentes de  $2,7^\circ$ ,  $3,6^\circ$ ,  $4,8^\circ$  et  $7,1^\circ$  chez les personnes ayant subi une LME, il a été trouvé que plus la pente est abrupte, plus la durée de la phase de recouvrement diminue et ce de 54 % (pente de  $2,7^\circ$ ) à 70 % (pente de  $7,1^\circ$ ) alors que la durée de la phase de poussée (contact sur la roue) est peu influencée par les pentes (14). Une autre étude a rapporté une diminution de 63 % de la vitesse de propulsion lors de la propulsion sur une pente de  $6^\circ$  comparativement à une surface nivelée chez des usagers de FRM présentant une LME, ainsi qu'une diminution de 21,6 % de la fréquence de poussée

(cadence) (102), Il est également rapporté que la vitesse de propulsion dans une pente est diminuée de 8 % et la fréquence de propulsion augmentée de 9 % comparativement à la propulsion sur surface nivelée (102). Cette autre étude de Richter (103) évaluant l'effet de rampes de 3° et 6° n'a pas trouvé de différence significative dans la cadence et la vitesse de propulsion lorsque comparé à une surface nivelée lisse mais le nombre de poussées pour couvrir la même distance dans une pente était augmenté (103).

### **Cinétique**

L'amplitude de la force de la poussée sur le cerceau par les MSs est appelée force totale ( $F_{TOT}$ ) dans les études biomécaniques. La force totale ( $F_{TOT}$ ) (appelée aussi force résultante) consiste en la racine carrée de la somme vectorielle des forces appliquées sur le cerceau dans les trois dimensions soient  $F_x$ ,  $F_y$  et  $F_z$  (104). Ainsi :

$$F_{TOT} = \sqrt{(F_x^2 + F_y^2 + F_z^2)}$$

Ces forces sont captées et enregistrées à l'aide de roues instrumentées telles que les SmartWheels™ (105). La force tangentielle ( $F_{TAN}$ ) est la composante de la force totale qui est perpendiculaire au point d'impact (contact) sur le cerceau et donc il s'agit de la force qui contribue directement à faire tourner la roue et donc à faire avancer le FRM : il s'agit de la force *efficace*. La somme vectorielle des forces se référant à la roue donne également la  $F_{TOT}$  ou force résultante (106). Ainsi :

$$F_{TOT} = \sqrt{(F_x^2 + F_y^2 + F_z^2)} = \sqrt{(F_r^2 + F_t^2 + F_z^2)}$$

L'efficacité de la poussée peut être définie comme étant le ratio entre la force efficace, soit la  $F_{TAN}$  qui contribue directement à faire tourner la roue et faire avancer le FRM et la  $F_{TOT}$  appliquée au cerceau qui inclut les forces dirigées dans les autres directions nécessaires entre autres pour la préhension du cerceau. L'efficacité de la poussée influe directement sur la quantité totale de force à fournir dans la tâche. Plus l'efficacité est faible, plus la force totale à fournir pour faire avancer le FRM sera élevée. Cet indicateur est appelé *Mechanical Effective Force* (MEF) ou efficacité mécanique (EM). L'élévation au carré de  $F_{TAN}$  et  $F_{TOT}$ , permet de normaliser la mesure entre zéro et un et ainsi en calculer le pourcentage de MEF (107). Ainsi :

$$\text{MEF (\%)} = \frac{F_{\text{TAN}}^2 \times 100}{F_{\text{TOT}}^2}$$

La fraction effective de la  $F_{\text{TOT}}$  (FEF) est une autre mesure similaire utilisée par certains auteurs (57). Ainsi :

$$\text{FEF (\%)} = \frac{F_{\text{TAN}} \times 100}{|F_{\text{TOT}}|}$$

Dans une autre étude évaluant la cinétique de la propulsion lors de la montée de différentes pentes (0; 2,7<sup>0</sup>; 3,6<sup>0</sup>; 4,8<sup>0</sup> et 7,1<sup>0</sup>) sur un tapis roulant par des participants ayant subi une LME [94], il a été démontré que la  $F_{\text{TOT}}$  moyenne augmente plus l'inclinaison de la pente est élevée de sorte que la  $F_{\text{TOT}}$  était de 93 % (pente de 2,7<sup>0</sup>) à 201 % (pente de 7,1<sup>0</sup>) plus élevée et la  $F_{\text{TAN}}$  de 96 % à 176 % plus élevée comparativement à la propulsion sur surface nivelée (14). Dans cette étude, la montée de pentes semble avoir peu d'effet sur la FEF pour des pentes de légère à modérée mais la FEF décroît par contre de 12 % dans la pente de 7,1<sup>0</sup> (14). Une autre étude rapporte que la  $F_{\text{TOT}}$  maximale (*peak total force*) est augmentée de 218 % lors de la propulsion par des sujets présentant une LME sur une pente de 6<sup>0</sup> comparativement à une surface nivelée (102). Selon une étude de Koontz et al. (108), la  $F_{\text{TOT}}$  maximale (*peak total force*) est augmentée de 50 % et le taux de croissance de la force est augmenté de 20 % lors de la montée d'une pente de 5<sup>0</sup> par des utilisateurs de FRM comparativement à une surface nivelée et la FEF tant qu'à elle était augmentée de 23 % (108). Dans une autre étude avec des pentes de 3<sup>0</sup> et 6<sup>0</sup>, il a été trouvé que la  $F_{\text{TOT}}$  est augmentée de 15 % et 31 % lors de la montée de ces pentes par des participants dont la majorité présentait une LME (103).

### ***Moments de force articulaires***

Dans une étude de Babineau et al. (109), les moments de force articulaires nets aux épaules, lors de la montée de rampes simulées sur tapis roulant avec des sujets ayant subi une LME, ont été calculés à l'aide d'un algorithme de dynamique inverse à partir des résultats de la cinétique aux cerceaux, de la cinématique des MSs et des paramètres anthropométriques de chaque participant. Ces moments de force mesurés lors de la montée d'une pente ont été comparés à ceux obtenus lors de la propulsion sur surface nivelée sur un tapis roulant. Il ressort

dans cette étude que la propulsion sur une rampe augmente le moment de flexion à l'épaule de l'ordre de 38 % pour la pente 2,7° et 42 % pour la pente de 7,1°. Les moments de forces d'adduction et de rotation interne sont quant à eux respectivement augmentés de 73 % et 49 % pour la pente 2,7° et de 84 % et 72 % pour la pente 7,1° (109).

### ***Taux d'utilisation musculaire***

Le taux d'utilisation musculaire électromyographique ( $TUM_{EMG}$ ) est le taux d'utilisation relatif d'un muscle dans une tâche. Afin de pouvoir comparer les sujets entre eux, l'activité électromyographique, très variable d'un individu à l'autre, doit être normalisée à l'aide de l'activité électromyographique maximale du muscle (110). Ainsi :

$$TUM_{EMG} (\%) = (EMG_{T\grave{A}CHE} \div EMG_{MAX}) \times 100.$$

Le TUM est un indicateur du niveau d'effort dans une tâche car il est reconnu que l'augmentation de l'activité électromyographique (EMG) d'un muscle équivaut à une augmentation de la sollicitation du muscle afin de produire une tension supérieure ou pour maintenir une tension (110). L'EMG de la phase de poussée des muscles triceps brachii, deltoïde antérieur et pectoralis major a été enregistrée lors d'une étude sur la montée de rampes de 2°, 4°, 6°, 8°, 10° et 12° avec des jeunes hommes présentant une paraplégie (111). Il ressort que l'EMG du triceps brachii augmente progressivement à mesure que l'angle de la pente augmente soit de 50 % (pente de 2°) à 76 % (pente de 12°) comparativement à une surface nivelée. L'EMG du deltoïde antéro-médial est augmentée de 38 % (pente de 2°) à 86 % (pente de 12°) et celle du pectoralis major est augmentée de 71 % (pente de 2°) à 89 % (111). Dans une autre étude, le TUM moyen du deltoïde antérieur était augmenté de 67 % pour une pente de 2,7° jusqu'à 79 % pour une pente de 7,1° simulée sur un tapis roulant avec des sujets présentant une LME, tandis que le chef claviculaire du pectoralis major démontrait une augmentation de 61 % et 80 % pour les pentes de 2,7° et 7,1° respectivement (109).

### **2.4.2 PAPAws / Magic wheels**

Quelques études évaluant les effets des PAPAws sur les paramètres biomécaniques de la propulsion ont été publiées. Dans une revue systématique, Kloosterman et al. (76) ont rapporté que la diversité des devis de recherche utilisés pour évaluer l'impact de l'utilisation des PAPAws dans les études limite la généralisation des résultats. Cette revue comprenait 15

études d'analyse de différence (devis transversal ou croisé) et une étude qualitative. La conclusion confirme que l'utilisation de PAPAWS diminue les efforts musculaires et les contraintes mécaniques aux MSs ainsi que les exigences cardiovasculaires lors de la propulsion (76).

Dans une étude comparative, il a été démontré que la propulsion par des sujets utilisateurs réguliers d'un FRM sur un dynamomètre avec cinq niveaux de résistances différents demande 3,65 fois plus de puissance (power output) de la part de l'utilisateur pour se propulser sans les PAPAWS comparativement à avec les PAPAWS (112). Cette étude a également démontré que la MEF lors des poussées était de 80 % plus élevée avec les PAPAWS comparativement aux roues standards et que les PAPAWS produisent en moyenne 73 % de la puissance totale (112). Une autre étude comparative rapporte que les PAPAWS diminuent la  $F_{TOT}$  maximale (*peak total force*) appliquée sur les cerceaux de l'ordre de 28 % lors de la propulsion à vitesse constante sur un tapis roulant par des sujets sains (113). Dans cette même étude (113), une diminution significative des valeurs maximales pour les moments musculaires nets en flexion et de la rotation interne maximale de l'épaule en plus de la diminution de la force résultante exercée au cerceau a été démontrée ce qui entraîne une diminution des moments de force articulaire à l'épaule de 30 % pour la flexion, de 40 % pour l'adduction et de 27 % pour la rotation interne (113). Cette étude rapportait également que l'utilisation de PAPAWS n'a pas d'effet sur la fréquence de propulsion. Finalement, une diminution de l'activité musculaire du grand pectoral, du deltoïde postérieur et du triceps brachii de l'ordre de 27 %, 12 % et 13 % respectivement a également été rapportée comme étant significative lors de l'utilisation des PAPAWS (113). Une autre étude comparative s'est portée plus précisément sur l'effet de l'utilisation de PAPAWS dans la tâche de la montée d'un plan incliné par des utilisateurs de FRM de plus de 55 ans (77). Les auteurs rapportent une diminution de l'activité électromyographique du deltoïde antéro-médial de 36 %, du triceps brachii de 36 % et du pectoralis major de 62 % lors de l'utilisation de PAPAWS lors de la montée de la pente de 5° comparativement à l'accomplissement de la tâche avec un FRM standard (74). En résumé, les PAPAWS réduisent de façon significative les efforts mécaniques et musculaires aux MSs lors de la propulsion du FRM incluant les tâches demandant des efforts importants telles que la montée de plan incliné.

Finalement, une étude sur l'effet des Magic Wheels (72) a tant qu'à elle démontré sur des sujets sains que l'utilisation de ces roues avec système mécanique d'engrenage 2 : 1

diminue de façon significative l'amplitude de l'activité électromyographique du deltoïde antérieur de 17 %. Par contre, le travail musculaire total (aire sous la courbe de l'activité électromyographique en fonction du temps) des cinq groupes musculaires étudiés (grand dorsal, biceps brachii, deltoïde antérieur, pectoralis major et triceps brachii) était augmenté de 67 % en raison de l'augmentation du temps de la montée de la pente qui est de l'ordre de 86 % (72). Cette dernière étude souligne l'importance de quantifier les exigences associées à l'ensemble des poussées car la quantité totale de travail pour la tâche peut être significativement supérieure malgré une amplitude moindre pour chaque poussée analysée individuellement.

### **2.4.3 Le chien d'assistance à la mobilité**

Une étude de cas, publiée à partir des résultats d'un des participants de l'échantillon de la présente étude (23) a quantifié les efforts musculaires et les contraintes mécaniques aux MSs lors de la montée d'une rampe de 8,5 degrés avec et sans l'aide de la traction générée par un CAM. Les résultats obtenus auprès de cet individu ayant une LME complète de niveau T7 et utilisant son FRM personnel confirment que la traction du CAM entraîne une diminution significative des efforts et des contraintes aux MSs lors de la montée de la pente. En effet, la  $F_{TOT}$  maximale appliquée au cerceau était diminuée de 46,1 % lors des poussées, la  $F_{TOT}$  moyenne était diminuée de 34,5 % alors que l'efficacité mécanique était augmentée de 29,8 %. Les moments articulaires nets moyens aux poignets, coudes et épaules, étaient diminués respectivement de 60,5 %, 45,0 % et 36,9 % et les moments articulaires nets maximaux étaient diminués de 56,9 %, 34,7 % et 32,3 % respectivement. Finalement, les TUM moyens du biceps, triceps, deltoïde antérieur et grand pectoral étaient diminués de 38,5 %, 59,5 %, 26,6 % et 44,9 % alors que les TUMs maximaux étaient diminués de 28,8 %, 64,3 %, 44,7 % et 48,2 % (23). Cette étude de cas rapporte donc des résultats très prometteurs pour la présente étude.

## **2.5 Conclusion**

En résumé, une LME cause des déficiences neurologiques permanentes entraînant la nécessité d'utiliser un FRM pour les déplacements quotidiens dans la majorité des cas. Aucune technique ne permet encore à ce jour de réparer la moelle épinière malgré les nombreuses études réalisées au fil des ans. Les déficiences neurologiques aux MSs et au tronc diminuent

la capacité de propulsion et entraînent un risque de développer des déficiences secondaires aux MSs. A ces facteurs de risques viennent s'ajouter des activités quotidiennes à haut risque de telles déficiences secondaires comme la propulsion d'un FRM, les transferts, le chargement du FRM et le franchissement des barrières architecturales telles que les plans inclinés. La diminution des capacités de propulsion combinée aux exigences des activités quotidiennes mettent l'individu également à risque de situation de handicap notamment l'incapacité d'accéder à certains lieux impliquant des plans inclinés. Le CAM présente le potentiel de diminuer les exigences mécaniques et musculaires de la propulsion sur un plan incliné. Il a donc indirectement le potentiel de prévenir le développement de déficiences secondaires musculosquelettiques en plus de prévenir des situations de handicaps dans les déplacements en communauté. Étant donné qu'il s'agit d'une aide à la propulsion partielle, tout comme les PAPAWS, le CAM est une alternative qui favorise la préservation de la force musculaire et la capacité cardio-respiratoire comparativement à une aide technique totalement motorisée. La comparaison entre l'assistance à la propulsion offerte par le CAM et l'assistance offerte par les PAPAWS permet de situer le CAM parmi les aides techniques à la mobilité et d'outiller les intervenants dans le choix de l'aide technique à la mobilité.

## **CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE**

### **3.1 Approbation éthique**

L'approbation éthique a été obtenue par le Comité d'éthique en recherche du Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR) (CRIR-633-0711). Le certificat est présenté à l'annexe I. Chaque participant a signé de façon libre et éclairé le formulaire de consentement présenté en annexe II après en avoir pris connaissance et après avoir posé ses questions à l'assistante de recherche principale s'il y a lieu.

### **3.2 Devis et participants**

Il s'agit d'une étude quasi-expérimentale d'analyse de différence à un seul groupe. Le recrutement des 10 sujets à l'étude s'est fait via le programme ministériel de remboursement des frais relatifs à l'utilisation d'un chien d'assistance à la motricité ayant désigné deux mandataires pour la gestion du programme : l'Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM) et l'Institut de Réadaptation en Déficience Physique de Québec (IRDQP) ou suite à l'obtention de leur consentement, dans le cadre d'une autre étude, d'être contactés dans les 5 ans par la même équipe de recherche. Notons que tous les participants recrutés dans le cadre du programme ministériel de remboursement des frais relatifs à l'utilisation d'un chien d'assistance à la motricité avaient déjà été évalués pour l'obtention de leur subvention et avaient déjà reçu leur réponse du programme avant de se voir proposer cette participation. Voir le tableau III au Chapitre 4 pour la description des participants.

### **3.3 Chiens d'assistance à la mobilité**

Tous les CAMs utilisés étaient les chiens personnels des participants. Ces chiens sont entraînés par la Fondation MIRA qui les attribue gratuitement aux personnes qui en font la demande. Ces chiens subissent une pré-sélection très stricte après avoir passé une année en

famille d'accueil et reçoivent par la suite un entraînement intensif de cinq mois ou plus sur place à la Fondation MIRA. Les chiens débutent leur travail autour de deux ans. Les chiens sont attribués lors de classes de deux à trois semaines avec les usagers selon les affinités et les besoins spécifiques à chacun. Ces chiens sont vus annuellement par un vétérinaire, vaccinés et sont reconnus comme étant activement au travail et en bonne santé par la fondation les fournissant. Voir le tableau III au Chapitre 4 pour la description des CAMs.

### **3.4 Critères d'inclusion et d'exclusion**

Les participants devaient être âgés entre 18 et 65 ans et présenter une LME traumatique ou non-traumatique, complète ou incomplète depuis au moins un an. Ils devaient utiliser un FRM pour quatre heures ou plus par jour et avoir plus de six mois d'expérience avec un CAM. Ils devaient être indépendants pour les déplacements en communauté en FRM incluant la montée d'un plan incliné. Les participants étaient exclus s'ils présentaient des atteintes neurologiques autres que la LME ou s'ils présentaient une ou des conditions associées les empêchant d'accomplir la tâche de la montée du plan incliné.

### **3.5 Évaluation clinique**

#### **3.5.1 Mesures anthropométriques**

Le poids du participant ainsi que celui de son CAM étaient pris à l'aide d'une balance d'hôpital pour FRM. La longueur et la circonférence des MSs, du tronc, du cou et de la tête étaient prises à l'aide d'un ruban à mesurer. Ces mesures sont nécessaires pour recréer un modèle biomécanique multisegmentaire en trois dimensions de chaque participant, tel que décrit à la section 3.8.2. Les feuilles de collecte pour les mesures anthropométriques sont présentées à l'annexe VIII.

#### **3.5.2 Intégrité des épaules**

Le questionnaire WUSPI était administré afin d'évaluer l'intégrité des épaules des participants ce qui a un impact sur leurs habiletés en FRM. Le WUSPI est un questionnaire auto-administré évaluant la douleur aux épaules lors de 15 tâches fonctionnelles sur une

échelle visuelle analogue de 10 cm (7). Les qualités psychométriques de cet outil standardisé sont bien établies, entre autres, pour son utilisation avec les personnes ayant subi une LME (114). Le questionnaire est présenté à l'annexe IX.

### 3.6 Évaluation en laboratoire : installations

La collecte des données s'est déroulée au laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM-CRIR. Toutes les installations et les instruments de mesures étaient ceux du laboratoire. Voir les feuilles de collectes en annexe X. Le plan incliné de 8,5° (longueur= 4 m; largeur= 1,2 m, hauteur= 0,6 m) était recouvert d'une membrane d'asphalte afin de reproduire une résistance au sol similaire à un environnement extérieur réel et qui permettait également au CAM d'avoir une bonne adhérence à la surface. Le plan incliné se terminait par une plate-forme suffisamment grande pour permettre que le CAM puisse s'avancer jusqu'à ce que le FRM derrière lui soit également sur cette plate-forme.



**Figure 3.1** Vue frontale et latérale du plan incliné en laboratoire

### 3.7 Tâches expérimentales

Les participants réalisaient l'ascension du plan incliné à trois reprises sans l'utilisation de leur CAM puis à trois reprises avec l'aide de leur CAM. Le participant était positionné à un mètre de la pente en enlignant ses petites roues avant sur une marque au sol et le chien était positionné devant, attelé et prêt à tirer, pour les essais avec CAM. Le participant débutait l'essai au signal de l'assistant de recherche et procédait à l'ascension du plan incliné avec les encouragements de l'équipe. L'essai se terminait lorsque le participant avait atteint la plateforme au haut du plan incliné. Les consignes consistaient à accomplir l'ascension de la pente à leur rythme avec possibilité de prendre une pause pendant la tâche en appliquant les freins mais tous les participants ont complété la tâche sans pause. L'ordre dans lequel les deux conditions (avec CAM et sans CAM) étaient exécutées était aléatoire et les participants prenaient un temps de repos entre chaque essai. La durée des temps de repos était à la discrétion des participants selon leur niveau de fatigue.

a)



b)



**Figure 3.2** a) participante se propulsant sur le plan incliné sans son CAM et b) participante se propulsant sur le plan incliné avec son CAM.

## 3.8 Instruments de mesures

### 3.8.1 Roues instrumentées

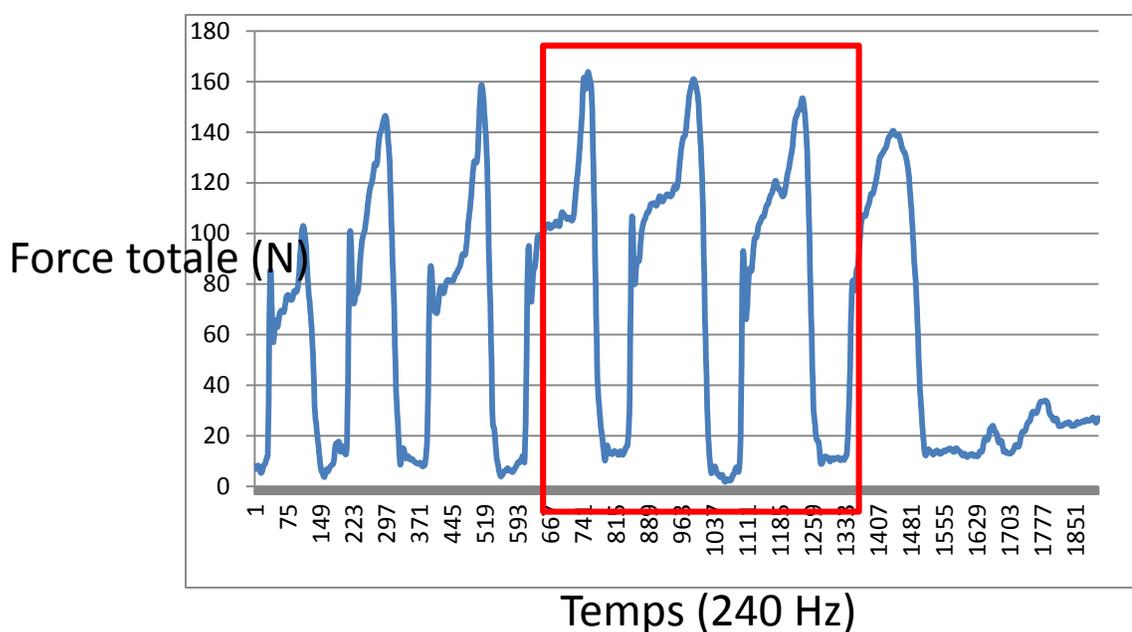


**Figure 3.3** Roues instrumentées SmartWheel™.

Les roues arrières du FRM personnel du participant étaient remplacées par des SmartWheels™ (SmartWheel™, Out-Front, Meza, AZ) de même grandeur soit 24 pouces excepté pour un participant qui avait des roues 26 pouces et donc une SmartWheel™ de 26 pouces a été utilisée d'un seul côté, le côté non-dominant qui était le côté analysé pour tous les participants, et la roue standard du participant était gardée du côté dominant. Les SmartWheels™ ne changent que très peu les dimensions du FRM mais ajoutent un poids non négligeable : 4,9 kg par roue. Ces roues instrumentées mesurent distinctivement toutes les composantes orthogonales ( $x$ ,  $y$ , et  $z$ ) de la force totale ( $F_{TOT}$ ) appliquée au cerceau lors de chaque poussée à une fréquence de 240 Hz. Ces données brutes sont ensuite filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth de 8<sup>ième</sup> ordre sans décalage temporel avec une fréquence d'échantillonnage de 20 Hz à l'aide d'un logiciel développé au Laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM-CRIR. Les SmartWheels™ permettent ainsi d'obtenir les variables à l'étude :  $F_{TOT}$ ,  $F_{TAN}$  et MEF. Puisque l'enregistrement de ces données de force est synchronisé avec l'enregistrement des mouvements tridimensionnels aux MSs, il est possible d'estimer les moments nets aux épaules autour de chaque axe orthogonal à l'aide de calcul de dynamique inverse développé au Laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM-CRIR. L'enregistrement de ces données facilite également l'obtention de données spatio-temporelles (c'est-à-dire, vitesse de propulsion, temps des phases de propulsion (poussée vs récupération) et angle de contact

sur la roue) à l'aide d'un logiciel de découpage de cycle de poussées développé également au Laboratoire de pathokinésiologie.

La figure 3.4 démontre un exemple des données cinétiques collectées à partir des roues instrumentées, soit la  $F_{TOT}$  appliquée au cerceau par le membre supérieur non-dominant lors de la réalisation des tâches expérimentales en laboratoire. Les trois poussées isolées ayant servi aux analyses statistiques sont encadrées en rouge. Le tracé de la force totale inclus dans le rectangle rouge correspond à celui enregistré spécifiquement lors de la montée du plan incliné en laboratoire.



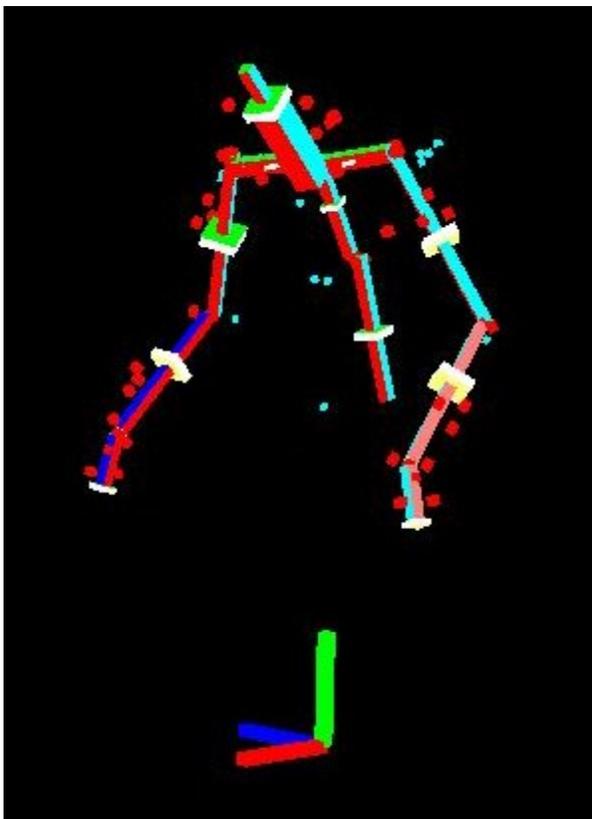
**Figure 3.4** Exemple de données cinétiques.

### 3.8.2 Système d'analyse tridimensionnelle du mouvement

Un système d'analyse tridimensionnelle du mouvement Optotrack (NDI, Waterloo, Canada) a été utilisé dans le cadre de la présente étude. Ce système permet de suivre les mouvements des membres à l'aide de 43 marqueurs infra-rouges collés sur les segments et des repères anatomiques osseux des MSs, de la tête, du tronc et du FRM. L'emplacement exact des marqueurs est illustré dans les feuilles de collectes présentées en annexe X. La position de 91 repères anatomiques et repères sur le FRM a été collectée préalablement à l'aide d'une sonde à numériser. Cela permet de déterminer les centres articulaires et les axes

articulaires des différents segments analysés. Ces données de position en combinaison aux mesures anthropométriques (longueurs et périmètres des segments, poids et taille des participants) prises chez les participants permettent de recréer un modèle biomécanique multisegmentaire en trois dimensions de chaque participant. Les données cinématiques obtenues avec le système d'analyse tridimensionnelle du mouvement, en combinaison avec les données cinétiques, permettent d'obtenir une autre variable à l'étude soit les moments articulaires nets à l'épaule.

La figure 3.5 démontre un exemple de la reconstruction des segments représentant les membres supérieurs, le tronc et la tête à partir des marqueurs fixés sur le participant et des points sondés. Cette reconstruction permet, entre autres, le calcul de la cinématique à l'épaule non-dominante.



**Figure 3.5** Exemple de données cinématiques.

### 3.8.3 Électromyographie de surface

L'électromyographie de surface nous permet d'obtenir le TUM des quatre muscles suivants : deltoïde antérieur, biceps brachii, triceps brachii et le chef claviculaire du grand pectoral. Afin de mesurer l'EMG, un système télémétrique portable (Telemetry 900- Noraxon USA Inc ; Scottsdale, Arizona) a été utilisé à une fréquence d'échantillonnage de 1200 Hz. La collecte et l'analyse des données électromyographiques sont détaillées dans l'article au chapitre 4.



**Figure 3.6** Photo d'un participant avec les électrodes de l'EMG de surface et les capteurs à infra-rouges du système d'analyse tridimensionnelle du mouvement.

La figure 3.7 démontre un exemple de l'activité électromyographique enregistrée aux membres supérieurs lors de la réalisation des tâches expérimentales en laboratoire. L'activité électromyographique incluse dans le rectangle rouge correspond à celle enregistrée spécifiquement lors de la montée du plan incliné en laboratoire.

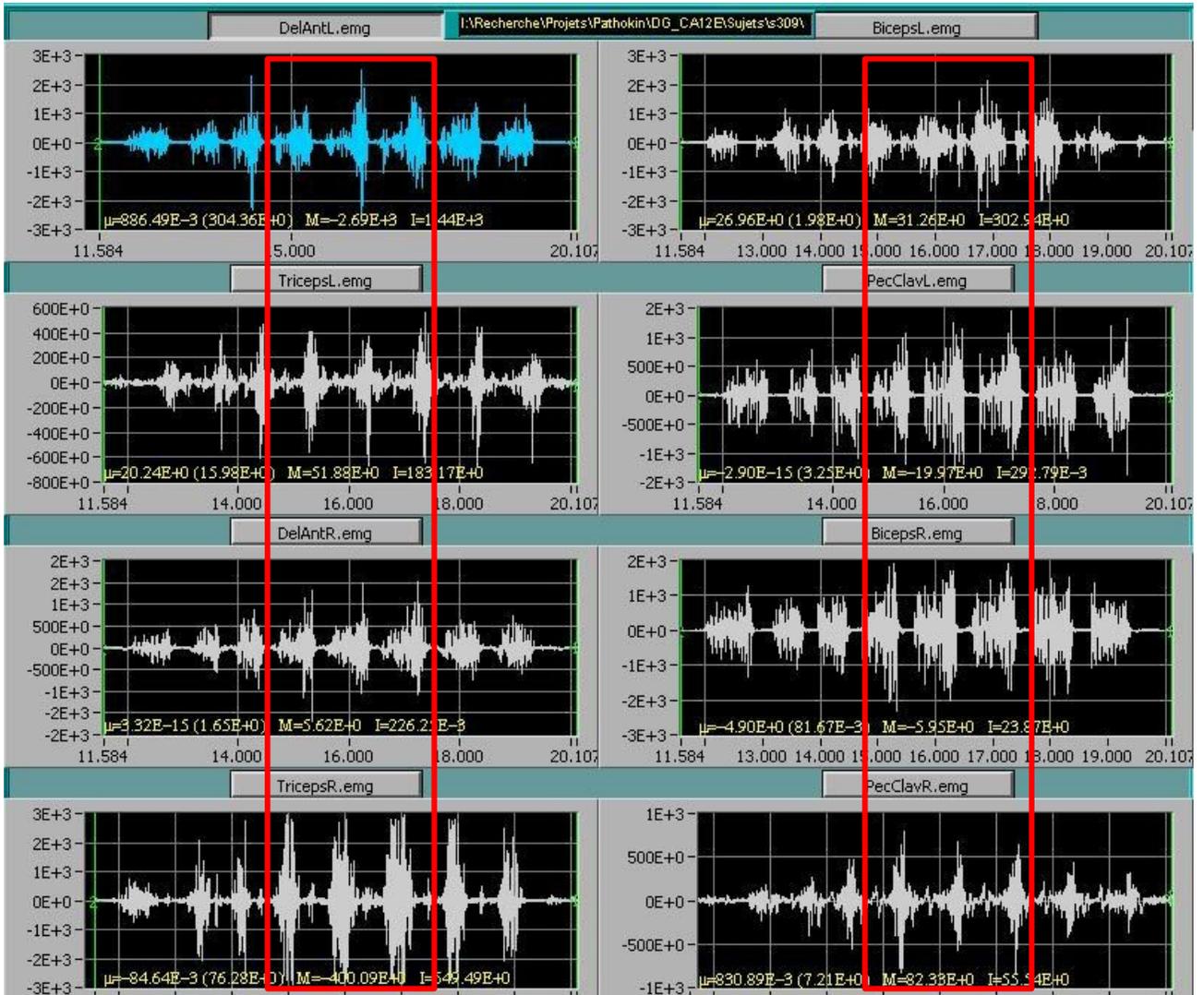


Figure 3.7 Exemple de données d'électromyographie.

### 3.8.4 Perception de l'effort sur une échelle visuelle analogue avec curseur et couleur

L'effort perçu aux MSs était évalué pour chaque essai de chacune des deux conditions. Pour ce faire, un assistant de recherche demandait aux participants de situer leur perception de l'effort sur une échelle visuelle analogue à curseur de 10 cm.

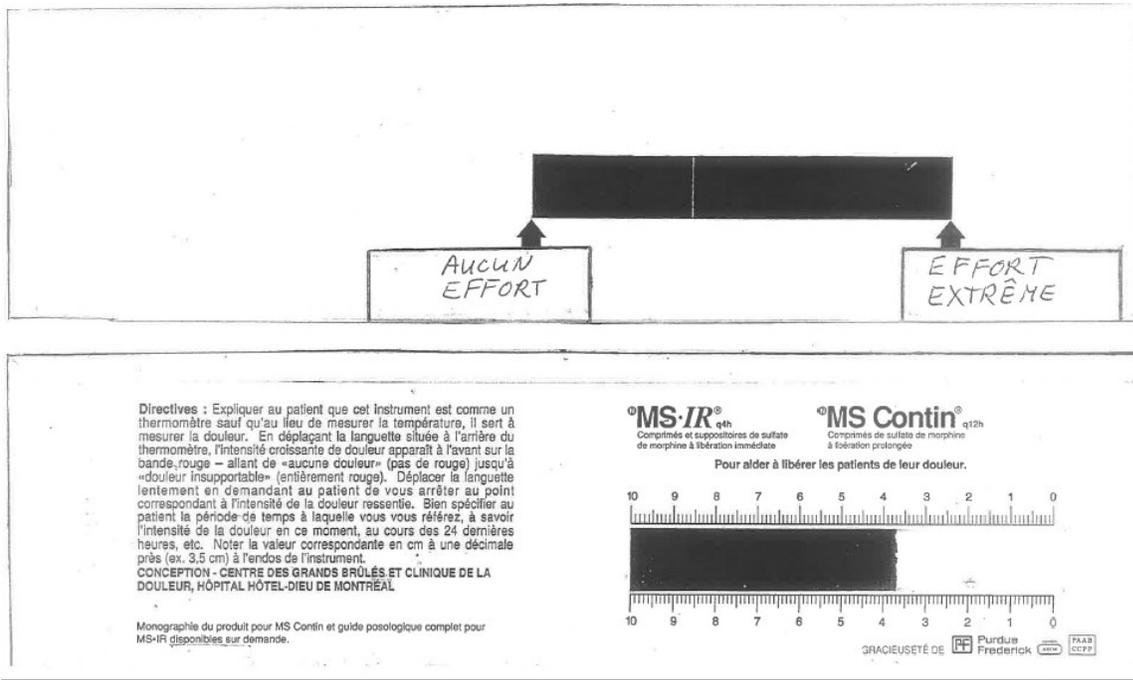


Figure 3.8 Photo de l'échelle visuelle analogue avec curseur et couleur utilisée.

## 3.9 Traitements des données et analyses statistiques

Pour chaque essai sans ou avec CAM, les trois dernières poussées complètes et consécutives qui ont été mesurées lors de la montée du plan incliné ont été retenues pour l'analyse et chacune de ces poussées a été normalisée sur une échelle de 0 à 100 %. Le début de chaque poussée était déterminé par la force exercée sur le cerceau plus précisément lorsque la  $F_{TOT}$  dépassait le seuil de 3 % de la valeur maximale (33) et la fin de chacune des poussées étaient aussi déterminée par le même seuil de force exercée. Les valeurs moyennes et maximales ont été calculées pour les neuf poussées (trois poussées analysées pour chacun des trois essais) sans CAM de même que pour les essais avec CAM. Seul le membre non

dominant a été analysé car la montée linéaire du plan incliné nécessite des efforts similaires des deux MSs et c'est le membre non dominant, qui est généralement le plus faible, qui sera par conséquent le facteur qui limitera la capacité à monter la rampe (34).

L'utilisation de méthodes statistiques non paramétriques était indiquée en raison de la petite taille d'échantillon et parce que les résultats du test de Shapiro-Wilk indiquaient que plusieurs données des différentes mesures de résultats n'étaient pas normalement distribuées (12/52; 23,1 %). Le premier, deuxième (médiane) et troisième quartiles sont rapportés pour toutes les mesures de résultats et des tests de Wilcoxon ont été utilisés pour évaluer la différence entre les conditions (sans et avec CAM) pour chaque mesure de résultat. Les tests de Wilcoxon ont également servis à calculer l'effet de taille afin de déterminer l'ampleur de la différence pour toutes les mesures de résultats où une différence significative a été retrouvée, cette différence étant interprétée comme étant petite ( $0 > 0,2$ ), moyenne ( $> 0,5$ ) ou grande ( $> 0,8$ ) (35). Finalement, le pourcentage de différence entre les deux conditions pour chaque mesure de résultats a été calculé à l'aide des valeurs médianes. Le niveau de signification a été déterminé à 0,05 pour tous les tests statistiques. Toutes les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel de statistique SPSS 17.0 (IBM Corporation; Armonk, New York).

## **CHAPITRE 4 : RÉSULTATS – ARTICLE SCIENTIFIQUE**

### **Original Report**

---

#### **Upper limb efforts are reduced when ascending a ramp with traction provided by a mobility assistance dog in experienced manual wheelchair users**

Valérie Martin-Lemoyne<sup>1,2</sup>, Dany Gagnon<sup>1,2</sup>, François Routhier<sup>3,4</sup>, Lise Poissant<sup>2</sup>, Michel Tousignant<sup>5</sup>, Hélène Corriveau<sup>5</sup>, Claude Vincent<sup>3,4</sup>

<sup>1</sup>Pathokinesiology Laboratory, Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, Montreal, Canada,

<sup>2</sup>School of Rehabilitation, Université de Montréal, Montreal, Canada,

<sup>3</sup>Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration (CIRRS), Institut de réadaptation en déficience physique de Québec, Quebec City, Canada,

<sup>4</sup>Department of Rehabilitation, Université Laval, Quebec City, Canada,

<sup>5</sup>School of Rehabilitation, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Canada

#### **Short Running Head:** Wheelchair Ramp Ascent with a Mobility Assistance Dog

\*L'article a été soumis pour publication à la revue *Journal of Applied Biomechanics* en décembre 2014.

En tant qu'auteur principal, je confirme mon apport significatif à l'élaboration du projet de recherche, à l'acquisition des données en laboratoire, à l'analyse et à l'interprétation de celles-ci ainsi qu'à la rédaction de l'article scientifique qui suit. Dr Dany Gagnon, directeur de ce projet de recherche, a grandement contribué à l'élaboration du projet de recherche, à la rédaction du protocole, à l'interprétation des résultats obtenus ainsi qu'à la révision de l'article qui suit et des demandes de subventions qui ont permis la réalisation du projet. Dr François Routhier, co-directeur de recherche, et les autres auteurs de l'article ont contribué à l'élaboration du projet de recherche, à la rédaction du protocole et à la révision de l'article.

## 4.1 Abstract

**Objective:** To compare upper limb demand when propelling up a ramp with and without using the traction provided by a mobility assistance dog (AD<sub>Mob</sub>) among manual wheelchair users (MWUs).

**Design:** Quasi-experimental.

**Subjects:** Ten MWUs with a spinal cord injury who own a AD<sub>Mob</sub>.

**Methods:** Participants ascended a ramp using their wheelchair with and without their AD<sub>Mob</sub>. The forces applied at the pushrims, the shoulder net joint moments, and the muscular demand of the pectoralis major, anterior deltoid, biceps and the triceps were measured.

**Results:** The traction provided by the AD<sub>Mob</sub> when ascending the ramp significantly reduced the total force applied at the pushrim and its tangential component compared to doing so without the AD<sub>Mob</sub>. The traction provided by the AD<sub>Mob</sub> resulted in a significant reduction in shoulder flexion, internal rotation and adduction moments when ascending the ramp. The muscular demands of the anterior deltoid, pectoralis major, biceps, and triceps were significantly reduced by the traction provided by the AD<sub>Mob</sub> when ascending the ramp.

**Conclusion:** Traction provided by a AD<sub>Mob</sub> when ascending a ramp reduces upper limb efforts in MWUs. AD<sub>Mob</sub> represent a promising mobility assistive technology to minimize upper limb musculoskeletal risk exposure and optimize performance during wheelchair ramp ascent.

**Keywords:** *Assistive technology, paraplegia, rehabilitation, service dog, task performance and analysis, tetraplegia, upper extremity, wheelchair.*

## 4.2 Introduction

The prevalence of secondary upper limb musculoskeletal impairments among manual wheelchair users (MWUs) living with spinal cord injury (SCI) is as high as 60%, with 66% of this population suffering injuries affecting the shoulders and wrist, respectively (1). These secondary upper limb musculoskeletal impairments result, in part, from overuse of the upper limbs associated with manual wheelchair propulsion and performance of many wheelchair-related activities of daily life such as transfers (2, 3). Upper limb risk exposure potentially leading to secondary upper limb impairments includes repetitive, rapidly rising high forces and moments overloading and compromising the integrity of all joint structures, particularly the rotator cuff tendon and muscles (4, 5, 6, 7). A typical example of these aforementioned elements among MWUs would be during manual wheelchair ramp ascent in natural environments. In fact, ascending a ramp in a natural environment (e.g., access to public and private buildings, sidewalks) and under simulated conditions (e.g., ergometer, treadmill) has been found 1) to require higher stroke frequency given the shortened recovery phase during strokes, 2) increase forward trunk inclination and shoulder flexion, and 3) intensify upper limb mechanical loading and muscular effort compared to level surface propulsion (8, 9, 10, 11). These adaptations may partly explain why the success rate typically decreases as the slope of a ramp increases during manual wheelchair ramp ascent without assistive technology other than a manual wheelchair or human assistance (10). Thus, risk exposure related to wheelchair ramp ascent not only threatens upper limb integrity among MWUs but also functional ability and level of independence which may, in turn, negatively impact societal participation (12). Hence, the use of more than one mobility assistive technology is often warranted among many MWUs and routinely recommended by rehabilitation professionals.

Numerous mobility assistive technologies are routinely provided in clinical practice to minimize upper limb risk exposure and to optimize functional ability among MWUs. Motorized wheelchairs and scooters are frequently provided, whereas pushrim-activated power-assist wheels (PAPAWs) or low-g geared wheels with braking features are less frequently recommended. Nonetheless, these mobility assistive technologies have some limitations, such as the increased weight and width of the manual wheelchair and the need for an adapted vehicle, which can make it difficult to navigate in certain environments, particularly if precision

skills are necessary (e.g., turns, moving through a doorway and wheelies) (13, 14). Moreover, the use of some of these mobility assistive technologies (e.g., powered wheelchair) can potentially lead to cardiorespiratory and muscular deconditioning due to a lack of physical effort in commuting (1, 15), whereas the use of other mobility assistive technologies (e.g., PAPAWs) have limited effects on social participation and satisfaction (16).

In recent years, the mobility assistance dog ( $AD_{Mob}$ ) has become recognized as a potential assistive mobility technology among individuals with physical impairments and physical disabilities, although the strength of the evidence remains low (17, 18).  $ADs_{Mob}$  are trained to assist MWUs by performing various functional activities such as manually propelling a wheelchair, executing basic and advanced wheelchair skills, retrieving objects from the floor, opening doors and transporting objects (19). More specifically, to assist with wheelchair propulsion, the  $ADs_{Mob}$  wears a leather harness that passes over the shoulders and encircles the thorax. A metal hoop attached to each side of the leather harness is then connected to the manual wheelchair via a belt to provide traction during wheelchair propulsion. Most of the studies conducted to date have investigated the use of  $AD_{Mob}$  and focussed solely on users' level of satisfaction and perception of the effects a  $AD_{Mob}$  has on users' functional abilities (17, 18). Overall, these studies report that  $AD_{Mob}$  have the potential to assist users in performing their functional tasks, increase their sense of security, improve their social interaction and self-esteem and reduce the need for human physical assistance (17, 18). A recent study demonstrated that the use of a  $AD_{Mob}$  increased manual wheelchair distance traveled in 12 minutes (+29.5%), yielding a significantly lower Wheelchair Users Shoulder Pain Index (WUSPI) score (-30.7%) and lower perceived intensity of effort on the BORG scale (-74.5%). However,  $AD_{Mob}$  use had no significant impact on the Wheelchair Skills (20). A recent case study, using the same biomechanical evaluative parameters as the present study, confirmed that the use of a  $AD_{Mob}$  reduces the upper limb mechanical load by 26.3% and 56.9% and the muscular demand by 28.8% and 64.3% when propelling up a ramp (21). To our knowledge, no other study has quantified the effect of a  $AD_{Mob}$  on upper limb demand during manual wheelchair propulsion using a comprehensive biomechanical approach aside from the above-mentioned case study. Since there are potential advantages to using a  $AD_{Mob}$  and given the strength of the evidence currently available, it is highly relevant to further assess the effects of a  $AD_{Mob}$  in generating new evidence and better informing rehabilitation professionals who recommend their use.

In this context, the main objective of the present study is to quantify and compare the mechanical load and muscular demand at the upper limbs when propelling up a ramp with and without traction provided by a AD<sub>Mob</sub> among MWUs with a SCI. Our hypothesis is that the use of a AD<sub>Mob</sub> will allow MWUs to ascend the ramp faster, requiring less upper limb efforts (i.e., reduced force applied at the pushrim, shoulder mechanical load, shoulder muscular demand, perception of upper limb effort and increased mechanical efficiency).

## **4.3 Methods**

### **4.3.1 Research design and ethics**

A single-group quasi-experimental analysis of difference was proposed to achieve the objective. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR-633-0711). All participants read the consent form and had all their questions answered before they signed the informed consent.

### **4.3.2 Participants and mobility assistance dogs**

A convenience sample of 10 adults volunteered to participate in this study. These participants enrolled after responding to a recruitment ad posted within the rehabilitation facility, replying to an invitation sent to MWUs with a SCI enrolled in the Quebec ministerial program for reimbursement of expenses related to the use of a AD<sub>Mob</sub><sup>22</sup> or giving their consent to be contacted directly within a 5-year period following participation in a previous project conducted by the same research team. To be included in the study, participants had to have sustained a SCI, use their manual wheelchair for more than four hours per day, use a personal AD<sub>Mob</sub> for traction during manual wheelchair propulsion for at least six months, and be independent in terms of wheelchair mobility/displacements in the community, including climbing an access ramp that meets building code standards in the province of Quebec, Canada (i.e., maximum slope ratio=1 unit of height: 12 units of length for slopes measuring a maximum length of nine meters). Potential participants with other neurological or musculoskeletal impairments or any other condition that may have restricted their ability to successfully perform the experimental tasks were excluded. All personal ADs<sub>Mob</sub> owned by participants were healthy working dogs, specifically paired with their owners and diligently trained by the Mira Foundation ([www.mira.ca](http://www.mira.ca))

for manual wheelchair traction. These ADs<sub>Mob</sub> were provided by the Mira Foundation to their owners after undergoing test selections and 5 months of intensive training. The MWUs attended a training class with their ADs<sub>Mob</sub> for two or three weeks (depending on the user's experience and ability to work with a AD<sub>Mob</sub>) to learn how to use their dog. The table III reports the description of the participants and their mobility assistance dogs.

**Tableau III** Description of participants and their mobility assistance dogs

Participant #	Sex	Age	Height (m)	Weight (kg)	Type of SCI	AIS*	Neurological level	Time since injury (months)	WUSPI Total score**	WUSPI Ramp score**	Dog Breed***	Age (months)	Weight (kg)	Experience with AD <sub>Mob</sub> (months)
1	F	28	1.65	48.6	Trauma	A	T11	57	0.05	0.4	4	71	30.0	47
2	M	42	1.75	93.8	Trauma	A	T6	124	0.22	0	3	52	42.2	22
3	M	25	1.80	59.4	Trauma	A	T5	59	1.96	3.7	2	69	45.4	49
4	F	40	1.75	77.6	Trauma	A	T11	380	1.74	3.3	1	32	29.7	62
5	M	47	1.80	101.6	Neo	D	T7	183	4.90	8.3	2	23	41.9	105
6	M	27	1.84	58.5	Trauma	A	C6	87	1.19	2.7	1	53	25.5	29
7	M	42	1.80	74.4	Trauma	C	C6	80	0.48	1.2	1	37	34.0	6
8	F	23	1.72	78.7	Infection	C	T7	22	2.40	7.2	2	30	43.6	7
9	F	40	1.74	88.0	Infection	C	T10	156	0.68	0.8	1	36	38.4	9
10	M	46	1.78	82.6	Trauma	A	T4	288	0	0	1	110	38.6	82
<b>Mean</b>		<b>36.0</b>	<b>1.763</b>	<b>76.32</b>				<b>143.6</b>	<b>1.36</b>	<b>2.76</b>		<b>51.3</b>	<b>36.93</b>	<b>41.8</b>
<b>Standard deviation</b>		<b>9.19</b>	<b>0.05</b>	<b>16.68</b>				<b>113.29</b>	<b>1.50</b>	<b>2.96</b>		<b>26.28</b>	<b>6.78</b>	<b>33.70</b>

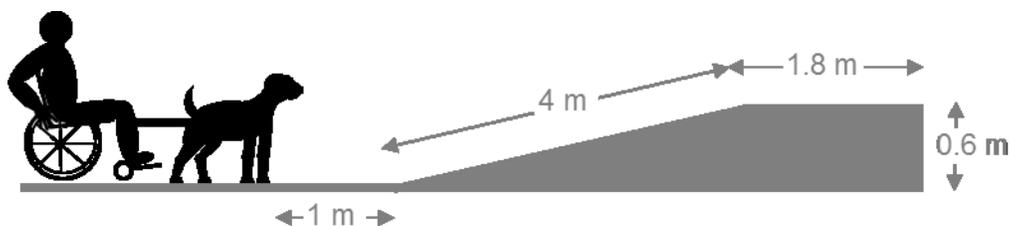
\*AIS= ASIA Impairment Scale. ASIA = American Spinal Cord Injury Association. A= No motor or sensory function is preserved below the neurological level, B= Sensory function is preserved but no motor function below the neurological level, C= Motor function is preserved below the neurological level, and more than half of the key muscles below the neurological level have a muscle grade <3 out of 5 (manual muscle testing), D= motor function is preserved below the neurological level, and at least half of the key muscles below the neurological level have a muscle grade of ≥3 out of 5, E= motor and sensory function are normal. \*\*WUSPI = Wheelchair User's Pain Index. \*\*\*Dog Breed: 1= Labrador Retriever 2= Labernese 3= Bernese Mountain Dog 4= Golden Retriever

### 4.3.3 Clinical assessment

A physiotherapist completed a clinical assessment with each participant to document personal characteristics (e.g., age, time since injury, wheelchair experience, time since AD<sub>Mob</sub> was provided, upper limb dominance) and AD<sub>Mob</sub> characteristics (e.g., breed, age, weight), as well as to measure anthropometric parameters (height, weight, upper body segment length and circumference, severity of sensory and motor impairments (AIS (23)) and level of debilitating shoulder pain using the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI (24, 25)). The physiotherapist also ensured that no other debilitating musculoskeletal, neurological or other impairment affected the user's ability to propel up a ramp.

### 4.3.4 Laboratory assessment

Participants ascended an 8.5° ramp (length=4 m; width=1.2 m, height=0.6 m) covered with a thin asphalt roofing membrane using their personal manual wheelchair with and without traction provided by their AD<sub>Mob</sub> at a self-selected (natural) speed (Figure 1). The tested slope exceeds building code recommendations and standards in Canada and in the United-States of America but is regularly encountered in old buildings and natural environments. The thin asphalt membrane covering the ramp reproduced the outdoor environmental condition of AD<sub>Mob</sub> daily use but also increased AD<sub>Mob</sub> traction to allow it to pull without slipping. The participant's manual wheelchair was positioned behind a starting line set one meter ahead of the ramp. Flags were positioned on either side of the pathway to facilitate the dog's understanding of the trajectory to follow when ascending the ramp. Three ramp ascent trials without the AD<sub>Mob</sub> and three additional ramp ascent trials with the AD<sub>Mob</sub> were performed using a randomized block design (i.e., trials with versus trials without the AD<sub>Mob</sub>). Rest periods were offered as needed between trials. The perceived level of upper limb effort was quantified using a 10 cm visual analog scale (VAS) after each trial for each task.



**Figure 4.1** Schematic representation of the experimental set-up and the starting position

#### **4.3.5 Pushrim kinetics**

Rear wheels with an instrumented pushrim (SMARTWheel, Out-Front, Meza, AZ) were installed on each participant's personal manual wheelchair. These instrumented wheels did not considerably alter the characteristics of the manual wheelchair except for slightly adding to its weight (SmartWheel=4.9 kg per wheel) and width. These instrumented wheels distinctively capture all orthogonal force components ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ) applied to the pushrim at a sampling frequency of 240 Hz. All pushrim kinetic data were filtered with an eighth-order, zero-phase, low-pass Butterworth filtered with a 20 Hz cut-off frequency (26). During each push phase, the magnitudes of the total force ( $F_{TOT}$ ) and of the tangential force ( $F_{TAN}$ ) were calculated for the non-dominant upper limb. The  $F_{TOT}$  reflects the vectorial summation of the three force components ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ) applied to the pushrim, whereas the  $F_{TAN}$  is the force vector that is perpendicular to the pushrim which directly contributes to the forward movement of the manual wheelchair. The mechanical effective force ratio (MEF) indicates the proportion of that effective force vector on the  $F_{TOT}$ .  $(MEF (\%) = (F_{TAN} \div F_{TOT}) \times 100)$  (26).

#### **4.3.6 Kinematics**

An Optotrack motion analysis system (NDI; Waterloo, Canada) combining four synchronized camera units was used to capture, at a sampling frequency of 60 Hz, the three-dimensional coordinates of the 43 light emitting diodes attached to the wheelchair at specific reference points and to specific anatomical bony landmarks at the upper limb, trunk and rigid head segments. Supplementary manual wheelchair reference points and anatomical bony landmarks were then digitized with a probe to further define the rigid segments and articular centers. Repetitive flexion-extension and abduction-adduction shoulders movements were also recorded separately to locate the position of the shoulder rotational centre (27, 28). The kinematic parameters (i.e., displacements, velocities, and accelerations) were filtered with a fourth-order Butterworth zero-lag filter using a cut-off frequency of 6 Hz. Custom-made programs were used to finally quantify angular displacements, velocities and acceleration.

#### **4.3.7 Upper limb kinetics**

Using the anthropometric data collected during the clinical assessment, pushrim kinetics measured underneath the non-dominant upper limb with the instrumented wheels, upper limb kinematic data and the magnitude of the resultant net joint moments at the shoulder

were calculated with a 3D inverse dynamic algorithm during the push phase of each stroke (29, 30). These net shoulder moments, expressed using the coordinate system recommended by the International Society of Biomechanics (31), were calculated for the sagittal (i.e., flexion-extension), frontal (i.e., abduction-adduction), and transverse (i.e., internal-external rotations) planes.

#### **4.3.8 Surface electromyography**

The surface electromyographic activity of the anterior deltoid, the long head of the biceps brachii, the long head of the triceps brachii and the sternal fibers of the pectoralis major was recorded at the non-dominant upper extremity using a portable telemetric system (Telemyo 900-NORAXON USA Inc.; Scottsdale, Arizona) at a sampling frequency of 1200 Hz. Preparation of the skin and the placement of the surface electrodes (Ag/AgCl sensor – 13.2 mm<sup>2</sup> active surface area) was carried out in accordance with Cram's surface electromyography recommendations (32). Recorded EMG signals were visually inspected (with the baseline noise removed) and filtered with a fourth order zero-lag Butterworth bandpass filter with low and high cut-off frequencies set at 30 and 500 Hz, respectively. The EMG patterns were then rectified and filtered with a 6 Hz low-pass filter to generate EMG linear envelopes for each muscle studied. The muscular utilization ratio (relative MUR (%)) =  $(EMG_{task} \div EMG_{max}) \times 100$ ) was calculated for each muscle using the amplitude of the EMG signals recorded during the experimental tasks and the highest EMG signal value calculated during one of the two static maximum voluntary contractions. These 5-second maximum voluntary contractions were recorded using manual resistance applied by a physiotherapist while the participants remained seated in their own wheelchair with additional trunk and wheelchair stability provided by one research assistant before the ramp ascent task. EMG signal processing was performed digitally using a custom-developed MATLAB algorithm. Outcome measures included peak and mean relative MUR (%) of the four muscles investigated.

#### **4.3.9 Data reduction and statistics**

For each trial completed with and without the AD<sub>Mob</sub>, the last three consecutive complete strokes captured during the ramp ascent were selected for analysis and each of them were time-normalized over 100 data points (0-100%). The start of each stroke was determined by the force on the pushrim which exceeded a threshold ( $F_{TOT} > 3\%$  of the maximum value) (33) and the end of stroke was determined using the same threshold. The mean and maximum

values of each stroke during the push phases were first calculated for a total of 9 strokes (3 strokes X 3 trials) for each experimental task (i.e., ramp ascent with and without a AD<sub>Mob</sub>). Averaged values were then calculated for each participant and for each experimental task. Only the non-dominant upper limb was analysed for all outcome measures because the linear ascent of the narrow ramp was assumed to require similar bilateral upper limb effort and the non-dominant upper limb, which is typically weaker than the dominant limb, was assumed to be exposed to greater relative mechanical and muscular demands and potentially first limit the ability to ascend the ramp (34).

The use of non-parametric statistical methods is justified by the fact that the sample size was small and that the results of the Shapiro-Wilk test confirmed that many pushrim kinetic, shoulder kinetic and electromyographic outcome measures (12/52; 23.1%) were not normally distributed. The 1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup> (median) and 3<sup>rd</sup> quartile values reported for all outcome measures and Wilcoxon signed-rank tests were used to evaluate the differences between the two conditions. Effect size values were also calculated to provide information on the magnitude of change whenever a significant difference was confirmed between the conditions and that difference was interpreted as small ( $0 < 0.2$ ), moderate ( $> 0.5$ ) or large ( $> 0.8$ ) (35). Moreover, a percentage of difference between the two experimental tasks was also calculated using the median values for each outcome measure. The significance level was set at 0.05 for all statistical tests. All statistical analyses were performed with SPSS statistic software version 17.0 (IBM Corporation; Armonk, New York).

#### **4.4 Results**

A description of all participants and AD<sub>Mob</sub> is presented in Table 1. Overall, the traction provided by a AD<sub>Mob</sub> when manually propelling up the ramp had a statistically significant effect on the mean and maximum values of most outcome measures as summarized in Table 2. The traction provided by the AD<sub>Mob</sub> significantly increased ( $p=0.037$ ) wheelchair speed when MWUs propelled up a ramp with the AD<sub>Mob</sub> compared to the same task without the AD<sub>Mob</sub>. This increased speed was accompanied by a significantly shorter ( $p=0.013$ ) push phase and significantly longer ( $p=0.028$ ) recovery phase. The traction provided by the AD<sub>Mob</sub> also significantly reduced the mean ( $p=0.007$ ) and maximum ( $p=0.005$ )  $F_{TOT}$  applied to the pushrim as well as the mean ( $p=0.013$ ) and maximum ( $p=0.022$ )  $F_{TAN}$ . The maximum shoulder flexion ( $p=0.047$ ), abduction-adduction ( $p=0.017$ ), and internal-external rotation ( $p=0.028$ ) net joint

moments were found to be significantly reduced with the traction provided by a  $AD_{Mob}$  when manually propelling up the ramp in comparison than doing so without a  $AD_{Mob}$ . The mean relative MUR (%) of the anterior deltoid ( $p=0.013$ ), the biceps ( $p=0.005$ ) and pectoralis major ( $p=0.038$ ) were significantly reduced, whereas the maximum relative MUR (%) was reduced for all tested muscles ( $p\leq 0.022$ ) with the traction provided by a  $AD_{Mob}$  when propelling up the ramp in comparison to doing so without a  $AD_{Mob}$ . Lastly, the upper limb perception of effort was significantly reduced ( $p=0.005$ ) when performing the experimental task with traction provided by the  $AD_{Mob}$ .

**Tableau IV** Summary of main outcome measures

Outcome Measures			Without AD <sub>Mob</sub>			With AD <sub>Mob</sub>			p-value	Effect Size	Difference %
			1 <sup>st</sup> quartile	Median	3 <sup>rd</sup> quartile	1 <sup>st</sup> quartile	Median	3 <sup>rd</sup> quartile			
Spatio-temporal parameters	Push phase	Mean	0.559	0.707	0.889	0.362	0.387	0.514	<b>0.013</b>	0.56	-45.35
	Recovery phase	Mean	0.233	0.269	0.302	0.302	0.371	0.417	<b>0.028</b>	0.50	+38.06
	Propulsion Cycle	Mean	0.760	0.844	1.099	0.605	0.753	0.868	0.086	-	-
	Contact angle	Mean	65.971	77.781	87.138	75.923	86.105	91.581	0.508	-	-
	Speed	Mean	0.416	0.610	0.795	0.632	0.988	1.244	<b>0.037</b>	0.47	+38.26
Pushrim kinetics	F <sub>tot</sub>	Mean	105.985	129.414	143.874	60.675	81.134	98.830	<b>0.007</b>	0.61	-37.31
		Max	148.050	173.109	191.089	80.496	116.283	147.138	<b>0.005</b>	0.63	-32.83
	F <sub>tan</sub>	Mean	67.139	80.374	95.991	33.155	52.749	74.949	<b>0.013</b>	0.56	-34.37
		Max	100.043	115.264	138.353	56.016	79.091	116.638	<b>0.022</b>	0.52	-31.38
	MEF	Mean	0.384	0.530	0.714	0.394	0.507	0.665	0.285	-	-
		Max	0.789	0.889	0.987	0.743	0.909	0.977	0.721	-	-
Shoulder moments (Nm)	Flex (+)- Ext (-)	Mean	15.276	29.289	53.449	10.245	19.454	34.101	0.059	-	-
		Max	33.982	46.654	78.836	18.490	33.260	52.219	<b>0.047</b>	0.45	-28.71
	Add (+)- Abd (-)	Mean	-5.748	-0.984	5.761	-3.711	1.350	5.437	0.508	-	-
		Max	9.727	16.887	31.239	3.628	9.843	17.473	<b>0.017</b>	0.54	-41.72
	IR (+)- ER(-)	Mean	9.469	19.100	27.191	6.781	11.934	22.555	0.114	-	-
		Max	26.976	39.401	64.613	13.276	20.229	36.772	<b>0.028</b>	0.50	-48.66
Relative muscular utilization ratio (MUR)	Anterior deltoid	Mean	0.196	0.322	0.673	0.057	0.274	0.493	<b>0.013</b>	0.56	-14.65
		Max	0.375	0.592	1.342	0.105	0.465	0.898	<b>0.007</b>	0.61	-21.45
	Biceps brachii	Mean	0.092	0.162	0.781	0.044	0.101	0.473	<b>0.005</b>	0.63	-37.45
		Max	0.178	0.340	1.395	0.124	0.198	1.034	<b>0.009</b>	0.59	-41.92
	Triceps brachii	Mean	0.210	0.339	0.455	0.170	0.234	0.329	0.139	-	-
		Max	0.178	0.733	0.927	0.382	0.490	0.623	<b>0.022</b>	0.52	-33.10
	Pectoralis Major	Mean	0.206	0.272	0.483	0.081	0.223	0.367	<b>0.038</b>	0.49	-18.01
		Max	0.332	0.472	0.972	0.145	0.422	0.632	<b>0.011</b>	0.60	-10.60
Perception of upper limb effort (/10)	Mean	2.350	3.367	6.608	0.575	1.250	2.050	<b>0.005</b>	0.63	<b>-62.87</b>	

## 4.5 Discussion

The present study is the first to quantify and compare the mechanical load and muscular demand at the upper limbs when propelling up a ramp with and without using the traction provided by a  $AD_{Mob}$  among a group of MWUs with SCI. Overall, the traction provided by the  $AD_{Mob}$  when propelling up a ramp had favourable effects on most of the outcome measures studied compared to the same task without a  $AD_{Mob}$ .

### *Increased propulsion velocity and decreased push time*

Consistent with our initial hypothesis, manual wheelchair users ascended the ramp at a 38.3% faster velocity when using the traction provided by the  $AD_{Mob}$  than without using the  $AD_{Mob}$ . This increased velocity was reached despite the fact that the contact angle and the duration of the propulsion cycle (i.e., cadence) remained similar. Additionally, the traction provided by the  $AD_{Mob}$  was accompanied by a 45.4% faster push phase and a 38.6% longer recovery phase. These effects may be explained by the fact that the traction provided by the  $AD_{Mob}$  when ascending the ramp may attenuate or even neutralize the gravitational effect acting on the manual wheelchair and its user. In comparison, the use of PAPAWS allowed users to ascend a 4.6° ramp simulated on an ergometer with a 33.7% faster velocity compared to using standard pushrim wheels (36).

### *Decreased forces applied at the pushrim*

As initially hypothesized, manual wheelchair users applied lower  $F_{TOT}$  (mean= -37.3%; max= -32.8%) and  $F_{TAN}$  (mean= -34.4%; max= -31.4%) at the pushrim when ascending the ramp using the traction provided by the  $AD_{Mob}$  in comparison to doing so without the traction of the  $AD_{Mob}$ . However, the use of the  $AD_{Mob}$  did not significantly affect the MEF despite a tendency to improve it. In comparison, the use of PAPAWS allowed for a decrease in the peak resultant force at the pushrim (-28.1%) during level treadmill propulsion (slope=0°) at 0.9 m/s among non-wheelchair users (37).

### *Decreased shoulder mechanical loading and muscular demand*

Partially consistent with our initial hypothesis, MWUs generated significantly lower shoulder flexion (mean= -33.6%; max= -28, 7%), adduction (max= -41.7%) and internal rotation (max= -48.6%) net joint moments when ascending the ramp using the traction provided by the  $AD_{Mob}$ . In comparison, the use of PAPAWS allowed MWUs to decrease shoulder flexion,

adduction and internal rotation mean moments by 30.4%, 39.8% and 26.8% respectively during level treadmill propulsion (slope=0°) at 0.9 m/s among non-wheelchair users (37).

Partially consistent with our initial hypothesis, MWUs generated significantly lower deltoid (mean=-14.7%; max=-21.5%), biceps (mean=-37.5%; max=-41.9%), triceps (max=-33.1%) and pectoralis major (mean=-18.01%; max=-10.6%) relative MUR when ascending the ramp using the traction provided by the AD<sub>Mob</sub> than without the AD<sub>Mob</sub>. In comparison, the use of PAPAWs allowed users to ascend a 4.6° ramp simulated on an ergometer with lower relative MUR for the anterior deltoid (mean= -77.7%; max= -75.9%) and pectoralis major (mean= -74.8%; max=-60%) than with standard wheels among persons with complete tetraplegia (36). Similarly, an absolute reduction in anterior deltoid (mean= -35.8%), pectoralis major (mean= -61.5%) and triceps (mean= -36.4%) activities was observed when ascending a 6 meter long 5° ramp with PAPAW fixed to a prototype wheelchair among older MWUs (38). Some of the observed difference across studies may be explained, in part, by the fact that either the clavicular (i.e., shoulder flexor) or sternal (i.e., shoulder adductor) fibers of the pectoralis major were recorded with either fine wire or surface electromyography despite their distinctive movement contribution. Interestingly, the use of PAPAWs during level treadmill propulsion (slope=0°) at 0.9 m/s among non-wheelchair users confirmed reduced muscular activity in the pectoralis major (mean= -27%) and the triceps (mean= -13.4%), while the anterior deltoid and biceps remained comparable (37). The magnitude of all these reductions supports the idea that the use of a AD<sub>Mob</sub> significantly reduces the mechanical loading and muscular demand at the upper limbs to a relatively similar extent as PAPAWs. Consequently, upper limb musculoskeletal risk exposure during manual wheelchair propulsion, particularly during wheelchair ramp ascent, will most likely be reduced and the integrity of the upper limb preserved.

#### *Decreased perception of upper limb effort*

Consistent with our initial hypothesis and in line with the decreased forces applied at the pushrim, shoulder mechanical loading and muscular demand, upper limb effort was perceived to be 62.8% lower when participants used the AD<sub>Mob</sub>. It has been reported in three studies investigating the effects of PAPAWs that participants express a subjective increased ease of manual wheelchair propulsion compared to standard wheels on level, inclined and carpeted surfaces (38, 39, 40). Moreover, one of these studies confirmed that when propelling

up a ramp, perceived exertion rated on a 10 category scale was reduced by 66.67% when MWUs were using PAPAWs compared to standard wheelchair wheels (38).

### *Mobility assistance dog as an assistive technology alternative*

Given all the above-mentioned findings, a AD<sub>Mob</sub> definitively represents an effective mobility assistive technology alternative for MWUs to minimize upper limb musculoskeletal risk exposure, particularly when ascending a ramp in an architectural or natural environment. The present study is among the first to confirm that the traction provided by a AD<sub>Mob</sub> when ascending a ramp allows MWUs to complete the task faster than doing so without a AD<sub>Mob</sub>, while also requiring less force applied at the pushrim and less shoulder mechanical loading and muscular demand. It is also no surprise that the present study also confirms that MWUs do perceive a substantial reduction in their upper limb perception of effort during this task. Hence, these new findings provide indirect evidence that the use of a AD<sub>Mob</sub> during manual wheelchair propulsion and wheelchair-related skills may reduce the risk, or even prevent, shoulder secondary musculoskeletal pain and impairments among MWUs. Indirect evidence relates to the fact that the ability of some MWUs may be optimized since the absolute upper limb effort needed to perform a task (e.g., ascending a ramp) becomes substantially decreased when using a AD<sub>Mob</sub>. Conversely, some may argue that the use of a AD<sub>Mob</sub> may lead to reduced upper limb strength or decreased cardiorespiratory fitness among MWUs. Regardless, using a AD<sub>Mob</sub> definitively represents an alternative needing consideration when MWUs transition between mobility assistive technologies, particularly if transitioning from a manually propelled wheelchair to a powered wheelchair due to some of the disadvantages related to this last option (e.g., cardiorespiratory and muscular deconditioning and the need for an adapted vehicle). However, if a MWU was to transition toward PAPAWs, the possibility of using a AD<sub>Mob</sub> may be arise as the findings of the present study presented somewhat comparable effects on the upper limb effort. Additionally, AD<sub>Mob</sub> may offer supplementary benefits (e.g., no added weight, no increased width, no change in wheelchair car loading technique) and indirect psychological and social benefits are possible (17, 18). However some disadvantages also need to be considered such as the risk of AD<sub>Mob</sub> behavioural problems (e.g., attraction to other animals and odors, running away, barking) as well as the time and the expenses involved with the daily care of the AD<sub>Mob</sub>. Lastly, one also needs to consider the potentially long-term, detrimental health effects for the AD<sub>Mob</sub> over time, especially those affecting their hind limbs (e.g., hip joint dysplasia and osteoarthritis). These potential consequences may compromise the dog's useful duration of life

and possibly raise ethical concerns related to using a AD<sub>Mob</sub> as a mobility assistive technology. In summary, all these aspects need to be considered and may guide rehabilitation professionals and MWUs striving to find the most appropriate mobility assistive technology.

#### *Limitations of the study*

One limitation of the study is its relatively small sample size, although a moderate effect size was confirmed for most of the outcome measures and found to differ significantly between the two tested conditions (e.g., with and without a AD<sub>Mob</sub>), aside from the mean net shoulder net joint moments. The fact that the study design required all participants to be able to propel up the ramp without their AD<sub>S<sub>Mob</sub></sub> in order to compare performance between the two experimental conditions (i.e., ramp ascent with and without a AD<sub>Mob</sub>), may have led to an underestimated effect of the AD<sub>Mob</sub> since some MWUs were unable to propel up the ramp without their AD<sub>Mob</sub> but would have been able to do it with their AD<sub>Mob</sub>. The ecological validity is also a limitation as the laboratory environment may not be fully representative of all ramp ascent conditions encountered in the community (e.g., angle, length and width of the ramp; distance from and speed at which the ramp ascent is initiated; biomechanical monitoring equipment fixed to the MWUs). The amount of traction provided that results from interaction between the directions performed by the MWUs (i.e., user's ability to direct the AD<sub>Mob</sub>), AD<sub>Mob</sub> training and the dog's willingness to perform the requested task, was not quantified in the present study. Such interaction may also give rise to some fluctuations in AD<sub>Mob</sub> performance. Lastly, maximum traction strength of the AD<sub>Mob</sub> was not assessed in the present study, thus preventing one to quantify the percentage of the maximum force used (relative AD<sub>Mob</sub>'s muscular demand) and the risk exposure associated with traction MWUs are provided during ramp ascent.

#### **4.6 Conclusion**

The use of a mobility assistance dog reduces shoulder mechanical load and muscular demand during manual wheelchair ramp ascent. The use of a mobility assistance dog represents a promising mobility assistive technology alternative for minimizing upper limb risk exposure among manual wheelchair users.

## **4.7 Conflict of interest, funding and acknowledgements**

### **Conflict of interest**

The authors declare that there is no conflict of interest.

### **Funding**

This project was funded by the Consortium for Research Development in Traumatology managed by the Fonds de la recherche du Québec-Santé (FRQ-S). The equipment and material required for the research completed at the Pathokinesiology Laboratory was financed by the Canada Foundation for Innovation (CFI) and the Lindsay Rehabilitation Hospital Foundation.

### **Acknowledgements**

The authors would like to thank Guillaume Desroches (postdoctoral fellow), Daniel Marineau (Technician), Youssef El Khamlichi (Research Associate), Philippe Gourdou (Research Associate) and Michel Goyette (Eng) for their contributions to this project. Dany Gagnon and François Routhier held a Junior 1 Research Career Award from the Fonds de la recherche du Québec-Santé (FRQ-S). Valerie Martin-Lemoyne obtained scholarships from the Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ), the School of Rehabilitation of the Université de Montréal, the Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal and the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR). Dany Gagnon is a member of the Multidisciplinary SensoriMotor Rehabilitation Research Team ([www.errsm.ca](http://www.errsm.ca)) supported by the CIHR. Dany Gagnon is member of the Quebec-Ontario Spinal Cord Injury Mobility (SCI-MOB) Research Group and François Routhier is member of the Community Living and Quality of Life for Individuals with Spinal Cord Injury (COM-QoL) Research Group, both funded by the Quebec Rehabilitation Research Network (REPAR, [www.repar.ca](http://www.repar.ca)) and the Ontario NeuroTrauma Foundation (ONF, [www.onf.org](http://www.onf.org)).

## 4.8 References

1. Consortium for Spinal Cord Medicine. Preservation of upper limb function following spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionals, first edition, Washington DC: Paralyzed Veterans of America, 2005.
2. Pentland WE, Twomey LT. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence. *Paraplegia* 1994; 32: 219-224.
3. Curtis KA, Drysdale GA, Lanza RD, Kolber M, Vitolo RS, West R. Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 80: 453-457.
4. Boninger ML, Dicianno BE, Cooper RA, Towers JD, Koontz AM, Souza AL. Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion and gender. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84: 1615-1620.
5. Collinger JL, Boninger ML, Koontz AM, Price R, Sisto SA, Tolerico ML. Shoulder biomechanics during the push phase of wheelchair propulsion: a multisite study of persons with paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89: 667-676.
6. Lee TQ, McMahon PJ. Shoulder biomechanics and muscle plasticity: implications in spinal cord injury. *Clin Orthop Relat Res* 2002; 403: S26-S36.
7. Mercer JL, Boninger ML, Koontz A, Ren D, Dyson-Hudson T, Cooper RA. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clin Biomech* 2006; 21: 781-789.
8. Koontz AM, Cooper RA, Boninger ML, Yang Y, Impink BG, Van der Woude LHV. A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces. *J Rehabil Res Dev* 2005; 42(4): 447-458.
9. Gagnon DH, Babineau A-C, Champagne A, Desroches G, Aissaoui R. Pushrim biomechanical changes with progressive increases in slope during motorized treadmill manual wheelchair propulsion in individuals with spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev* 2014; 51(5).

10. Sanford JA, Story MF, Jones ML. An analysis of the effects of ramp slope on people with mobility impairments. *Assist Technol* 1997; 9(1):22-23.
11. Gagnon D, Babineau AC, Champagne A, Desroches G, Aissaoui R. Pushrim biomechanical changes as inclination angles are progressively increased during treadmill manual wheelchair propulsion in individuals with a spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev* 2014 [accepted-In Press].
12. DeVivo MJ, Richards JS. Community re-integration and quality of life following spinal cord injury. *Paraplegia* 1992; 30: 108.
13. Kloosterman MGM, Snoek GJ, Van Der Woude LHV, Buurke JH, Rietman JS. A systematic review on the pros and cons of using a pushrim-activated power-assisted wheelchair. *Clin Rehabil* 2012; 27(4): 299-313.
14. Krista LB, Kirby RL, Smith C, Macleod DA. Comparison between performance with a pushrim-activated power-assisted wheelchair and a manual wheelchair on the Wheelchair Skills Test. *Disabil Rehabil* 2006; 28(4): 213-220.
15. Cooper RA, Boninger ML, Speath DM et al. Engineering better wheelchairs to enhance community participation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2006; 14: 438-455.
16. Ding D, Cooper RA, Fitzgerald SG, Cooper R, Kelleher A, Boninger ML. A preliminary study on the impact of pushrim-activated power-assist wheelchairs among individuals with tetraplegia. *Am J Phys Med Rehabil* 2008; 87(10): 821-9.
17. Sachs-Ericsson N, Hansen NK, Fitzgerald S. Benefits of Assistance Dogs: A Review. *Rehabil Psychol* 2002; 47(3): 251-277.
18. Winkle M, Crowe T, Hendrix I. Service Dogs and People with Physical Disabilities Partnerships: A Systematic Review. *Occup Ther Int* 2012; 19: 54-66.
19. Camp MM. The use of service dogs as an adaptive strategy: a qualitative study. *Am J Occup Ther* 2001; 55(5): 509-17.
20. Hubert G, Tousignant M, Routhier F, Corriveau H, Champagne N. Effect of service dogs on manual wheelchair users with spinal cord injury: a pilot study. *J Rehabil Res Dev* 2013; 50(3): 341-350.

21. Gagnon D, Blanchet M, Martin-Lemoyne V, Vincent C, Routhier F. Using a mobility assistance dog reduces upper limb effort during manual wheelchair ramp ascent in an individual with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 2013, Apr 12.
22. Programme – Chien d’assistance à la motricité [Internet]. Québec, Canada : Santé et services sociaux Québec [cited 2012 June 30]. Available from: [http://www.msss.gouv.qc.ca/sujets/groups/personnes\\_handicapees/index.php?remboursement-chien-assistance-motricite](http://www.msss.gouv.qc.ca/sujets/groups/personnes_handicapees/index.php?remboursement-chien-assistance-motricite).
23. Kirshblum SC, Burns SP, Biering-Sorensen F, Donovan W, Graves DE, Jha A, Johansen M, Jones L, Krassioukov A, Mulcahey MJ, Schmidt-Read M, Waring W. International standards for neurological classification of spinal cord injury (revised 2011). *J Spinal Cord Med* 2011; 34(6):535-46.
24. Curtis KA, Roach KE, Applegate EB, Amar T, Benbow CS, Genecco TD, Gualano J. Development of the Wheelchair User’s Shoulder Pain Index (WUSPI). *Paraplegia* 1995; 33(5):290-93.
25. Curtis KA, Roach KE, Applegate EB, Amar T, Benbow CS, Genecco TD, Gualano J. Reliability and validity of the Wheelchair User’s Shoulder Pain Index (WUSPI). *Paraplegia* 1995; 33(10): 595-601.
26. Cooper RA, DiGiovine CP, Boninger ML, Shimada SD, Robertson RN. Frequency analysis of 3-dimensional push-rim forces and moments for manual wheelchair propulsion. *Automedica* 1998; 16: 355-65.
27. Stokdijk M, Nagels J, Rozing PM. The glenohumeral joint rotation centre invivo. *J Biomech* 2000; 33(12): 1629-1636.
28. Veeger, HEJ. The position of the rotation center of the glenohumeral joint. *J Biomech* 2000; 33(12): 1711-1715.
29. Desroches G, Dumas R, Pradon D, Vaslin P, Lepoutre FX, Cheze L. Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clin Biomech* 2010; 25(4): 299-306.

30. Dumas R, Aissaoui R, de Guise JA. A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra. *Comput Meth Biomech Biomed Eng* 2004; 7(3): 159-66.
31. Wu G, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 2005; 38(5): 981-992.
32. Criswell E. *Cram's introduction to surface electromyography second edition*, Jones and Bartlett Publishers; ISBN: 978-0-7637-3274-5.
33. Kwarciak AM, Sisto SA, Yarossi M, Price R, Komaroff E, Boninger ML. Redefining the manual wheelchair stroke cycle: Identification and impact of nonpropulsive pushrim contact. *Arch Phys Med Rehabil* 2009; 90 (1): 20-26.
34. Hurd WJ, Morrow MM, Kaufman KR, An KN. Biomechanic evaluation of upper-extremity symmetry during manual wheelchair propulsion over varied terrain. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89(10): 1996-2002.
35. Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences (2nd ed.)*. New York: Academic Press.
36. Lighthall-Haubert L, Requejo PS, Mulroy SJ, Newsam CJ, Bontrager E, Gronley JK, Perry J. Comparison of shoulder muscle electromyographic activity during standard manual wheelchair and push-rim activated power assisted wheelchair propulsion in persons with complete tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2009; 90: 1904-15.
37. Kloosterman MGM, Eising H, Schaake L, Buurke JH, Rietman JS. Comparison of shoulder load during power-assisted and purely hand-rim wheelchair propulsion. *Clin Biomech* 2012; 27 (5): 428-435.
38. Levy CE, Chow JW, Tillman MD, Hanson C, Donohue T, Mann WC. Variable-ratio pushrim-activated power-assist wheelchair eases wheeling over a variety of terrains for elders. *Arch Phys Med Rehabil* 2004; 85(1): 104–112.

39. Ding D, Souza A, Cooper RA et al. A preliminary study on the impact of pushrim-activated power-assist wheelchairs among individuals with tetraplegia. *Am J Phys Med Rehabil* 2008; 87: 821-829.

40. Fitzgerald SG, Arva J, Cooper RA, Dvorznak MJ, Spaeth DM, Boninger ML. A pilot study on community usage of a pushrim-activated power-assisted wheelchair. *Assist Technol* 2003; 15: 113-119.

## **CHAPITRE 5 : DISCUSSION**

La présente étude est la première à quantifier et à comparer les efforts mécaniques c'est-à-dire le chargement articulaire à l'épaule (moments articulaires) et la demande musculaire aux MSs lors de la montée d'un plan incliné avec et sans l'aide de la traction fournie par un CAM parmi un groupe d'utilisateurs de FRM présentant une LME. Dans l'ensemble, la traction fournie par le CAM lors de la montée d'un plan incliné a eu des effets bénéfiques sur la plupart des mesures de résultats étudiées comparativement à l'exécution de la même tâche sans le CAM. Certains paramètres étudiés n'ont démontrés aucun changement significatif mais aucun effet négatif n'a été noté. Par conséquent, l'utilisation d'un CAM réduit potentiellement le risque de déficiences secondaires musculosquelettiques aux MSs associées à la propulsion d'un FRM et à la fatigue musculaire engendrée, en particulier au cours de la propulsion sur un plan incliné et contribue à la préservation de l'intégrité des MSs chez les usagers d'un FRM. Ce chapitre rappellera les principaux constats de recherche rapportés dans l'article scientifique en plus d'aborder les limites de l'étude, les opportunités d'améliorations et de futurs projets de recherche en lien avec l'étude réalisée.

### **5.1 Principaux constats émergeant des travaux de recherche**

#### **5.1.1 Augmentation de la vitesse de propulsion et diminution du temps de poussée**

Conformément à notre hypothèse initiale (section 1.7), les utilisateurs d'un FRM ont monté le plan incliné à une vitesse 38,3 % plus rapide lors de l'utilisation de la traction fournie par le CAM que lors de la montée sans l'aide du CAM. Cette augmentation de vitesse a été atteinte en dépit du fait que l'angle de contact et la durée du cycle de propulsion (c'est-à-dire la cadence) sont restés les mêmes. En outre, la traction fournie par le CAM est accompagnée d'une phase de poussée 45,4 % plus rapide et une phase de récupération 38,6 % plus longue. Ces effets peuvent être expliqués par le fait que la traction fournie par le CAM en montant le plan incliné peut atténuer ou même neutraliser l'effet gravitationnel agissant sur le FRM et son utilisateur. Ainsi, en présence du CAM, le FRM est maintenu dans sa position, voire continue sa montée, lorsque l'utilisateur lâche la roue à la fin du cycle de propulsion. Ainsi, les usagers d'un FRM n'ont pas à rattraper le cerceau aussi rapidement pour éviter de reculer dans la pente ou à générer des forces substantielles pour contrer l'effet gravitationnel.

### **5.1.2 Diminution de la force appliquée aux cerceaux**

Comme initialement émis dans l'hypothèse, les participants ont appliqué au cerceau une  $F_{TOT}$  (moyenne = -37,3 %; maximum = -32,8 %) et sa composante tangentielle  $F_{TAN}$  (moyenne = -34,4 %; maximum = -31,4 %) nettement inférieures lors de la montée du plan incliné en utilisant la traction fournie par le CAM en comparaison à la montée sans la traction du CAM. Cependant, l'utilisation du CAM n'a pas affecté significativement la MEF en dépit d'une tendance à l'améliorer.

### **5.1.3 Diminution du chargement articulaire à l'épaule et de la demande musculaire aux membres supérieurs**

Partiellement en accord avec notre hypothèse initiale, les efforts mécaniques et musculaires générés aux MSs sont significativement plus faibles. Les moments articulaires nets moyens et maximaux pour la flexion de l'épaule (moyenne = -33,6 %; max = -28,7 %) et uniquement ceux maximaux pour l'adduction (max = -41,7 %) et la rotation interne de l'épaule (max = -48,6 %) ont diminué significativement lors de la montée du plan incliné en utilisant la traction fournie par le CAM. Les participants ont démontré des taux d'utilisation musculaire (demande relative) significativement plus faibles du deltoïde antérieur (moyenne = -14,7 %; max = -21,5 %), du biceps brachii (moyenne = -37,5 %; max = -41,9 %), du triceps brachii (max = -33,1 %) et du chef claviculaire du grand pectoral (moyenne = -18,01 %; max = -10,6 %) lors de la montée du plan incliné avec l'aide du CAM comparativement à la montée du plan sans le CAM.

### **5.1.4 Diminution de la perception de l'effort aux membres supérieurs**

Conformément à notre hypothèse initiale en lien avec la diminution des efforts de poussée sur la roue, l'effort des MSs a été perçu comme 62,8 % plus faible lorsque les participants ont utilisé le CAM. Ce résultat vient corroborer celui d'Hubert et al. qui avaient trouvé que l'utilisation du CAM lors de la propulsion sur surface nivelée réduit la perception de l'effort sur l'échelle de BORG de l'ordre de 74,5 % (100) .

## **5.2 Évidences confirmant que la traction d'un chien d'assistance à la mobilité représente une aide technique alternative d'assistance à la propulsion**

Compte tenu de tous les résultats mentionnés précédemment, le CAM représente définitivement une technologie d'assistance à la mobilité qui diminue l'exposition des MSs aux risques de déficiences secondaires musculosquelettiques lors de la propulsion d'un FRM, en particulier lors de la montée d'un plan incliné qu'il soit architectural ou naturel. La présente étude est parmi les premières à confirmer que la traction fournie par un CAM lors de la montée d'un plan incliné permet aux utilisateurs d'un FRM de compléter la tâche plus rapidement tout en réduisant le chargement articulaire à l'épaule et la demande musculaire aux MSs. L'étude confirme également que les utilisateurs de FRM perçoivent une réduction substantielle de leur perception d'effort aux MSs au cours de cette tâche. Par conséquent, ces nouveaux résultats fournissent une preuve indirecte que l'utilisation d'un CAM pour la propulsion d'un FRM peut réduire, voire éliminer, le risque de déficiences secondaires musculosquelettiques et de douleurs aux épaules chez les utilisateurs d'un FRM vivant avec une LME.

Une preuve indirecte de la réduction des efforts aux MSs provient aussi du fait que la capacité à monter un plan incliné de façon autonome était possible avec le CAM mais impossible sans le CAM chez certains participants qui n'ont pas réussi à monter seul le plan incliné et qui ont par conséquent été exclus de l'étude en raison du devis d'analyse de différence. L'effort absolu des MSs nécessaire à l'ascension du plan incliné étant significativement diminué lors de l'utilisation d'un CAM, certains individus ayant des faiblesses musculaires ou des douleurs aux MSs qui ne peuvent pas franchir un plan incliné sans le CAM peuvent le faire avec le CAM car ce dernier comble la force manquante pour la réussite de la tâche. Ceci se traduit par une amélioration de l'autonomie dans les déplacements en communauté, ce qui représente un impact majeur dans la vie de ces personnes.

L'utilisation d'un CAM représente une alternative qui mérite d'être considérée lorsqu'un utilisateur de FRM doit faire la transition d'une aide technique à la mobilité à une autre, en particulier s'il s'agit de transiter d'un FRM vers un fauteuil roulant motorisé. L'utilisation de technologie d'assistance partielle à la propulsion est pertinente en raison des inconvénients liés à l'utilisation d'un appareil motorisé par exemple le risque de déconditionnement et la nécessité d'avoir recourt à un véhicule adapté. Ainsi, si un individu doit faire la transition d'un

FRM standard vers des PAPAWS, la possibilité d'utiliser un CAM doit être également considérée étant donné les conclusions de la présente étude qui rapportent que les effets du CAM sur les efforts aux MSs sont comparables à ceux des PAPAWS. De surcroît, le CAM peut offrir des avantages supplémentaires tels que l'absence d'ajout de poids et de largeur au FRM. Le CAM ne nécessite donc pas de changement dans la technique de chargement du FRM dans une voiture. Il y a également de nombreux avantages psychologiques et sociaux indirects liés à l'utilisation d'un CAM (22, 98) ce que n'offrent pas les PAPAWS (76). Cependant, certains inconvénients doivent également être pris en compte tels que le risque de problèmes de comportement du CAM (par exemple l'attirance envers les autres animaux et les odeurs, les fugues et les aboiements) ainsi que le temps et les dépenses liés à la gestion quotidienne du CAM. Enfin, il faut tenir compte des effets néfastes de la traction d'un FRM sur la santé du CAM à long terme, tels que les problématiques de santé musculosquelettiques qui touchent leurs membres postérieurs comme par exemple la dysplasie de la hanche et l'arthrose. Ces conséquences potentielles peuvent compromettre la durée de vie utile du chien et peuvent soulever des questionnements éthiques liés à l'utilisation d'un CAM comme technologie d'assistance à la mobilité en FRM. En résumé, tous ces aspects doivent être pris en compte et doivent guider les professionnels de la réadaptation et les utilisateurs de FRM qui recherchent la technologie d'assistance à la mobilité en FRM la plus appropriée.

### **5.3 Limites de l'étude et opportunités d'amélioration futures**

Une première limite de l'étude est la taille relativement petite de l'échantillon, bien que des effets de taille (*effect size*) modérés aient été confirmés pour la plupart des mesures de résultats et que des différences statistiquement significatives aient été trouvées entre les deux conditions (avec et sans CAM). Le devis de l'étude impliquait que tous les participants devaient être capables de franchir le plan incliné sans le CAM afin de comparer les performances entre les deux conditions expérimentales et peut par conséquent avoir conduit à la sous-estimation de l'apport potentiel du CAM. En fait, certains participants potentiels au projet ont été incapables de monter le plan incliné sans leur CAM lors d'une pré-évaluation alors qu'ils arrivaient à le faire avec leur CAM. La contribution du CAM pourrait bien être supérieure en présence d'un usager ayant moins de force musculaire ou des douleurs aux MSs et pouvant fournir moins d'effort lors de la montée. La validité écologique est également une limite car

l'environnement de laboratoire ne peut pas être pleinement représentatif de toutes les conditions et de tous les plans inclinés rencontrés dans l'environnement naturel (par exemple : l'angle, la longueur et la largeur du plan incliné, l'état de la chaussée, la résistance au sol de la surface (par exemple : enneigement, tapis), la distance et la vitesse à laquelle la montée du plan incliné est amorcée). De plus, la quantité de traction fournie par le CAM dépend de l'interaction entre les commandes de l'utilisateur et l'obéissance de son CAM, soit la capacité de l'utilisateur à diriger le CAM, la formation initiale du CAM, la force absolue et l'endurance du CAM et sa volonté d'effectuer la tâche demandée. Cette interaction peut donc donner lieu à des variations dans le rendement du CAM, d'un CAM à un autre et d'un moment à un autre. Enfin, la force de traction maximale du CAM n'a pas été évaluée dans la présente étude, empêchant de quantifier le pourcentage de la force de traction maximale générée par le CAM (TUM relatif) lors de la traction et ainsi juger de l'exposition du CAM aux risques de déficiences secondaires musculosquelettiques associées à la traction.

#### **5.4 Futurs projets de recherche en lien avec l'étude réalisée**

Il serait pertinent de refaire le même protocole de recherche avec différents angles et différentes longueurs de plan incliné pour observer comment le pourcentage d'aide fournie par le CAM fluctue en fonction de l'amplitude et de la quantité totale d'effort à fournir par l'utilisateur et par le CAM lors de la montée en FRM. Ceci permettrait également de faire la comparaison entre le chargement articulaire et la demande musculaire à l'épaule lors de la montée d'un plan incliné avec ou sans l'aide d'un CAM chez des personnes plus faibles qui n'ont pas été capables de faire le plan incliné de 8,5° mais qui pourraient faire un plan incliné d'angle inférieur. Le pourcentage d'aide générée par le CAM pourrait bien être supérieur aux résultats actuels chez des utilisateurs plus faibles. La variation de la distance précédant le plan incliné qui influe directement sur l'élan lors de l'amorce de la montée, pourrait également faire l'objet de ces mêmes analyses. De plus, l'analyse du chargement articulaire pourrait s'étendre au coude et au poignet, ces articulations étant également le site de déficiences secondaires musculosquelettiques fréquentes chez les utilisateurs de FRM. On ne peut présumer que le chargement articulaire sera diminué au coude et au poignet celui-ci étant diminué à l'épaule lors de la propulsion sur un plan incliné avec l'utilisation d'un CAM, quoique ce soit fort probablement le cas.

Il y a également le calcul des efforts de freinage qui n'a pas été abordé dans le cadre de la présente étude et qui génèrent potentiellement des efforts importants aux MSs. En effet, l'augmentation de la vitesse de déplacement en présence du CAM augmente d'autant l'amplitude des efforts de freinage du FRM. De plus, l'utilisateur doit aussi fournir des efforts de freinage pour résister la traction du CAM lors d'un arrêt ou d'un changement de direction étant donné le délai inévitable entre la commande au CAM et l'exécution de l'arrêt ou du changement de direction par celui-ci. On peut également soupçonner une plus grande asymétrie des efforts en présence du CAM car la traction de ce dernier n'est pas nécessairement bien centrée en tout temps. L'analyse biomécanique de la propulsion lors d'autres tâches telles que la propulsion sur surface nivelée, sur tapis, le franchissement de seuils et dans un environnement naturel serait intéressante pour une connaissance plus complète de cette aide technique en émergence.

La quantification de la force brute de traction des CAMs serait indiquée quoiqu'impossible à obtenir précisément étant donné la complexité d'expliquer au CAM qu'il doit fournir un effort maximal volontaire. La quantification des efforts mécaniques et musculaires du CAM lors de la traction d'un FRM nous permettrait d'évaluer le risque de développement de déficiences secondaires musculosquelettiques chez le CAM. L'évaluation et la prévention des risques de blessures du CAM sont essentielles à l'usage pleinement éthique de cette aide technique vivante. Aussi, en mesurant la traction du CAM en même temps que les efforts aux MSs d'usagers d'un FRM, nous pourrions mieux comprendre l'interaction entre eux et la quantité absolue d'aide à la propulsion fournie par le CAM même chez des usagers d'un FRM qui ne peuvent pas accomplir la tâche sans le CAM.

Finalement, l'évaluation des usagers de CAMs directement dans leur milieu de vie apporterait une compréhension plus écologique des enjeux de cette aide technique à la mobilité particulière. De plus, une étude sous forme de suivi longitudinal à long terme de ces usagers informerait sur les effets possiblement délétères de l'utilisation d'un CAM comme aide technique à la mobilité sur la condition physique en termes de force musculaire aux MSs et d'endurance cardio-respiratoire.

## **CHAPITRE 6 : CONCLUSION**

La surutilisation des MSs chez les individus ayant subi une LME et utilisant un FRM entraîne un risque de développer des déficiences secondaires aux MSs (5-10). La propulsion d'un FRM, les transferts, le chargement du FRM dans un véhicule et la montée de plans inclinés et autres barrières architecturales sont des activités quotidiennes à haut risque de telles déficiences (5-10). La recommandation d'une aide technique à la mobilité est une intervention commune et indiquée en réadaptation afin de minimiser le risque de déficiences secondaires aux MSs associés à la propulsion du FRM (6, 10), entre autres pour la montée de plans inclinés qui requièrent des efforts substantiels (11-13).

Ce projet a étudié en laboratoire les efforts mécaniques à l'épaule c'est-à-dire le chargement articulaire (moments articulaires) et la demande musculaire aux MSs lors de la montée d'un plan incliné chez 10 individus ayant subi une LME et qui utilisent un FRM et un CAM. Cette étude confirme que le CAM permet de monter un plan incliné plus rapidement tout en réduisant le chargement articulaire à l'épaule et la demande musculaire aux MSs. Tel qu'attendu, les participants ont corroboré cette réduction des efforts aux MSs en rapportant une diminution significative des efforts perçus aux MSs lorsque le CAM était utilisé.

Somme toute, l'utilisation d'un CAM représente une aide technique à la mobilité qui mérite d'être considérée comme une des alternatives possibles, particulièrement lorsqu'un individu doit envisager de faire la transition entre un FRM standard et une aide motorisée.

## **CHAPITRE 7: BIBLIOGRAPHIE**

1. Farry A, Baxter D. The incidence and prevalence of spinal cord injury in Canada Overview and estimates based on current evidence. Rick Hansen Institute et Urban Futures [Internet]. 2010. Disponible à : <http://fecst.inesss.qc.ca/fileadmin/documents/photos/LincidenceetlaprevalencedestraumamedullaureauCanada.pdf>.
2. Krueger H, Noonan VK, Trenaman LM, Joshi P, Rivers CS. The economic burden of traumatic spinal cord injury in Canada. *Chronic Diseases and Injuries in Canada*, Public Health Agency of Canada. 2013;33(3).
3. Hartkoop A, Brønnum-Hansen H, Seidenschur AM, Biering-Sorensen F. Survival and cause of death after traumatic spinal cord injury. A long-term epidemiological survey from Denmark. *Spinal Cord Injury Rehabilitation Evidence Version 40*. 1997;35(2):76-85.
4. Sipski ML, Richards JS. Spinal cord injury rehabilitation: State of science. *Am J Phys Med Rehabil*. 2006;85:310-42.
5. Pentland WE, Twomey LT. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence. *Paraplegia* 1994;32:219-24.
6. Consortium for spinal cord medicine. *Clinical Practice Guidelines, Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury: What You Should Know*. 2009. Available from: <http://www.scicpg.org>.
7. Curtis KA, Drysdale GA, Lanza RD, Kolber M, Vitolo RS, West R. Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995;80:453-7.
8. Pentland WE Twomey LT. The weight bearing upper extremity in women with long term paraplegia. *Paraplegia*. 1991;29:521-30.
9. Subbarao JV, Klopstein J, Turpin R. Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med*. 1994;18:9-13.
10. Connolly SJ, McIntyre A, Mehta S, Foulon BL, Teasell RW, Aubut JL. *Upper Limb Rehabilitation Following Spinal Cord Injury*. *Spinal Cord Injury Rehabilitation Evidence Version 40* [Internet]. 2012. Available from: <http://www.scireproject.com/book/export/html/25>.
11. Rodgers MM, Gayle GW, Figoni SF, Kobayashi M, Lieh J, Glaser RM, Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue, *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75(1):85-93
12. Niemeyer LO, Aronow HU, Kasman GS. A pilot study to investigate shoulder fatigue during sustained isometric wheelchair-propulsion effort using surface EMG. *Am J Occup Ther*. 2004;58(5):587-93.
13. Canada Mortgage and Housing Corporation. *Measuring the effort needed to climb access ramps in manual wheelchair*. Canada Mortgage and Housing Corporation [Internet]. 2003. Available from: [http://www.cmhc.ca/en/inpr/rehi/rehi\\_017.cfm](http://www.cmhc.ca/en/inpr/rehi/rehi_017.cfm).
14. Gagnon DH, Babineau A-C, Champagne A, Desroches G, Aissaoui R. Pushrim biomechanical changes with progressive increases in slope during motorized treadmill manual wheelchair propulsion in individuals with spinal cord injury. *J Rehabil Research Dev*. 2014;51(5).

15. Sanford JA, Story MF, Jones ML. An analysis of the effects of ramp slope on people with mobility impairments. *Assist Technol.* 1997;9(1):22-3.
16. Thompson L. Functional changes in persons aging with spinal cord injury. *Assist Technol.* 1999:123-9.
17. Gerhart KA, Bergstrom BE, Charlifue SW, Menter RR, Whiteneck GG. Long-term spinal cord injury: functional changes overtime. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74:1030-4.
18. Khelia I, Martin, M., Adam, S., Dussault, F-P. Chiens d'assistance à la mobilité pour personnes ayant une déficience motrice. Montréal: Agence d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en Santé (AETMIS). 2007. p. 53 pages.
19. Rondeau L, Corriveau H, Bier N, Camden C, Champagne N, Dion C. Effectiveness of a rehabilitation dog in fostering gait retraining for adults with a recent stroke: a multiple single-case study. *NeuroRehabilitation.* 2010;27(2):155-63. Epub 2010/09/28.
20. Ministère de la Santé et des Services Sociaux du Québec. Programme - Chien d'assistance à la motricité Québec, Canada2012. Disponible à: <http://msssa4.msss.gouv.qc.ca/fr/document/publication.nsf/4b1768b3f849519c852568fd0061480d/5477f396967218ba852578d8006023b9?OpenDocument>.
21. Vincent C, Joyal I, Gagnon D, Routhier F. Étude rétrospective transversale de l'utilisation d'un chien d'assistance à la motricité au Québec, rapport de recherche. Ministère de la Santé et des Services Sociaux, Programme de remboursement des frais relatifs à l'utilisation d'un chien d'assistance à la motricité, 17 mai 2012.
22. Winkle M, Crowe, TK., Hendrix, I. Service dogs ans people with physical disabilities partnerships: a systematic review. *Occup Ther Int.* 2012;19(1):54-66.
23. Gagnon D, Blanchet M, Martin-Lemoyne V, Vincent C, Routhier F, Corriveau H. Using a mobility assistance dog reduces upper limb effort during manual wheelchair ramp ascent in an individual with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med.* 2013;36(6):700-6.
24. Anderson KN. *Mosby's Medical, Nursing, and Allied Health Dictionary.* 6th Edition ed. St. Louis, MO: C.V. Mosby Co. Ltd.; 2002. 2134 p.
25. American Spinal Cord Injury Association. ASIA Learning Center. 2014; Available from: <http://asia-spinalinjury.org>.
26. Marinos RJ, Barros T, Biering-Sorensen F, Burns SP, Donovan WH, Graves DE et al. . International standards for neurological classification of spinal cord injury. *J Spinal Cord Med.* 2003;26(Suppl 1):S50-6.
27. Susan B. O'Sullivan TJS. *Physical Rehabilitation.* 4th Edition ed: F. Davis Company; 2001.
28. Lin VW, Cardenas DD, Cutter NC, et al. *Spinal Cord Medicine: Principles and Practice.* New York: Demos Medical Publishing; 2003.
29. Donovan WH. Review Operative and nonoperative management of spinal cord injury. A review. *Paraplegia.* 1994;32(6):375-88.
30. Mignani S, Bohme GA, Birraux G, Boireau A, Jimonet P, Damour D, Genevois-Borella A, Debono MW, Pratt J, Vuilhorgne M, Wahl F, Stutzmann JM 9-Carboxymethyl-5H,10H-imidazo[1,2-a]indeno[1,2-e]pyrazin-4-one-2-carboxylic acid (RPR117824): selective anticonvulsive and neuroprotective AMPA antagonist. *Bioorg Med Chem.* 2002;5:1627-37.

31. Barbeau H, Ladouceur M, Norman KE, Pepin A, Leroux A. Walking after spinal cord injury: evaluation, treatment and functional recovery. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(2):225-35.
32. Marino RJ, Dituno JF Jr, Donovan WH, Maynard F Jr. Neurologic recovery after traumatic spinal cord injury: data from the Model Spinal Cord Injury Systems. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(11):1391-6.
33. United Spinal Association. SCI research and clinical trials - Bridging the gap. NSCIA; Spinal Cord Ressource Center. Available from: <http://www.spinalcord.org/sci-research-and-clinical-trials>.
34. Bracken MB, Shepard MJ, Collins WF, Holford TR, Young W, Baskin DS, Eisenberg HM, Flamm E, Leo-Summers L, Maroon J. A randomized, controlled trial of methylprednisolone or naloxone in the treatment of acute spinal-cord injury. Results of the Second National Acute Spinal Cord Injury Study. *N Engl J Med.* 1990;322(20):1405-11.
35. Bracken MB, Shepard MJ, Collins WF Jr, Holford TR, Baskin DS, Eisenberg HM, Flamm E, Leo-Summers L, Maroon JC, Marshall LF. Methylprednisolone or naloxone treatment after acute spinal cord injury: 1-year follow-up data. Results of the second National Acute Spinal Cord Injury Study. *J Neurosurg.* 1992;76(1):23-31.
36. Geisler FH, Dorsey FC, Coleman WP. Recovery of motor function after spinal-cord injury--a randomized, placebo-controlled trial with GM-1 ganglioside. *N Engl J Med.* 1991;324(26):1829-38.
37. Geisler FH, Coleman WP, Grieco G, Poonian D. Measurements and recovery patterns in a multicenter study of acute spinal cord injury. *Spine.* 2001;26(24 Suppl):S68-86.
38. Donovan WH, Halter JA, Graves DE, Blight AR, Calvillo O, McCann MT, Sherwood AM, Castillo T, Parsons KC, Strayer JR. Intravenous infusion of 4-AP in chronic spinal cord injured subjects. *Spinal Cord Injury Rehabilitation Evidence* Version 40. 2000;38(1):7-15.
39. Dobkin B, Apple D, Barbeau H, Basso M, Behrman A, Deforge D, Ditunno J, Dudley G, Elashoff R, Fugate L, Harkema S, Saulino M, Scott M. Weight-supported treadmill vs over-ground training for walking after acute incomplete SCI. *Spinal Cord Injury Locomotor Trial Group Neurology.* 2006;66(4):484-93.
40. Neumann DA, *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*, 2e édition, Mosby-Elsevier, 2009.
41. Jones L. The shoulder joint; observations on comparative anatomy, physiology and treatment. *Calif Med.* 1956;84(3):185-92.
42. Ha C, Roquelaure Y, Fouquet N et al. Estimation de la prévalence et de l'incidence du syndrome du canal carpien et du poids de l'activité professionnelle dans sa survenue - Résultats du réseau pilote de surveillance épidémiologique des TMS des pays de la Loire. Nantes, France; Available from: <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/1-4-Fouquet-Ha.pdf>.
43. Reinking M. Tendinopathy in athletes. *Physical Therapy in Sport.* 2012;13:3-10.
44. Khan KM, Cook JL, Taunton JE et al. Overuse tendinosis, not tendinitis-Part 1: A new paradigm for a difficult clinical problem. *Physician Sportsmed.* 2000 [Accessed 13 February 2012];28(5).

45. National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases. Arthritis. Medlineplus. Available from: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/>.
46. Dyson-Hudson TA, Kirshblum SC. Shoulder pain in chronic spinal cord injury, Part I: Epidemiology, etiology, and pathomechanics. Review. *J Spinal Cord Med.* 2004;27(1):4-17.
47. Boninger ML TJ, Cooper RA, Dicianno BE, Munin MC. Shoulder imaging abnormalities in individuals with paraplegia. *J Rehabil Res Dev.* 2001;38(4):401-8.
48. Gagnon D, Verrier MC, Masani K, Nadeau S, Aissaoui R, Popovic, M. Effects of trunk impairments on wheelchair propulsion and wheelchair-related activities among individuals with spinal cord injury: Present knowledge and future directions. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation.* 2009;15(2):59-70.
49. Koontz AM, Yang Y, Boninger DS, Kanaly J, Cooper RA, Boninger ML, Dieruf K, Ewer L. Investigation of the performance of an ergonomic handrim as a pain-relieving intervention for manual wheelchair users. *Assist Technol.* 2006;18(2):123-43.48.
50. Van der Woude LH, De Groot S, Janssen TW. Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. *Medical Eng phys.* 2006;28(9):905-15.
51. Burnham RS, May L, Nelson E, Steadward R, Reid DC. Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. *Am J Sports Med.* 1993;21(2):238-42.
52. Boninger ML, Dicianno BE, Cooper RA, Towers JD, Koontz AM, Souza AL. Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84:1615-20.
53. Collinger JL, Boninger ML, Koontz AM, Price R, Sisto SA, Tolerico ML, et al. Shoulder biomechanics during the push phase of wheelchair propulsion: a multisite study of persons with paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(4):667-76. Epub 2008/04/01.
54. Corfman TA, Cooper RA, Boninger ML, Koontz AM, Fitzgerald SG. Range of motion and stroke frequency differences between manual wheelchair propulsion and pushrim-activated power-assisted wheelchair propulsion. *J Spinal Cord Med.* 2003;26(2):135-40.
55. Lee TQ, McMahon PJ. Shoulder biomechanics and muscle plasticity: implications in spinal cord injury. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;403:S36-S.
56. Mercer JL, Boninger ML, Koontz A, Ren D, Dyson-Hudson T, Cooper RA. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clin Biomech.* 2006; 21:781-9.
57. Van der Woude LHV, Veeger HEJ, Dallmeijer AJ, Janssen TWJ, Rozendaal LA. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Med Engineering & Physics.* 2001;23 713-33.
58. Finley MA, Rodgers M. Prevalence and identification of shoulder pathology in athletic and nonathletic wheelchair users with shoulder pain: A pilot study. *J Rehabil Res Dev.* 2004;41(3B):395-402.
59. Koontz AM, Lin YS, Worobey L, Boninger ML. Effect of muscle fatiguing tasks on subacromial space in manual wheelchair users. *Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America 2012 Annual Conference; Baltimore June 28-July 3, 2012.*
60. Bayley JC, Cochran TP, Sledge CB. The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69(5):676-78.
61. Riek LM, Ludewig PM, Nawoczenski DA. Comparative shoulder kinematics during free standing, standing depression lifts and daily functional activities in persons with paraplegia :

Considerations for shoulder health. *Spinal Cord Injury Locomotor Trial Group Neurology*. 2008;46(5):335-43.

62. Seitz AL, McClure PW, Finucane S, Boardman ND 3rd, Michener LA. Mechanisms of rotator cuff tendinopathy : Intrinsic, extrinsic or both? *Revue de littérature. Clin. Biomech*. 2011;26:1-12.

63. Gagnon DH et al. Use of mobility assistive devices among individuals with spinal cord injury upon discharge from inpatient rehabilitation : a canadian perspective. In: (RHSCIR) RdllRH, editor. *Toronto Rehabilitation's 6th National Spinal Cord Injury Conference: Bioinformatics Inform SCI Rehabilitation Toronto2014*.

64. Steinmetz E, Americans with disabilities. Department of commerce, Economics and Statistics Administration Washington (DC): U.S. Census Bureau2006, P. 70-107

65. Kilkens OJE, Post MWM, Dalhmeier AJ, Van Asbeck FWA, van der Woude LHV. Relationship between manual wheelchair skill performance and participation of persons with spinal cord injury 1 year after discharge from inpatient rehabilitation. *J Rehabil Research Dev*. 2005;42(3):65-74.

66. Meyers AR, Anderson JJ, Miller DR, Shipp K, Hoenig H. Barriers, facilitators, and access for wheelchair users: substantive and methodologic lessons from a pilot study of environmental effects. *Soc Sci Med*. 2002;55(8):1435-46.

67. Brubaker CE, McLaurin CA, McClay IS. Effects of side slope on wheelchair performance. *J Rehabil Research Dev*. 1986;23(2):55-7.

68. Brubaker CE. Wheechair prescription: an analysis of factors that affect mobility and performance. *J Rehabil Research Dev*. 1986;23(4):19-26.

69. Boninger ML, Baldwin M, Cooper RA, Koontz A, Chan L. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81(5):608-13.

70. Cooper RA, CorfmanTA, Fitzgerald SG, Boninger ML, Spaeth DM, Ammer W, Arva J. Performance Assessment of a Pushrim-Activated Wheelchair Control System. *IEEE Transactions on control systems technology*. 2002;10(1).

71. Levy CE Chow JW. Pushrim-activated power-assist wheelchairs: elegance in motion. *Am J Phys Med Rehabil*. 2004;83:166-7.

72. Howarth SJ, Polgar JM, Dickerson CR, Callaghan JP. Use of a geared wheelchair wheel to reduce propulsive muscular demand during ramp ascent: Analysis of muscle activation and kinematics. *Clin Biomech*. 2010;25:21-8.

73. Ding D, Souza A, Cooper RA, Fitzgerald SG, Cooper R et al. A preliminary study on the impact of pushrim-activated power-assist wheelchairs among individuals with tetraplegia. *Am J Phys Med Rehabil*. 2008; 87:821-9.

74. Levy CE, Chow JW, Tillman MD, Hanson C, Donohue T, Mann WC. Variable-ratio pushrim-activated power-assist wheelchairs eases wheeling over a variety of terrains for elders. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85:104-12.

75. Fitzgerald SG, Arva J, Cooper RA, Dvorznak MJ, Spaeth DM, Boninger ML. A pilot study on community usage of pushrim-activated power-assisted wheelchair. *Assist Technol*. 2003;15:113-9.

76. Kloosterman MG, Snoek GJ, Van Der Woude LH, Buurke JH, Rietman JS. A systematic review on the pros and cons of using a pushrim-activated power-assisted wheelchair. *Clin Rehabil.* 2012;27(4):299-313.
77. Best KL, Kirby RL, Smith C, Macleod DA. Comparison between performance with a pushrim-activated power-assisted wheelchair and a manual wheelchair on the Wheelchair Skills Test. *Disability and Rehabilitation.* 2006;28(4):213-20.
78. Cooper RA, Cooper R, Schmeler M, Boninger ML. Push for Power. *Rehab Manag.* 2004;17(2):32-6.
79. Algood D, Cooper RA, Fitzgerald SG, Cooper R, Boninger ML. Effect of a pushrim-activated power-assist wheelchair on the functional capabilities of persons with tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:380-6.
80. Cooper RA, Boninger M, Speath DM et al. Engineering better wheelchairs to enhance community participation. *IEEE Trans Neural System Rehabilitation Engineering.* 2006;14:438-55.
81. Van der Woode LH, de Groot S, Janssen TWJ. Manual wheelchairs: research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. *Med Eng Phys.* 2006;28:905-15.
82. Alber Simply mobile. E-motion power assist for wheelchairs. Brochure du fabricant, disponible à: <http://www.frankmobility.com/docs/EMOTION%20Brochure.pdf>.
83. Dapice J. Service Dogs and people with limb loss. *inMotion.* 2007;17(3):26-7.
88. UK AD. Information for Visitors Bringing an Assistance Dog to the London Olympics 2012. 2012; Available from: <http://www.assistancedogs.org.uk/wp-content/uploads/2011/11/Olympic-Dog-Info1.pdf>
84. Vincent C, Gagnon D, Routhier F, Leblond J, Boucher P, Blanchet M, Martin-Lemoyne V; the ADMI group Service dogs in the province of Quebec: sociodemographic profile of users and the dogs' impact on functional ability. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 2013.
85. Vincent C, Joyal I, Gagnon D, Routhier F, CIRRI, CRIR. Recherche sur le programme de remboursement des frais relatifs à l'utilisation d'un chien d'assistance à la motricité. In: *Sociaux. RdrplMdlSeds*, editor. 2012.
86. Blanchet M GD, Vincent C, Boucher P, Routhier F, Martin-Lemoyne V. Effects of a mobility assistance dog on the performance of functional test among ambulatory individuals with physical impairments and functional disabilities -Brief Report. *Assist Technol.* 2013;25(4):247-52.
87. Roth S. The effects of service dogs on the occupational performance and life satisfaction of individuals with spinal cord injuries. Unpublished master's thesis: Rush College; 1992.
89. Marks L. The effect of service dogs on the self-concept of the disabled. unpublished master's thesis, Florida: Florida International University; 1993.
90. Hackett D. Levels of self-esteem in owners of service dogs. unpublished master's thesis, Long beach: California State University; 1994.
91. Rushing C. The effect of service dogs on the self-concept of spinal injured adults. *Dissertation Abstracts International: Series B The Physical Sciences and Engineering.* 1995;55(9-B):4133.

92. Donovan WP. The psychological impact of service dogs on their physically disabled owners (Doctoral Dissertation, California School of Professional Psychology, 1994). Dissertation Abstracts International: Series B. The Physical Sciences and Engineering, 1994; 55(7-B), 3010.
93. Allen K, Blasovich J. The value of service dogs for people with severe ambulatory disabilities. A randomized controlled trial. *JAMA*. 1996;275(13):1001-6. Epub 1996/04/03.
94. Lane DR, McNicholas J, Collis GM. Dogs for the disabled: benefits for the recipient and welfare of the dog. *Applied Animal Behavior Science*. 1998;59:49-60.
95. Camp MM. The use of service dogs as an adaptive strategy: a qualitative study. *The American Journal of Occupational Therapy*. 2001; 55: 509-517.
96. Rintala D, Sachs-Ericsson N, Hart K. The effects of service dogs in the lives of persons with mobility impairments: A pre-post study design. *SCI Psychosocial Process*. 2002;15(2):70-82.
97. Modlin S. Service dogs as interventions: State of the science. *Rehabilitation Nursing*. 2000;25(6):212-9.
98. Sachs-Ericsson N, Hansen NK, Fitzgerald S. Benefits of assistance dogs : A review. *Rehabil Psychol*. 2002;47(3):251-77.
99. Valentine DP, Kiddoo M, Lafleur B. Psychosocial Implications of the Service Dog Ownership for People who have Mobility or Hearing Impairments. *Social Work in health Care*. 1993;19(1).
100. Hubert G, Tousignan M, Routhier F, Corriveau H, Champagne N. Effect of service dogs on manuel wheelchairs users with spinal cord injury A pilot study. *J Rehabil Research Dev*. 2013;50(3):341-50.
101. Curtis KA, Roach KE, Applegate EB, Amar T, Benbow CS, Genecco TD, Gualano J. Development of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI). *Paraplegia* 1995; 33(5):290-93.
102. Richter WM, Rodriguez R, Woods KR, Axelson PW. Stroke pattern and handrim biomechanics for level and uphill wheelchair propulsion at self-selected speeds. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88:81-7.
103. Richter WM, Rodriguez R, Woods KR, Axelson PW. Consequences of a cross slope on wheelchair handrim biomechanics. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:76-80.
104. Cooper RA, Robertson RN, VanSickle DP, Boninger ML, Shimada SD. Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: A technical note. *J Rehabil Research Dev*. 1997;34(2):162-70.
105. Cooper RA. Smart Wheel: from concept to clinical practice. *Prosthetic and Orthotic*. 2009;33(3):198-209.
106. Boninger ML, Souza AL, Cooper RA, Fitzgerald SG, Koontz AM, Fay BT. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(5):718-23. Epub 2002/05/08.
107. Boninger ML, Cooper RA, Robertson RN, Shimada SD. Three-dimensional pushrim forces during two speeds of wheelchair propulsion. *Am J Phys Med and Rehabil*. 1997;76(5):420-6.

108. Koontz AM, Cooper RA, Boninger ML, Yang Y, Impink BG, van der Woude LHV. A kinetic analysis of manual wheelchair propulsion during start-up on select indoor and outdoor surfaces. *J Rehabil Research Dev.* 2005;42(4):447-58.
109. Babineau A, Gagnon, D, Champagne A, Desroches G, Aissaoui R. Trunk and shoulder kinematic, kinetic and electromyographic adaptations to slope increases during motorised treadmill propulsion among manual wheelchair users with a spinal cord injury. *Journal of J Rehabil Research Dev.* 2014.
110. Duchêne J, Goubel F. Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. Review. *Crit Rev Biomed Eng.* 1993;21(4):313-97.
111. Chow JW, Millikan TA, Carlton LG, Chae WS, Lim YT, Morse MI. Kinematic and electromyographic analysis of wheelchair propulsion on ramps of different slopes for young men with paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;2009(90):271-8.
112. Arva J, Fitzgerald SG, Cooper RA, Boninger ML. Mechanical efficiency and user power requirement with a pushrim activated power assisted wheelchair. *Med Eng Phys.* 2001;23(10):699-705.
113. Kloosterman MG, Eising H, Schaake L, Buurke JH, Rietman JS. Comparison of shoulder load during power-assisted and purely hand-rim wheelchair propulsion. *Clin Biomech.* 2012;27(5):428-35. Epub 2012/01/03.
114. Curtis KA, Roach KE, Applegate EB, Amar T, Benbow CS, Genecco TD, Gualano J. Reliability and validity of the wheelchair user's shoulder pain Index. *Paraplegia.* 1995;33(10):595-601.

## **ANNEXES**

ANNEXE I : Certificat d'éthique

ANNEXE II : Formule de consentement

ANNEXE III : Grille d'évaluation ASIA

ANNEXE IV : Abrégé pour *the 91<sup>st</sup> Annual Conference of the American Congress of Rehabilitation Medicine (ACRM)*, Toronto 2014

ANNEXE V : Affiche présentée à *the 91<sup>st</sup> Annual Conference of the American Congress of Rehabilitation Medicine (ACRM)*, Toronto 2014

ANNEXE VI : Abrégé pour *the 6<sup>th</sup> National Spinal Cord Injury Conference*, Toronto 2014

ANNEXE VII : Abrégé pour le Colloque réadaptATion - aides techniques de l'Association des Établissements de Réadaptation Physique du Québec (AERDPQ), Laval 2014

ANNEXE VIII: Feuilles de collectes en laboratoires pour mesures anthropométriques

ANNEXE IX : *Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI)*

ANNEXE X : Feuilles de collectes en laboratoire pour l'électromyographie, la position des marqueurs , le probage et les tâches expérimentales

ANNEXE XI : Article de Gagnon et al. 2013

---

**ANNEXE I**  
**Certificat d'éthique**

---

Montréal, le 4 octobre 2011

Madame Claude Vincent, Ph.D.  
CIRRIS - IRDPQ  
525, boulevard Wilfrid-Hamel  
Québec (Québec) G1M 2S8

- o Centre de réadaptation  
Constance-Lethbridge
- o Centre de réadaptation  
Lucie-Bruneau
- o Hôpital juif de réadaptation
- o Institut de réadaptation  
Gingras-Lindsay-de-Montréal
- o Institut Nazareth  
et Louis-Braille
- o Institut Raymond-Dewar

**Objet : Émission de votre certificat d'éthique**  
**Notre dossier : CRIR-633-0711**

---

Partenaires

- o Centre de réadaptation en  
déficience physique Le Bouclier
- o Centre de réadaptation Estrie
- o Centre régional de réadaptation  
La Ressource

Madame,

Veillez trouver, ci-joint, une copie du certificat d'éthique qui a été décerné pour votre projet de recherche intitulé « **Effets d'un programme de chiens d'assistance auprès de la clientèle ayant subi une lésion médullaire et utilisant un fauteuil roulant** ».

Ce certificat est valable pour un an. Le CÉR demande à être informé de toute modification qui pourrait être apportée au projet de recherche mentionné ci-dessus (Formulaire M).

De plus, nous vous demandons de contacter les personnes suivantes afin de l'aviser du début de votre projet de recherche :

- Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal  
Madame Marie-Thérèse Laramée (514) 737-3661, poste 4214
- Centre de réadaptation Estrie inc.  
Monsieur Jocelyn Chouinard (819) 346-8411, poste 43016
- Institut de réadaptation en déficience physique du Québec  
Madame Johanne Trahan (418) 529-9141, poste 6036

Veillez agréer, Madame Vincent, l'expression de mes sentiments les meilleurs.



Me Anik Nolet  
Coordonnatrice à l'éthique de la recherche  
des établissements du CRIR  
☎ (514) 527-4527, poste 2649  
✉ [anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca](mailto:anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca)

AN/cl

Pièces jointes : certificat d'éthique et copie des documents approuvés

## 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 13 septembre 2011, le projet de recherche CRIR-633-0711 intitulé:

« Effets d'un programme de chiens d'assistance auprès de la clientèle ayant subi une lésion médullaire et utilisant un fauteuil roulant ».

Présenté par: Claude Vincent, Ph.D.  
Dany Gagnon, Ph.D.  
François Routhier, Ph.D.  
Lise Poissant, Ph.D.  
Michel Tousignant, Ph.D.  
Hélène Corriveau, 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 7 juillet 2011 ;
- Formulaire A daté du 6 juillet 2011 ;
- Formulaire d'évaluation de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal, daté du 27 juillet 2011, mentionnant que le projet est acceptable sur le plan de la convenance institutionnelle ;
- Lettre d'appui au projet de recherche du Programme des myélopathies de l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec, datée du 18 août 2011 ;
- Preuve d'octroi d'une subvention de 149 784 \$ octroyée par le FRSQ ;
- Budget ;
- Protocole de recherche intitulé « Effets d'un programme de chiens d'assistance auprès de la clientèle ayant subi une lésion médullaire et utilisant un fauteuil roulant » (version du 4 octobre 2011) ;
- Formulaire de consentement- volet suivi sur 9 mois (version du 4 octobre 2011) ;
- Formulaire de consentement- volet laboratoire transversal (version du 4 octobre 2011) ;
- Formulaire de consentement- volet suivi groupes d'experts (version du 4 octobre 2011) ;
- Lettre de recrutement ;
- Questionnaires :
  - ➔ Questionnaire sur les caractéristiques socio-démographiques, cliniques, physiques et environnementales;
  - ➔ Échelle de perception de l'effort de Borg ;
  - ➔ Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI) ;
  - ➔ Life Space Assessment (LSA) ;
  - ➔ Mesure canadienne du rendement occupationnel (MCRO) ;
  - ➔ Reintegration to Normal Living Index (RNLI) ;

- Psychosocial Impact of Assistive Device Scale (PIADS) ;
- Évaluation des compétences du chien d'assistance postentraînement et suivi ;
- Évaluation de la satisfaction envers une aide technique

Ce projet se déroulera dans les sites suivants : Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal, Centre de réadaptation Estrie et l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec.

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  
4 octobre 2011

## Composition du comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR

Mme Isabelle Bilodeau / Mme Saïda El Haili (membre substitut)	Une personne possédant une vaste connaissance du domaine psychosocial en réadaptation
Dr Céline Lamarre / Mme Imen Khelia (membre substitut)	Une personne possédant une vaste connaissance du domaine biomédical en réadaptation
Mme Kathoune Témisjian / M. Stéphane McDuff (membre substitut)	Clinicien détenant une vaste connaissance des déficits sensoriel visuels ou auditifs
Mme Mariama Touré / À déterminer (membre substitut)	Clinicienne détenant une vaste connaissance des déficits moteurs ou neurologiques
M. Yannick Farmer / Mme Delphine Roigt (membre substitut)	Une personne spécialisée en éthique
Me Michel T. Giroux / Me Nathalie Lecoq (membre substitut)	Une personne spécialisée en droit
Mme Monique Provost / Mme Marie-Claude Lavigne (membre substitut)	Une personne non affiliée à l'établissement et provenant de la clientèle des personnes adultes et aptes
Mme Diane Gaumont / Mme Nadine Landry (membre substitut)	Une personne non affiliée à l'établissement et provenant de la clientèle des personnes mineures ou inaptes
M. Michel Sinotte / Mme Elizabeth Markakis (membre substitut)	Une personne siégeant à titre de représentante du public
M. Patrick Bessette / Mme Suzette McMaster Clément (membre substitut)	Une personne siégeant à titre de représentante du public
Mme Frédérique Courtois	Représentante de l'Université du Québec à Montréal
À déterminer	Représentante de l'Université de Montréal
Mme Jadranka Spahija	Représentante de l'Université McGill
Me Anik Nolet	Secrétaire du CÉR et membre non-votant

---

**ANNEXE II**  
**Formule de consentement**

---



## Formule de consentement pour votre participation à un projet de recherche

---

### TITRE DU PROJET

**Effets d'un programme de chiens d'assistance auprès de la clientèle ayant subi une lésion médullaire et utilisant un fauteuil roulant (volet laboratoire transversal)**

---

**Claude Vincent, Ph.D., erg.**

Chercheure, Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRIS), site Institut de réadaptation en déficience physique de Québec (IRDQP).

**Dany Gagnon, Ph.D, pht**

Chercheur, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), site Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM), Laboratoire de pathokinésiologie ([www.pathokin.ca /Dany.html](http://www.pathokin.ca/Dany.html))

**François Routhier, Ph.D., ing.**

Chercheur, Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale (CIRRIS), site Institut de réadaptation en déficience physique de Québec (IRDQP).

**Lise Poissant, Ph.D., erg.**

Chercheure, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), site Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM)

**Michel Tousignant, PhD., pht.**

Chercheur, Centre de recherche sur le vieillissement de l'Institut universitaire de Gériatrie de Sherbrooke

**Hélène Corriveau, Ph.D., pht**

Chercheure, Centre de recherche sur le vieillissement de l'Institut universitaire de Gériatrie de Sherbrooke

### PRÉAMBULE

Nous vous invitons à participer à un projet de recherche visant à mieux documenter les effets de l'utilisation du chien d'assistance dans la vie quotidienne des personnes utilisant un fauteuil roulant manuel suite à une lésion de la moelle épinière. Avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de consulter, de comprendre et de considérer attentivement l'ensemble des renseignements présentés dans ce formulaire.

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

Le présent formulaire de consentement peut contenir des mots que vous ne comprendrez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles aux chercheurs et aux autres membres du personnel affectés 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**

Les connaissances sur les effets du chien d'assistance sont limitées, et presque inexistantes pour la clientèle présentant une lésion de la moelle épinière. Ainsi, on retrouve peu d'information quantitative et objective quant aux effets de l'utilisation du chien sur la compensation de l'incapacité motrice dans la réalisation d'activités fonctionnelles et des habitudes de vie. Ce projet vise donc à documenter ces effets et à décrire le profil de clients bénéficiant d'un chien d'assistance afin d'informer les professionnels de la santé et les soutenir dans la décision de recommander ou non un chien d'assistance dans le futur.

Afin d'obtenir des données objectives, un des objectifs spécifiques vise à quantifier les efforts générés aux membres supérieurs lors de la montée et la descente d'un plan incliné ainsi que lors de la propulsion du fauteuil roulant sur une sur deux types de surfaces (membrane d'asphalte et tapis) auprès d'un sous-échantillon de duos usager-chien.

## **NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION**

Votre participation à ce projet requiert une visite d'évaluation au Laboratoire de pathokinésiologie de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal Il est prévu de recruter 15 adultes qui utilisent un fauteuil roulant manuel suite à une lésion de la moelle épinière et qui utilisent également un chien d'assistance depuis plus de 7 mois.

Chaque participant sera d'abord soumis à une *évaluation clinique*, comprenant des mesures de segments du corps, de force, de douleur et d'amplitudes articulaires. Par la suite, le participant devra réaliser la propulsion du fauteuil roulant sur deux types de surfaces (membrane d'asphalte et tapis) sur 10 m à vitesse naturelle et vitesse maximale, avec et sans l'aide d'un chien d'assistance.

Chaque participant devra finalement monter et descendre un plan incliné auquel une passerelle est annexée, avec et sans l'aide d'un chien d'assistance. Trois essais seront enregistrés pour chaque tâche expérimentale suite à une brève période de familiarisation.

Lors de ces tâches, des données biomécaniques seront enregistrées. À cet effet, quatre types de mesures seront effectués :

- Cinétique - Roues instrumentées : Le fauteuil roulant de chaque participant sera équipé de roues instrumentées qui permettent de mesurer les forces et les moments appliqués sur les cerceaux. Ces roues instrumentées, une fois installées sur le fauteuil roulant d'un usager, ne modifient pas de manière significative les caractéristiques de celui-ci (largeur et poids du fauteuil roulant, position, dimension et orientation des cerceaux).
- Cinématique : Les mouvements tridimensionnels (déplacements, vitesses et accélération linéaires et angulaires) du fauteuil roulant, des membres supérieurs, du tronc et de la tête seront mesurés à l'aide d'un système de capture et d'analyse du mouvement Optotrak. Des caméras seront utilisées pour enregistrer les signaux émis par des marqueurs fixés au fauteuil roulant et aux différents segments corporels.
- Électromyographie (EMG) : L'activité musculaire du biceps, du triceps, du deltoïde antérieur, du grand pectoral, sera enregistrée bilatéralement avec un système portatif télémétrique de mesure de l'EMG. Des électrodes de surfaces seront collées sur les différents muscles étudiés.

## **AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION**

Il est peu probable que vous retiriez un avantage personnel de votre participation à ce projet de recherche. Toutefois, votre participation à ce projet contribuera à avancer les connaissances sur l'accès et l'utilisation des chiens d'assistance.

## **RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION**

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous expose, sur le plan médical, à aucun risque que ce soit. Toutefois, dans quelques cas, une irritation cutanée pourrait survenir à l'endroit où ont été collées les marqueurs et les électrodes. Si tel est le cas, une lotion calmante sera appliquée. Si l'irritation persiste 24 heures, vous devrez aviser les responsables du projet et un médecin devra être consulté. Par ailleurs, afin d'optimiser la sécurité lors de la réalisation des tâches fonctionnelles, les évaluations seront toujours faites en présence de 2 personnes et sous la supervision d'au moins un des responsables du projet.

Il est aussi entendu que votre participation au projet n'affectera pas les soins et les services que vous recevez ou recevrez de l'établissement (Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal ou Institut de réadaptation en déficience physique de Québec).

## **INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION**

Il n'y a aucun risque additionnel associé aux techniques utilisées. Il se peut que les efforts demandés lors de l'évaluation en laboratoire provoquent tout au plus une certaine fatigue mais celle-ci ne sera que temporaire.

## **ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL**

Vous acceptez que les personnes responsables de ce projet aient accès à votre dossier médical de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal ou Institut de réadaptation en déficience physique de Québec afin de recueillir certaines données sur l'histoire de votre blessure (date, niveau ou région de la lésion, chirurgie de stabilisation des vertèbres), vos antécédents et sur les traitements que vous recevez ou avez déjà reçus.

## **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 de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal 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. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier pourrait être consulté par une personne mandatée par le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR, qui adhère à une politique de stricte confidentialité. Après cette période de 5 ans, ces renseignements seront détruits.

## **AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS**

Vous acceptez que l'information recueillie puisse être utilisée aux fins de communication scientifique, professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que lors de présentation des résultats de cette recherche, rien ne pourra permettre de vous identifier.

## **INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET ET PERSONNES RESSOURCES**

On devra répondre, à votre satisfaction, à toute question que vous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer. Pour toute information ou question, vous pourrez communiquer avec monsieur Dany Gagnon,

pht, Ph.D. en sciences biomédicales (réadaptation), responsable du projet, au numéro de téléphone [REDACTED] au poste [REDACTED] ou par courriel à l'adresse : [REDACTED] ou avec monsieur François Routhier, ing, Ph.D. chercheur au Centre interdisciplinaire de recherche en réadaptation et intégration sociale au [REDACTED] poste [REDACTED] ou par courriel : [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], ou avec Johanne Trahan, coordonnatrice à l'éthique du CIRIS au [REDACTED] poste [REDACTED] ou par courriel : [REDACTED].

### **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 actuels et futurs à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal ou à l'Institut de réadaptation en déficience physique de Québec. En cas de retrait de votre part, les documents écrits vous concernant seront détruits à votre demande.

### **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**

Un montant total de 75\$ vous sera remis afin de compenser les dépenses encourues par votre participation à ce projet de recherche (ex : frais reliés aux déplacements, stationnement et repas).

**Effets d'un programme de chiens d'assistance auprès de la clientèle ayant subi une lésion médullaire et utilisant un fauteuil roulant  
(volet laboratoire transversal)**

**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 tel que présenté dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision et je sais qu'une copie de ce formulaire figurera dans mon dossier médical.

- J'accepte d'être contacté (e) dans le futur par le même chercheur pour d'autres études dans un domaine de recherche connexe :

non

oui (pour une durée d'un an) \*

oui (pour une durée de deux ans) \*

oui (pour une durée de cinq ans) \*

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

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

oui  non

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

\_\_\_\_\_  
Nom du participant

\_\_\_\_\_  
Signature

Fait à Montréal, 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 Montréal, le \_\_\_\_\_ 20\_\_.

---

**ANNEXE III**  
**Grille d'évaluation ASIA**

---

Patient Name \_\_\_\_\_

Examiner Name \_\_\_\_\_ Date/Time of Exam \_\_\_\_\_



# INTERNATIONAL STANDARDS FOR NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY ISCOS

### MOTOR

KEY MUSCLES (scoring on reverse side)

	R	L	
C5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Elbow flexors
C6	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Wrist extensors
C7	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Elbow extensors
C8	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Finger flexors (distal phalanx of middle finger)
T1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Finger abductors (base finger)

UPPER LIMB TOTAL (MAXIMUM)  +  =  (25) (25) (50)

Comments:

L2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Hip flexors
L3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Knee extensors
L4	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Ankle dorsiflexors
L5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Long toe extensors
S1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Ankle plantar flexors

(VAC) Voluntary anal contraction (Yes/No)

LOWER LIMB TOTAL (MAXIMUM)  +  =  (25) (25) (50)

	LIGHT TOUCH		PIN PRICK	
	R	L	R	L

C2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C4	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C6	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C7	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
C8	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
T1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
T2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
T3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
T4	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
T5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
T6	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
T7	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
T8	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
T9	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
T10	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
T11	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
T12	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
L1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
L2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
L3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
L4	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
L5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
S1	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
S2	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
S3	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
S4-5	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

TOTALS {  +  =  (MAXIMUM) (56) (56) (56) (56) }  +  =  (56) (56)

0 - absent  
1 - altered  
2 - normal  
NT - not to stable

(DAP) Deep anal pressure (yes/No)

PIN PRICK SCORE (max: 112)

LIGHT TOUCH SCORE (max: 112)

### SENSORY

KEY SENSORY POINTS

• Key Sensory Points

<b>NEUROLOGICAL LEVEL</b> <small>The most caudal segment with normal function</small>	SENSORY <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> MOTOR <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	SINGLE NEUROLOGICAL LEVEL <input type="checkbox"/>	COMPLETE OR INCOMPLETE? <input type="checkbox"/> <small>Incomplete = Any sensory or motor function in S4-S5</small>	ASIA IMPAIRMENT SCALE (AIS) <input type="checkbox"/>	ZONE OF PARTIAL PRESERVATION <input type="checkbox"/> <small>(In complete (paradox) only)</small> Most caudal level with any innervation	SENSORY <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> MOTOR <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
--	--	--	--	--	--	--

This form may be copied freely but should not be altered without permission from the American Spinal Injury Association. REV 04/11

## Muscle Function Grading

- 0** = total paralysis
- 1** = palpable or visible contraction
- 2** = active movement, full range of motion (ROM) with gravity eliminated
- 3** = active movement, full ROM against gravity
- 4** = active movement, full ROM against gravity and moderate resistance in a muscle specific position.
- 5** = (normal) active movement, full ROM against gravity and full resistance in a muscle specific position expected from an otherwise unimpaired person.
- 5\*** = (normal) active movement, full ROM against gravity and sufficient resistance to be considered normal if identified inhibiting factors (i.e. pain, disuse) were not present.
- NT** = not testable (i.e. due to immobilization, severe pain such that the patient cannot be graded, amputation of limb, or contracture of >50% of the range of motion).

## ASIA Impairment (AIS) Scale

- A = Complete.** No sensory or motor function is preserved in the sacral segments S4-S5.
- B = Sensory Incomplete.** Sensory but not motor function is preserved below the neurological level and includes the sacral segments S4-S5 (light touch, pin prick at S4-S5; or deep anal pressure (DAP)), AND no motor function is preserved more than three levels below the motor level on either side of the body.
- C = Motor Incomplete.** Motor function is preserved below the neurological level\*\*, and more than half of key muscle functions below the single neurological level of injury (NLI) have a muscle grade less than 3 (Grades 0-2).
- D = Motor Incomplete.** Motor function is preserved below the neurological level\*\*, and at least half (half or more) of key muscle functions below the NLI have a muscle grade  $\geq 3$ .
- E = Normal.** If sensation and motor function as tested with the ISNCSCI are graded as normal in all segments, and the patient had prior deficits, then the AIS grade is E. Someone without an initial SCI does not receive an AIS grade.

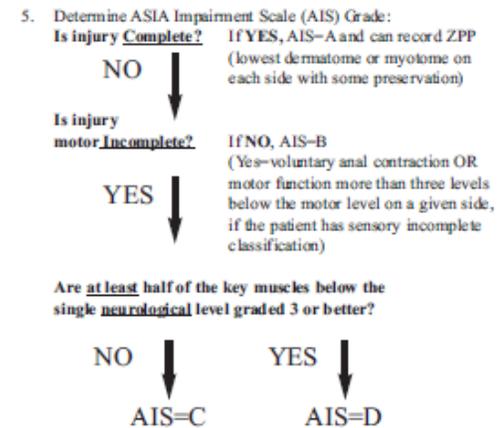
\*\*For an individual to receive a grade of C or D, i.e. motor incomplete status, they must have either (1) voluntary anal sphincter contraction or (2) sacral sensory sparing with sparing of motor function more than three levels below the motor level for that side of the body. The Standards at this time allows even non-key muscle function more than 3 levels below the motor level to be used in determining motor incomplete status (AIS B versus C).

NOTE: When assessing the extent of motor sparing below the level for distinguishing between AIS B and C, the motor level on each side is used; whereas to differentiate between AIS C and D (based on proportion of key muscle functions with strength grade 3 or greater) the single neurological level is used.

## Steps in Classification

The following order is recommended in determining the classification of individuals with SCI.

- Determine sensory levels for right and left sides.
- Determine motor levels for right and left sides.  
*Note: in regions where there is no myotome to test, the motor level is presumed to be the same as the sensory level, if testable motor function above that level is also normal.*
- Determine the single neurological level.  
*This is the lowest segment where motor and sensory function is normal on both sides, and is the most cephalad of the sensory and motor levels determined in steps 1 and 2.*
- Determine whether the injury is Complete or Incomplete. (i.e. absence or presence of sacral sparing)  
*If voluntary anal contraction = No AND all S4-5 sensory scores = 0 AND deep anal pressure = No, then injury is COMPLETE. Otherwise, injury is incomplete.*



If sensation and motor function is normal in all segments, AIS=E.  
*Note: AIS E is used in follow-up testing when an individual with a documented SCI has recovered normal function. If at initial testing no deficits are found, the individual is neurologically intact; the ASIA Impairment Scale does not apply.*

---

## **ANNEXE IV**

**Abrégé pour l'ACRM, Toronto 2014**

---

**Abrégé pour the 91<sup>st</sup> Annual Conference of the American Congress of Rehabilitation Medicine (ACRM), Toronto 2014**

Traction provided by a mobility assistance dog reduces upper limb efforts when manual wheelchair users with a spinal cord injury propel on level tiled and carpeted floors:

Martin-Lemoyne, Valérie, MSc (c), PT, Université de Montréal, Faculty of Medicine  
Gagnon, Dany, PhD, PT, Université de Montréal, Faculty of Medicine  
Vincent, Claude, PhD, OT, Université Laval, Faculty of Medicine  
Routhier, François, PhD, Eng, Université Laval, Faculty of Medicine  
ADMI Group (Assistance Dog for Motor Impairments Group)

**Correspondance** : Dany H. Gagnon, pht, PhD, *Professeur adjoint*

École de réadaptation ( [REDACTED] )  
Faculté de médecine  
Université de Montréal  
Téléphone : [REDACTED] poste [REDACTED]  
Télécopieur: [REDACTED]

*Adresse postale:*

C.P. 6128, succursale Centre-ville  
Montréal, QC, Canada, H3C 3J7

*Adresse civique:*

7077, av du Parc  
4<sup>ième</sup> étage; Bureau U-402-32  
Montréal, QC, Canada

**Abstract**

**Background:** No biomechanical study has quantified the effects of the mobility assistance dog (AD<sub>Mob</sub>) on upper limb demand during wheelchair propulsion.

**Objective:** To compare upper limb efforts when propelling a wheelchair on a tiled abrasive and carpeted floors with and without using the traction provided by a AD<sub>Mob</sub>.

**Design:** Single-group quasi-experimental analysis of differences.

**Setting:** Pathokinesiology laboratory.

**Participants:** Thirteen adults with a spinal cord injury (SCI) who use a manual wheelchair as their primary source of mobility and own a AD<sub>Mob</sub>.

Interventions: Participants randomly propelled their wheelchair at a natural speed on a 10-meter distance over tiled abrasive and medium pile padded carpet floors with and without their own AD<sub>Mob</sub>.

Main outcome measures: The spatiotemporal parameters and the handrim forces were computed with instrumented wheels whereas the muscular demand of the anterior deltoid, pectoralis major, biceps and triceps was recorded using surface electromyography.

Results: The traction provided by the AD<sub>Mob</sub> when propelling on a tiled (-38.2%) and carpeted (-71.5%) floors reduced the total amount of force applied at the handrim in comparison to doing so without the AD<sub>Mob</sub>. The traction provided by the AD<sub>Mob</sub> significantly reduced the muscular demands of the anterior deltoid (-65.6% and -43.6%), the pectoralis major (-52.4% and -33.4%), and the triceps (-46.9% only for carpeted floor) for the tiled and carpeted floors, respectively, in comparison to doing so without the AD<sub>Mob</sub>. No significant effect was found at the biceps.

Conclusions: The provision of AD<sub>Mob</sub> represents a therapeutic alternative that minimizes upper extremity risk exposure and optimizes functional capacity.

**Keywords:** Rehabilitation, self-help devices, wheelchair, spinal cord injury, assistive technology

---

**ANNEXE V**

**Affiche pour l'ACRM, Toronto 2014**

---



INSTITUT DE RÉADAPTATION  
Gingras-Lindsay-de-Montréal

Laboratoire de  
pathokinésiologie

## MOBILITY ASSISTANCE DOG REDUCES UPPER LIMB EFFORTS DURING WHEELCHAIR PROPULSION ON TILED AND CARPETED FLOORS

Valérie Marin-Lemoyne, PT, MSc(candidate)<sup>1,2</sup>, Dany H. Gagnon, PT, PhD<sup>1,2</sup>,  
François Rouffier, Eng, PhD<sup>3,4</sup> & Claude Vincent, OT, PhD,<sup>3,4</sup>

<sup>1</sup> School of Rehabilitation, Université de Montréal, Québec, Canada  
<sup>2</sup> Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Québec, Canada  
<sup>3</sup> Department of Rehabilitation, Université Laval, Québec, Canada  
<sup>4</sup> Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration, Québec, Canada

Correspondence to: dany.gagnon.2@umontreal.ca



Université  
de Montréal

### BACKGROUND

- The prevalence of secondary upper limb musculoskeletal impairments among manual wheelchair users living with spinal cord injury (SCI) is high.
- These secondary upper limb musculoskeletal impairments result, in part, from overuse of the upper limbs associated with manual wheelchair propulsion and performance of many wheelchair-related activities of daily life (e.g., sitting pivot transfers).
- Prevention of secondary upper limb musculoskeletal impairments among long-term manual wheelchair users remains challenging for rehabilitation professionals.
- The use of a mobility assistance dog may allow to preserve upper limb integrity and alleviate the impact of mobility limitations in individuals with SCI.
- No biomechanical study has quantified the effects of the mobility assistance dog on upper limb demand during wheelchair propulsion.

### OBJECTIVE

- To compare upper limb efforts when propelling a wheelchair with and without using the traction provided by a mobility assistance dog on a tiled and carpeted floors.

### METHODS

- Research Design:** Single-group quasi-experimental analysis of differences.
- Setting:** Pathokinesiology laboratory located in a rehabilitation centre
- Participants:** A convenience sample of 13 individuals (male/female=9/4; age =38.6±13.5yrs; height=1.77±0.04m; weight= 79.05 ± 12.26 kg) who sustained a complete or incomplete SCI located between the vertebral levels of C7 and T11 on averaged 14.62 ± 9.83 years before the study and use a wheelchair as their primary source of mobility (> 4 hrs per day in a wheelchair).
- Mobility Assistance Dog:** Each participant owned a personal mobility assistance dog (age=4.00 ± 1.69 yrs; weight=37.58 ± 5.40 kg) and have 4.43 ± 2.97 years of experience with it.
- Experimental Tasks:** Participants randomly propelled their wheelchair at natural self-selected speed on a 10-meter distance over a tiled abrasive (Task #1: 2 trials) and a medium pile padded carpet (Task #2: 2 trials) floors with and without their own mobility assistance dog (Figure 1).
- Force Applied on the Handrim:** Participant's wheelchair was fitted bilaterally with SMARTwheels® to record the total force applied to the handrims and compute the spatiotemporal parameters.
- Upper Limb Muscular Demand:** Surface electromyography (EMG) of the clavicular fibers of the pectoralis major, anterior portion of the deltoid, long head of the biceps and long head of the triceps was recorded with a Noraxon Telemyo 900 System.
  - Amplitude-Normalized EMG:  $EMG_{task} / EMG_{Muscle-Specific Maximum Voluntary Contraction}$
- Main Outcome Measures:** Time to travel a 10-m distance, an indicator of mechanical work computed by integrating the total force applied at the non-dominant handrim over time, an indicator of muscle work computed for each muscle by integrating the amplitude-normalized EMG over time.
- Statistics:** Non-parametric tests (i.e., Friedman Tests with  $p < 0.05$ , Wilcoxon rank test with  $p < 0.0125$ )

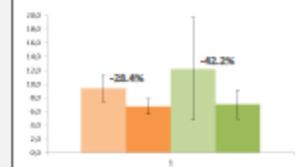


Figure 1: Experimental task performed on a tiled abrasive surface

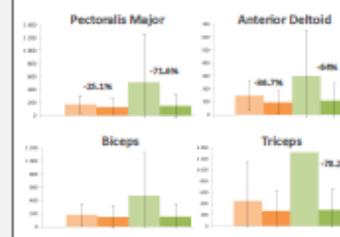
### RESULTS

- The traction provided by the mobility assistance dog when propelling on a tiled (-38.4%) and carpeted (-72.2%) floors significantly reduced the total amount of force applied at the handrim in comparison to doing so without it.
- The traction provided by the mobility assistance dog significantly reduced the muscular demands of the anterior deltoid (-64% and -36.7%), the pectoralis major (-71.6% and -25.1%), and the triceps (-78.2% only for carpeted floor) when propelling on the tiled and carpeted floors, respectively, in comparison to doing so without the ADMob.
- The traction provided by the mobility assistance dog had the greatest effect when propelling on the carpeted floor.

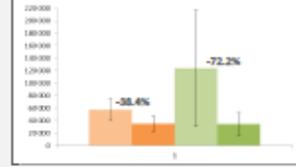
#### TIME (seconds)



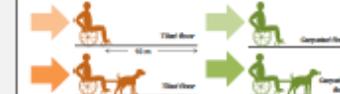
#### INDICATOR OF MUSCULAR WORK



#### INDICATOR OF MECHANICAL WORK



#### Legend



### DISCUSSION & CONCLUSION

- The provision of a mobility assistance dog represents a therapeutic alternative that minimizes upper extremity risk exposure since both duration (i.e., time needed to travel a 10-m distance) and intensity (indicators of mechanical or muscular work) are reduced.
  - The use of a mobility assistance dog represents an alternative needing consideration when manual wheelchair users transition between mobility assistive technologies, particularly if transitioning from a manually propelled wheelchair to a powered wheelchair.
- The new quantitative evidence confirms that a mobility assistance dog should be considered as an assistive technology/technical aid and that the fees associated to its provision and the pet care-related fees should be reimbursed to some extent.

Fonds de la  
recherche en santé  
du Québec  
Québec

INNOVATION.CA  
CANADA FOUNDATION  
FOR INNOVATION | FONDATION CANADIENNE  
POUR L'INNOVATION

REPAR  
FRQS 20 ANS

---

---

## **ANNEXE VI**

**Abrégé pour the 6th National SCI Conference, Toronto 2014**

---

---

## **Abrégé pour the 6th National Spinal Cord Injury Conference, Toronto 2014**

Traction provided by a mobility assistance dog reduces upper limb efforts when manual wheelchair users with spinal cord injury propel up a ramp:  
A comprehensive biomechanical analysis

Martin-Lemoyne, Valérie, MSc (c), PT, Université de Montréal, Faculty of Medicine  
Gagnon, Dany, PhD, PT, Université de Montréal, Faculty of Medicine  
Vincent, Claude, PhD, OT, Université Laval, Faculty of Medicine  
Routhier, François, PhD, Eng, Université Laval, Faculty of Medicine  
ADMI Group (Assistance Dog for Motor Impairments Group)

**Coordonnées :** Dany H. Gagnon, pht, PhD, *Professeur adjoint*

École de réadaptation ( [REDACTED] )

Faculté de médecine

Université de Montréal

Téléphone : [REDACTED] poste [REDACTED]

Télécopieur: [REDACTED]

*Adresse postale:*

C.P. 6128, succursale Centre-ville

Montréal, QC, Canada, H3C 3J7

*Adresse civique:*

7077, av du Parc

4ième étage; Bureau U-402-32

Montréal, QC, Canada

### **Abstract**

**Background:** Prevention of secondary upper limb (U/L) musculoskeletal impairments among manual wheelchair users with a spinal cord injury (SCI) remains challenging for rehabilitation professionals. The use of a mobility assistance dog (AD<sub>Mob</sub>) represents an innovative option to preserve U/L integrity and optimize functional capacity in this population. No biomechanical study has quantified the effects of the AD<sub>Mob</sub> on the U/L demand during basic or advanced manual wheelchair skills.

**Objective:** This single-group quasi-experimental analysis of differences study compares the mechanical and muscular efforts generated at the non-dominant U/Ls when propelling up a ramp with and without using the traction provided by a AD<sub>Mob</sub> among manual wheelchair users with a SCI.

**Methods:** Ten participants with a SCI who use a manual wheelchair as their primary source of mobility and own a AD<sub>Mob</sub> were recruited. All participants ascended a ramp at self-selected natural speed using their wheelchair with (three trials) and without (three trials) their AD<sub>Mob</sub>. To measure the handrim kinetics and joint moments at the shoulders, the forces applied to the handrims were computed with instrumented wheels and the movements of the wheelchair and U/Ls were recorded with a motion analysis system. To quantify muscular demand, the electromyographic activity (EMG) of the pectoralis major, anterior deltoid, biceps and the triceps was recorded during the experimental tasks and normalized against maximum EMG values obtained during static contractions.

**Results:** The traction provided by the AD<sub>Mob</sub> when ascending the ramp significantly reduced the mean and peak total force applied at the handrim and its tangential component by 31.4% to 37.3% (range) in comparison to doing so without the AD<sub>Mob</sub> whereas the mechanical effectiveness remained unchanged. The traction provided by the AD<sub>Mob</sub> also yielded to a significant reduction of the mean and peak shoulder flexion, internal rotation and adduction moments ranging between 28.7% and 48.7% when ascending the ramp. Only the mean and peak muscular demands of the anterior deltoid and biceps and the peak muscular demand of the triceps were significantly reduced by the traction provided by the AD<sub>Mob</sub> when ascending the ramp.

**Conclusions:** The traction provided by a AD<sub>Mob</sub> when ascending a ramp reduces U/L mechanical and muscular efforts in manual wheelchair users with a SCI. The provision of AD<sub>Mob</sub> represents a promising therapeutic alternative to minimize U/E

---

## **ANNEXE VII**

**Abrégé pour le colloque de l'AERDPQ, Laval 2014**

---

## **Abrégé pour le Colloque réadaptATion - aides techniques de l'Association des Établissements de Réadaptation Physique du Québec (AERDPQ), Laval 2014**

### **Biographie des auteurs (max 60 mots)**

*Valérie Martin-Lemoyne, physiothérapeute au programme chien d'assistance (IRGLM) et candidate à la maîtrise de type recherche en sciences de la réadaptation à l'Université de Montréal*

*Dany Gagnon, professeur à l'École de réadaptation (Université de Montréal) et chercheur au Laboratoire de pathokinésiologie (CRIR). Il s'intéresse à l'évaluation des exigences musculosquelettiques et cardiorespiratoires lors de la propulsion manuelle du fauteuil roulant*

### **Autres auteurs**

Claude VINCENT, Ph.D., erg., chercheure au CIRRIIS

François ROUTHIER, Ph.D., ing., chercheur au CIRRIIS

Hélène CORRIVEAU, Ph.D., pht, chercheure au Centre de recherche sur le vieillissement de l'Université de Sherbrooke.

### **Titre (max 20 mots)**

Effets de l'utilisation d'un chien d'assistance sur les efforts aux membres supérieurs lors de la propulsion d'un fauteuil roulant manuel

### **Sommaire (max 60 mots)**

Une étude dans un environnement simulé a été menée auprès de personnes présentant une lésion de la moelle épinière et utilisant un fauteuil roulant manuel et un chien d'assistance à la traction (CAM). Les efforts aux membres supérieurs lors de la propulsion avec et sans chien ont été quantifiés en laboratoire. Le CAM réduit significativement les efforts aux membres supérieurs.

### **Résumé (max 300 mots ou 2350 caractères incluant les espaces)**

*Problématique* : Un défi en réadaptation avec la clientèle ayant subi une lésion de la moelle épinière (LME) qui utilise un fauteuil roulant manuel (FRM) est de prévenir les déficiences secondaires aux membres supérieurs causées par leur surutilisation, entre autres lors des déplacements et des transferts. L'utilisation d'un chien d'assistance à la motricité (CAM) est une option novatrice pour potentiellement diminuer cette surutilisation.

*Objectif* : Quantifier les efforts aux membres supérieurs lors de la propulsion avec et sans l'utilisation d'un CAM en traction sur une surface nivelée et lors de la montée d'une pente.

*Méthodologie* : 13 participants ayant subi une LME qui utilisent un FRM et possèdent un CAM depuis au moins 6 mois ont été recrutés pour ce protocole quasi-expérimental réalisé au

Laboratoire de pathokinésiologie. Pour mesurer les moments nets aux épaules, les forces appliquées aux cerceaux et les mouvements des membres supérieurs et du tronc ont été enregistrés respectivement avec des roues instrumentées SmartWheel™ et un système 3D Optotrak®. Pour quantifier les efforts musculaires, l'activité électromyographique (EMG) du grand pectoral, deltoïde antérieur, biceps et triceps a été enregistrée pendant les tâches expérimentales et comparée avec des valeurs EMG maximales obtenues lors de contractions isométriques.

*Résultats préliminaires* : Le CAM utilisé pour la traction du FRM diminue significativement les efforts aux membres supérieurs lors de la montée d'une pente. La force totale maximale des poussées aux cerceaux est diminuée de 45,7 %. Les moments aux poignets, coudes et épaules sont diminués de 60,5 %, 45,0 % et 36,9 %. Finalement, les taux d'utilisation musculaires moyens du biceps, triceps, deltoïde antérieur et grand pectoral sont diminués de 38,5 %, 59,5 %, 26,6 % et 44.9 %. Des résultats plus complets seront présentés lors du colloque.

*Potentiel d'application* : Le CAM devrait être davantage connu et reconnu pour son potentiel de réduction des efforts aux membres supérieurs et, par conséquent, de prévention des déficiences secondaires aux membres supérieurs.

---

## **ANNEXE VIII**

### **Feuilles de collectes en laboratoires pour mesures anthropométriques**

---

**3. LABORATORY VISIT**

**SUBJECT : S**

**3.1 General information**

- Date of laboratory visit (dd-mm-yyyy) :

--	--	--

- Date of the Initial SCI (dd-mm-yyyy) :

00	00	0
----	----	---

- Age of SCI :

--

Subject height :

0
---

<input checked="" type="checkbox"/>	inches
<input type="checkbox"/>	cm

Weight of wheelchair  
and participant:

--

<input type="checkbox"/>	lbs
<input type="checkbox"/>	kg

Wheelchair width:

0
---

<input type="checkbox"/>	inches
<input checked="" type="checkbox"/>	cm

Weight of  
wheelchair:

--

<input type="checkbox"/>	lbs
<input type="checkbox"/>	kg

Wheelchair height:

0
---

<input type="checkbox"/>	inches
<input checked="" type="checkbox"/>	cm

Weight of  
participant:

--

<input type="checkbox"/>	lbs
<input type="checkbox"/>	kg

\_\_\_\_\_  
(Signature of evaluator)

\_\_\_\_\_  
(yyyymmdd)

O/Ref: P:\Pathokin\DG\_WW11E\Documents\MethodoCollecteTraitement\DOCUMENTS A JOUR\Anthropometry.xlsx\Anthropometry

### 3.2 SEGMENT MEASUREMENTS

( L=Length P=Perimeter W=Width )

**SUBJECT : S**

#### 1 HEAD SEGMENT

L : chin to vertex  cm

P1 : above ears  cm

Vertical distance T1 to bottom of ear  cm

#### 2 TORSO SEGMENT

L : trochanter to acromion  cm

W1 : nipple  cm

P1 : nipple  cm

W2 : umbilicus  cm

P2 : umbilicus  cm

W3 : hip  cm

P3 : hip  cm

#### 3 HAND SEGMENT

**R** **L**  
L : wrist center to 3<sup>rd</sup> finger tip  cm  cm

P1 : wrist  cm  cm

P2 : mcp joint  cm  cm

#### 4 FOREARM SEGMENT

**R** **L**  
L : elbow center to wrist center  cm  cm

P1 : elbow  cm  cm

P2 : maximum  cm  cm

P3 : wrist  cm  cm

#### 5 UPPER ARM SEGMENT

**R** **L**  
L : shoulder center to elbow center  cm  cm

P1 : below axilla  cm  cm

P2 : maximum  cm  cm

P3 : elbow  cm  cm

\_\_\_\_\_  
(Signature of evaluator)

\_\_\_\_\_  
(yyyy.mm.dd)

O/Ref: P:\Pathokin\DG\_WW11E\Documents\MethodoCollecteTraitement\DOCUMENTS A JOUR\[Anthropometry.xlsx]Anthropometry

---

---

**ANNEXE IX**

***Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI)***

---

---

## Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI)

SUBJECT : Non Attr.

Estimer votre niveau de douleur en plaçant un "X" sur l'échelle (la ligne) variant de "Aucune douleur" à "La pire douleur jamais éprouvée". Cochez la case à droite si l'activité n'a pas été exécutée au cours de la semaine passée.

Answer each question by marking an "X" on the scale (line) varying from "no pain" to "worst pain ever experienced". Check the box to the right if the task has not been realised during the last week.

**Au cours de la semaine passée, quelle fut l'intensité de vos douleurs aux épaules lors des activités suivantes:**

**During the past week, how much shoulder pain did you experience when:**

**1. Transfert d'un lit au fauteuil roulant? / Transferring from a bed to a wheelchair?**  Non exécuté / Not executed

Aucune douleur  
No pain



La pire douleur jamais ressentie  
The worst pain ever experienced

**2. Transfert d'un fauteuil roulant à une voiture? / Transferring from a wheelchair to a car?**  Non exécuté / Not executed

Aucune douleur  
No pain



La pire douleur jamais ressentie  
The worst pain ever experienced

**3. Transfert d'un fauteuil roulant à un bain ou une douche? / Transferring from a wheelchair to the tub or shower?**  Non exécuté / Not executed

Aucune douleur  
No pain



La pire douleur jamais ressentie  
The worst pain ever experienced

**4. Chargement de votre fauteuil roulant dans une voiture? / Loading your wheelchair into a car?**  Non exécuté / Not executed

Aucune douleur  
No pain



La pire douleur jamais ressentie  
The worst pain ever experienced

**5. Propulsion de votre fauteuil roulant durant 10 minutes ou plus? / Pushing your chair for 10 minutes or more?**  Non exécuté / Not executed

Aucune douleur  
No pain



La pire douleur jamais ressentie  
The worst pain ever experienced

**6. Propulsion du fauteuil roulant sur des rampes ou des pentes à l'extérieur? / Pushing up ramps or inclines outdoors?**  Non exécuté / Not executed

Aucune douleur  
No pain



La pire douleur jamais ressentie  
The worst pain ever experienced

Signature of evaluator : \_\_\_\_\_

Date: **#REF!**  
(yyyy.mm.dd)

O:\Ref: P:\Pathokin\DG\_WW11E\Documents\MethodoCollecteTraitement\DOCUMENTS A JOUR\[[DG\_XXXXX\_WUSPI.xlsx]WUSPI

**Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI)****SUBJECT : Non Attr.**

Suite...

**7. Soulever et descendre des objets d'une étagère au-dessus de la tête? / Lifting objects down from an overhead shelf?**  Non exécuté / Not executed  
Aucune douleur / No pain  La pire douleur jamais ressentie / The worst pain ever experienced

**8. Mettre un pantalon? / Putting on pants?**  Non exécuté / Not executed  
Aucune douleur / No pain  La pire douleur jamais ressentie / The worst pain ever experienced

**9. Mettre un T-Shirt ou un chandail? / Putting on a t-shirt or pullover?**  Non exécuté / Not executed  
Aucune douleur / No pain  La pire douleur jamais ressentie / The worst pain ever experienced

**10. Boutonner une chemise avec des boutons? / Putting on a button down shirt?**  Non exécuté / Not executed  
Aucune douleur / No pain  La pire douleur jamais ressentie / The worst pain ever experienced

**11. Laver votre dos? / Washing your back?**  Non exécuté / Not executed  
Aucune douleur / No pain  La pire douleur jamais ressentie / The worst pain ever experienced

**12. Activités quotidiennes habituelles au travail ou à l'école? / Usual daily activities at work or school?**  Non exécuté / Not executed  
Aucune douleur / No pain  La pire douleur jamais ressentie / The worst pain ever experienced

**13. Conduire? / Driving?**  Non exécuté / Not executed  
Aucune douleur / No pain  La pire douleur jamais ressentie / The worst pain ever experienced

**14. Réaliser des tâches de ménage? / Performing household chores?**  Non exécuté / Not executed  
Aucune douleur / No pain  La pire douleur jamais ressentie / The worst pain ever experienced

**15. Dormir? / Sleeping?**  Non exécuté / Not executed  
Aucune douleur / No pain  La pire douleur jamais ressentie / The worst pain ever experienced

Signature of evaluator : \_\_\_\_\_

Date: **#REF!**  
(yyyy.mm.dd)

O:\Ref: P:\Pathokin\DG\_WW11E\Documents\MethodoCollecteTraitement\DOCUMENTS A JOUR\DG\_XXXX\_WUSPI.xlsx\WUSPI

---

## **ANNEXE X**

**Feuilles de collectes en laboratoire pour les tâches expérimentales**

---

## RAMPE LABO position of real markers: DG\_CA12E

SEGMENT	RIGHT SIDE (RED)		REAL MARKERS	LEFT SIDE (GREEN)	
	#C.R.	#LED #strober		#C.R.	#LED #strober
FOREARM	#8	5 <C1.5>	* cluster (TRIANGLE)	#7	1 <C1.1>
		6 <C1.6>	"		2 <C1.2>
		8 <C1.7>	"		4 <C1.3>
		7 <C1.8>	Ulnar styloid process		3 <C1.4>
		38 <O3.2>	Radial styloid process		36 <O2.6>
UPPER ARM	#10	13 <C1.13>	* cluster (TRIANGLE)	#9	9 <C1.9>
		14 <C1.14>	"		10 <C1.10>
		15 <C1.15>	"		12 <C1.11>
		16 <C1.16>	Lateral epicondyle		11 <C1.12>
		39 <O3.3>	Medial epicondyle		37 <O3.1>
CLAVICLE		20 <C1.20>	Mid Clavicle		19 <C1.19>
		23 <C1.23>	Acromion (AC joint)		21 <C1.21>
CHEST			Sternal notch		17 <C1.17>
			Xiphoid process		18 <C1.18>
FRAME (w/c seat)		42 <O3.6>	Front Frame		40 <O3.4>
		43 <O4.1>	Rear Frame		41 <O3.5>
UPPER TRUNK			C7		31 <O2.1>
			Paraspinal T3		32 <O2.2>
			T8		33 <O2.3>
		24 <C1.24>	Acromion (post-ext angle)		22 <C1.22>
HEAD		35 <O2.5>	Ear cartilage		34 <O2.4>
HAND		28 <O1.4>	2 <sup>nd</sup> metacarpal (distal)		25 <O1.1>
		29 <O1.5>	3 <sup>rd</sup> metacarpal (mid)		26 <O1.2>
		30 <O1.6>	5 <sup>th</sup> metacarpal (distal)		27 <O1.3>

**PROBAGE**

RMS value 1: \_\_\_\_\_ RMS value 2: \_\_\_\_\_

PROBE USED TO DIGITIZE POINTS:  #rb-06140  #rb-06171  Other: \_\_\_\_\_

Check when completed	TRIAL #	Segments	Local #	Side	Probed points	Global #	Minimum compulsory points
<input type="checkbox"/>	R#001.pro	ForeArm	1	L	Olecranon process	61	1,2,3,4,36
<input type="checkbox"/>	R#002.pro	UpperArm	2	L	Medial Epicondyle	63	9,10,11,12,37
<input type="checkbox"/>	R#003.pro	Upper Trunk	3	L	Gleno-humeral joint	64	19,21,31
<input type="checkbox"/>	R#004.pro	Upper Chest	4	L	Coracoid process	65	17,18,19,21
<input type="checkbox"/>	R#005.pro	Head	5	C	Chin	66	31,34,35
<input type="checkbox"/>	R#006.pro	Upper Chest	6	R	Coracoid process	67	17,18,20,23
<input type="checkbox"/>	R#007.pro	Upper Trunk	7	R	Gleno-humeral joint	62	20,23,31
<input type="checkbox"/>	R#008.pro	UpperArm	8	R	Medial Epicondyle	68	13,14,15,16,39
<input type="checkbox"/>	R#009.pro	ForeArm	9	R	Olecranon process	69	5,6,7,8,38
<input type="checkbox"/>	R#010.pro	Lower Trunk	10	L	Mid Iliac Crest	70	31,32,33
<input type="checkbox"/>	R#011.pro	Lower Trunk	11	R	Mid Iliac Crest	71	
<input type="checkbox"/>	R#012.pro	Upper Trunk	12	L	Scapula inf angle		9,10,11,19,21, 31,32,33
<input type="checkbox"/>	R#013.pro	Upper Trunk	13	L	Acromion (post ext angle)		
<input type="checkbox"/>	R#014.pro	Upper Trunk	14	R	Scapula inf angle		13,14,15,20,23, 31,32,33
<input type="checkbox"/>	R#015.pro	Upper Trunk	15	R	Acromion (post ext angle)		
<input type="checkbox"/>	R#016.pro	Hand	16	L	2 <sup>nd</sup> metacarpal (distal)	72	25,26,27
<input type="checkbox"/>	R#017.pro	Hand	17	L	3 <sup>rd</sup> metacarpal (mid)	73	
<input type="checkbox"/>	R#018.pro	Hand	18	L	5 <sup>th</sup> metacarpal (distal)	74	
<input type="checkbox"/>	R#019.pro	Hand	19	R	2 <sup>nd</sup> metacarpal (distal)	75	28,29,30
<input type="checkbox"/>	R#020.pro	Hand	20	R	3 <sup>rd</sup> metacarpal (mid)	76	
<input type="checkbox"/>	R#021.pro	Hand	21	R	5 <sup>th</sup> metacarpal (distal)	77	
<input type="checkbox"/>	R#022.pro	Wheelchair	22	L	Wheel side 1	78	40,41,42,43
<input type="checkbox"/>	R#023.pro	Wheelchair	23	L	Wheel side 2	79	
<input type="checkbox"/>	R#024.pro	Wheelchair	24	L	Wheel side 3	80	
<input type="checkbox"/>	R#025.pro	Wheelchair	25	L	Wheel center	81	
<input type="checkbox"/>	R#026.pro	Wheelchair	26	L	Wheel inside center		
<input type="checkbox"/>	R#027.pro	Wheelchair	27	R	Wheel side 1	82	

<input type="checkbox"/>	R#028.pro	Wheelchair	28	R	Wheel side 2	83	40,41,42,43
<input type="checkbox"/>	R#029.pro	Wheelchair	29	R	Wheel side 3	84	
<input type="checkbox"/>	R#030.pro	Wheelchair	30	R	Wheel center	85	
<input type="checkbox"/>	R#031.pro	Wheelchair	31	R	Wheel inside center		
<input type="checkbox"/>	R#032.pro	Platform	32	L	Wheel Rear contact	86	
<input type="checkbox"/>	R#033.pro	Platform	33	L	Wheel Front contact	87	
<input type="checkbox"/>	R#034.pro	Platform	34	L	Caster wheel center (wheel facing backward)	88	
<input type="checkbox"/>	R#035.pro	Platform	35	R	Wheel Rear contact	89	
<input type="checkbox"/>	R#036.pro	Platform	36	R	Wheel Front contact	90	
<input type="checkbox"/>	R#037.pro	Platform	37	R	Caster wheel center (wheel facing backward)	91	

**ACTIVE MOVEMENT OF THE UPPER EXTREMITY:**

TRIAL #	MOVEMENTS	Check when completed
R#004.opt	Right Active shoulder flexion-extension	<input type="checkbox"/>
R#005.opt	Right Active shoulder abduction adduction	<input type="checkbox"/>
R#006.opt	Left Active shoulder flexion-extension	<input type="checkbox"/>
R#007.opt	Left Active shoulder abduction adduction	<input type="checkbox"/>

**BASELINES**

TRIAL #	COMMENTS	Check when completed
R#001.opt	EMG OFF-SET: *START EMG RECORDING*: <i>Descendant - Ascendant</i>	<input type="checkbox"/>
R#002.opt	ANATOMICAL POSITION: Participant hands on the middle of the wheel	<input type="checkbox"/>
R#003.opt	ANATOMICAL POSITION: Participant on the side of the ramp. Need to see compulsory points 40,41,42,43	<input type="checkbox"/>

SmartWheels	Check when completed
Insérer cartes memoires dans Smartwheels	<input type="checkbox"/>
Putting ON the SmartWheels : Au patient : "Relaxez-vous", mains sur genoux	<input type="checkbox"/>

**AT REST (ATR)**

Check when completed	TRIAL # EMG	TRIAL # SMART WHEELS	Time (seconds)	Comment
<input type="checkbox"/>			10 seconds	

1. NATURAL SPEED ON RAMP					
Check when completed	TRIAL # EMG	TRIAL # SMART WHEELS	Time (seconds)	VAS	Comment
<input type="checkbox"/>					
<input type="checkbox"/>					
<input type="checkbox"/>					
<input type="checkbox"/>					
<input type="checkbox"/>					
Commentaires :					

2. NATURAL SPEED ON RAMP WITH ASSISTANCE DOG					
Check when completed	TRIAL # EMG	TRIAL # SMART WHEELS	Time (seconds)	VAS	Comment
<input type="checkbox"/>					
<input type="checkbox"/>					
<input type="checkbox"/>					
<input type="checkbox"/>					
<input type="checkbox"/>					
Commentaires :					

Miscellaneous:

At the end of the evaluation, please copy all raw data recorded with the SmartWheels under  
P:\pathokin\DG\_CA12E\Sujets\□□□□\

---

---

**ANNEXE XI**

**Article de Gagnon et al. 2013**

---

---

# Journal of Spinal Cord Medicine

## Case Report

**REVISED MANUSCRIPT–CLEAN COPY**

---

### **Using a Mobility Assistance Dog Reduces Upper Limb Effort During Manual Wheelchair Ramp Ascent in an Individual with a Spinal Cord Injury**

---

Dany Gagnon<sup>1,2</sup>, Marie Blanchet<sup>1,2</sup>, Valérie Martin-Lemoyne<sup>1,2</sup>, Claude Vincent<sup>3,4</sup>, François Routhier<sup>3,4</sup>,  
Hélène Corriveau<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, Canada

<sup>2</sup> School of Rehabilitation, Université de Montréal, Montreal, Canada

<sup>3</sup> Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation and Social Integration (CIRRS), Institut de réadaptation en déficience physique de Québec, Quebec, Canada

<sup>4</sup> Department of Rehabilitation, Laval University, Quebec, Canada

<sup>5</sup> School of Rehabilitation, Université de Montréal, Sherbrooke, Canada

**Short Running Head:** Mobility Assistance Dog Reduces Upper Limb Effort

**Correspondence to:** Prof. Dany Gagnon, School of Rehabilitation, Université de Montréal, Pavillon 7077 Avenue du Parc, P.O. Box 6128, Station Centre-Ville, Montreal, Quebec, Canada H3C 3J7, Tel: [REDACTED], ext. [REDACTED], Fax: [REDACTED], E-mail: [REDACTED]

Word count: 1987

Tables: 0

Figures: 3

## Abstract

### Using a Mobility Assistance Dog Reduces Upper Limb Effort during Uphill Propulsion in a Manual Wheelchair User with Spinal Cord Injury

---

**Objective:** To compare the mechanical and muscular efforts generated in the non-dominant upper limb when ascending a ramp with and without the use of a mobility assistance dog ( $AD_{Mob}$ ) in a manual wheelchair user with a spinal cord injury (SCI).

**Method:** The participant ascended a ramp at natural speed using his personal wheelchair with (three trials) and without (three trials) his  $AD_{Mob}$ . Movement parameters of the wheelchair, head, trunk, and non-dominant U/L (i.e., hand, forearm and arm segments) were recorded with a motion analysis system. The orthogonal force components applied on the handrims by the U/Ls were computed with instrumented wheels. Muscular activity data of the clavicular fibers of the pectoralis major, the anterior fibers of the deltoid, the long head of the biceps brachii and the long head of the triceps brachii were collected at the non-dominant U/L.

**Results:** During uphill propulsion with the  $AD_{Mob}$ , the total and tangential forces applied at the non-dominant handrim, along with the rate of rise of force, were reduced while mechanical efficiency was improved compared to uphill propulsion without the  $AD_{Mob}$ . Similarly, the resultant net joint moments (wrist, elbow and shoulder) and the relative muscular demands (biceps, triceps, anterior deltoid, pectoralis major) decreased during uphill propulsion with an  $AD_{Mob}$  versus without an  $AD_{Mob}$ .

**Conclusion:** Propelling uphill with the assistance of an  $AD_{Mob}$  reduces upper limb efforts and improves efficiency compared to propelling uphill without its assistance in a manual wheelchair user with a spinal cord injury.

**Keywords (MeSH):** activities of daily living, assistive technology, rehabilitation, task performance and analysis, upper extremity, wheelchair

## MANUSCRIPT

# Using a Mobility Assistance Dog Reduces Upper Limb Effort during Uphill Propulsion in a Manual Wheelchair User with Spinal Cord Injury

---

## 1. Introduction

Developing basic and advanced manual wheelchair skills is essential for manual wheelchair users (MWUs), especially those who have sustained a spinal cord injury (SCI), to safely perform their daily routines as independently and efficiently as possible (1). While carrying out their daily routines, MWUs must constantly cope with challenges in their natural or architectural environments when navigating with their wheelchair. The challenges MWUs frequently encounter include such obstacles as steep hills in natural environments or ramps with slopes that exceed building codes in architectural environments. Both of these situations force the upper limbs (U/Ls), especially the shoulders, to generate additional efforts during propulsion that may contribute to the development, persistence, or exacerbation of secondary U/L musculoskeletal impairments, pain or fatigue frequently reported in this population (2). Moreover, these situations may jeopardize the safety of MWUs due to the high risk of tipping backward and, in turn, may cause fall-related injuries (3, 4).

Owing to these potential problems and the need to adopt preventive strategies, rehabilitation professionals occasionally recommend the use of an assistance dog for mobility (AD<sub>Mob</sub>) to facilitate manual wheelchair propulsion and to improve manual wheelchair skills, particularly community-level skills such as uphill propulsion (i.e., ramp ascent) and other wheelchair-related tasks requiring good skills (e.g., opening doors, carrying bags, picking up objects from the floor) (5, 6). Over the past decade, approximately 60 to 80 AD<sub>Mob</sub> have been attributed yearly to individuals living with sensorimotor impairments or physical disabilities in Quebec by MIRA Foundation, an internationally-recognized organization [[www.mira.ca](http://www.mira.ca)] (7). Among these AD<sub>Mob</sub>, almost 35% of them are routinely solicited to assist these individuals with manual wheelchair propulsion (8).

When assisting MWUs with propulsion, the AD<sub>Mob</sub> wears a harness, often custom-made by the organization providing the AD<sub>Mob</sub>, that is wrapped around the dog's shoulders and trunk. A U-shaped aluminum frame is anchored to this harness caudally from the dog's shoulder joints and points backward to hook onto a band attached anteriorly to each side of the wheelchair frame to pull the wheelchair from the middle front portion. Positioning the AD<sub>Mob</sub> in such a position when assisting with wheelchair propulsion, as opposed to on the side of the wheelchair as frequently observed, is expected to solicit symmetric effort from the AD<sub>Mob</sub>, and to reduce its risk of developing secondary impairments, especially those affecting its hind limbs (e.g.; hip joint osteoarthritis). The use of an AD<sub>Mob</sub> may reduce U/L efforts generated by MWUs during propulsion, especially during uphill propulsion which requires additional efforts compared to level ground propulsion (9, 10). However, no clear evidence guides rehabilitation professionals because no study has yet quantified the effects of using of an AD<sub>Mob</sub> on the U/L efforts via a comprehensive biomechanical approach when propelling uphill. Moreover, the lack of evidence may also translate into discrepancies as some funding agencies may consider the AD<sub>Mob</sub> and the pet care-related fees as a reimbursable assistive technology/technical aid, whereas others may not.

This case study aims to compare the mechanical and muscular efforts generated in the non-dominant U/L when ascending a ramp with and without the use of an AD<sub>Mob</sub> in a manual wheelchair user with a SCI. It was hypothesized that the mechanical and muscular efforts required to ascent a ramp would be significantly reduced when using an AD<sub>Mob</sub> in comparison to performing this task without the use of an AD<sub>Mob</sub>.

## **2. Methods**

### **2.1. Participant and his personal mobility assistance dog**

A 26-year old male (weight=59.5 kg; height=1.83 m) who sustained a complete T7 SCI more than 5 years ago was recruited. This participant uses a manual wheelchair as his primary means of mobility, has the ability to independently propel uphill and has been paired with his AD<sub>Mob</sub> (breed: Labernese; age: 6.8 years; weight: 38 kg) for almost 4.7 years. A subjective assessment and objective clinical examinations confirmed that this participant presented no significant signs or symptoms of U/L impairments (overall score of 1.88/10 on the Wheelchair User Shoulder Pain Index (WUSPI) and 2.6/10 for the ramp ascent item on the WUSPI (11, 12)). He also did not present any other condition that might have altered his ability to propel a manual wheelchair. Note that the AD<sub>Mob</sub> in the present study, trained by MIRA Foundation, was paired with the participant according to specific criteria to be met during a specialized breeding program, a one-year stay in a foster home during which health and behavior screening are routinely completed, a rigorous one-year structured training program during which three months are dedicated to task-specific training (e.g.: wheelchair propulsion and wheelchair-related task assistances), and finally a full-time assignment adjustment period of three weeks (full-time) with whom it is paired. Ethical approval, was obtained from the Research Ethics Committee of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR-633-0711) after both human and animal (e.g., familiarity, comfort and workload associated with the experimental tasks) ethical practices were confirmed,. The participant read and signed the informed consent form prior to initiating this assessment at the Pathokinesiology Laboratory located at the Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal.

## **2. 2. Laboratory Assessment**

### **2.2.1. Wheelchair ramp ascent**

Following a familiarization period, the participant ascended a portable ramp (slope=8.5°; length=4.0 m; width=1.2 m; height=0.6 m) at natural speed using his personal wheelchair with the assistance of his AD<sub>Mob</sub> (three trials) and without the assistance of his AD<sub>Mob</sub> (three trials). Before initiating the ramp ascent tasks, the wheelchair was positioned behind a start line

located 1 m before the start of the ramp. Upon completion of the ramp ascent, the wheelchair stopped on a portable dock (length=1.8 m; width=1.3 m; height=0.6 m) attached to the ramp. Although the 8.5° slope in the present study exceeds the recommendations of many building codes, it represents a slope routinely encountered in a natural environment, and to a lesser extent, in an architectural environment during everyday wheelchair propulsion.

### **2. 2. 2. Kinematics**

Kinematic parameters of the wheelchair, head, trunk, and non-dominant U/L (i.e., hand, forearm and arm segments) were recorded at 60Hz using an Optotrak motion analysis system, synchronizing four camera units. This system tracked the 3D coordinates of three non-collinear skin-fixed light emitting diodes attached to the wheelchair and to each body segment of interest to model each of the rigid segments described above. Specific wheelchair reference points and anatomical bony landmarks were also digitized to further define principal axes of segments and articular centers. The marker coordinates were smoothed with a fourth-order Butterworth zero-lag filter using a cut-off frequency of 6Hz. Custom-made programs quantified angular displacements, velocities and acceleration of the wheelchair, trunk, U/L and head segments.

### **2. 2. 3. Kinetics**

*Handrim kinetics:* SmartWheel instrumented wheels were fitted onto the participant's wheelchair to capture, at 240 Hz, the x, y and z orthogonal force components ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ) applied to the handrims by the U/Ls (13). These instrumented wheels did not considerably alter the participant's wheelchair characteristics (e.g., width, weight, wheel dimension and handrim position), aside from the increased total weight of the wheelchair (SmartWheel=4.9 kg/wheel). The magnitude of the total force ( $F_{tot}$ ) applied to the handrims as well as the magnitude of the tangential force ( $F_{tang}$ ) directly contributing to the wheelchair's forward movement were calculated at the non-dominant U/L during the push phase. The mechanical effective force ( $MEF = \frac{F_{tang}^2}{F_{tot}^2}$ ) and the rate of rise (ROR) of the  $F_{tot}$  were also calculated during this phase.

*Upper limb kinetics:* The handrim kinetics measured underneath the non-dominant U/L, the U/L kinematic data and the anthropometric data recorded were entered into a 3D inverse dynamic algorithm (14, 15). The magnitudes of the resultant net joint moments were estimated at the wrist, elbow and shoulder joints of the non-dominant U/L during the push phase.

#### **2.2.4 Electromyography (EMG)**

Muscular activity data of the clavicular fibers of the pectoralis major, the anterior fibers of the deltoid, the long head of the biceps brachii and the long head of the triceps brachii were collected at the non-dominant U/L at a sampling frequency of 1200Hz using a portable Telemyo 900 system (Noraxon USA Inc; Scottsdale, Arizona). All EMG data collected were visually inspected following baseline noise removal and thus filtered using a fourth-order Butterworth bandpass filter with cut-off frequencies set at 30 and 500Hz. Then, the EMG patterns were full-wave rectified before they were filtered with a 6Hz low-pass filter to generate linear envelopes. All EMG signal processing was performed digitally with a custom MATLAB program. Lastly, in order to calculate the relative muscular utilization ratio ( $\%MUR_{EMG}$ ) during the push phase, the amplitude of the EMG linear envelop of each muscle recorded during the wheelchair ramp ascent tasks was amplitude-normalized with the best estimate of the maximum EMG values. These maximum EMG values were obtained from two 5-second static maximal voluntary contractions completed in accordance with a standardized protocol prior to the ramp ascent tasks (16). The  $EMG_{max}$  reflects the highest mean EMG values reached over consecutive periods of 0.5 s intervals computed during maximal voluntary contractions recorded using a custom MATLAB program. Note that surface EMG only allows for monitoring of U/L superficial muscles and may not represent the EMG activity of the muscles lying underneath those studied.

### **2. 3. Data reduction and statistics**

A time-normalized profile (100%) was generated for all outcomes measured during the last three consecutive strokes (push phase only) at the non-dominant U/L while ascending the

ramp for each of the three trials completed with and without the use of the AD<sub>Mob</sub>. A mean+1 standard deviation (SD) time-normalized profiles for the propulsion uphill was calculated with (3 strokes\*3 trials=9 strokes) and without the use of the AD<sub>Mob</sub> (3 strokes\*3 trials=9 strokes). For each of these strokes, the mean and maximum values were computed to generate mean±1SD values for the propulsion uphill with and without the AD<sub>Mob</sub>. To quantify the effect of using an AD<sub>Mob</sub>, a percentage of change was ultimately computed. The rationale for only reporting the non-dominant U/L effort, generally the weakest U/L, was based on the notion that it is likely the most limiting factor of performance (relative demand) when propelling uphill on a narrow ramp where near-symmetric forces (absolute demand) are expected to be applied to the handrims by both U/Ls to maintain a constant direction/trajectory, particularly during the most demanding phase (propulsion phase)

### 3. Results

#### 3.1. Handrim kinetics

The mean (±SD) profiles of the  $F_{tot}$ ,  $F_{tang}$  and MEF when propelling uphill with and without the AD<sub>Mob</sub> are illustrated in **Figure 1**. When propelling uphill with the use of the AD<sub>Mob</sub>, the mean ( $54.7 \pm 5.8.7\text{N}$  versus  $83.5 \pm 4.7\text{N}$ ) and maximum  $F_{tot}$  ( $72.5 \pm 6.1\text{N}$  versus  $134.5 \pm 6.4\text{N}$ ) were 34.5% and 46.1% , respectively, lower than without the AD<sub>Mob</sub>. When propelling uphill with the use of the AD<sub>Mob</sub>, the mean ( $42.0 \pm 4.3\text{N}$  versus  $57.0 \pm 4.7\text{N}$ ) and maximum  $F_{tang}$  ( $65.6 \pm 6.9\text{N}$  versus  $103.5 \pm 7.7\text{N}$ ) were 26.3% and 36.6%, respectively, lower than with the use of the AD<sub>Mob</sub>. As for the mean MEF, it was 29.8% higher when propelling uphill with an AD<sub>Mob</sub> (MEF= $61 \pm 6.67\%$ ) than when doing so without the AD<sub>Mob</sub> (MEF= $47 \pm 6.0\%$ ). Comparable maximum ROR of  $F_{tot}$  was calculated around the impact with the handrim (greatest magnitude) when propelling uphill with and without the AD<sub>Mob</sub> ( $1652.9 \pm 189.2\text{N/s}$  versus  $1585.5 \pm 283.9\text{N/s}$ ) whereas it was attenuated by 73.0% towards the end of the propulsion phase when using the AD<sub>Mob</sub> ( $145.4 \pm 61.4\text{N/s}$  versus  $539.1 \pm 173.2\text{N/s}$ ).

#### 3.2. Upper limb moments

The mean ( $\pm$ SD) profiles of the net resultant moments estimated at the non-dominant wrist, elbow and shoulder when propelling uphill with and without the AD<sub>Mob</sub> are illustrated in **Figure 2**. The mean net joint moments were reduced by 60.5% ( $6.0\pm 0.6$ Nm versus  $15.1\pm 2.0$ Nm), 45.0% ( $15.2\pm 9.1$ Nm versus  $27.6\pm 2.7$ Nm) and 36.9% ( $21.2\pm 1.6$ Nm versus  $33.6\pm 3.0$ Nm), whereas the maximal moments were reduced by 56.9% ( $10.8\pm 1.8$ Nm versus  $25.1\pm 4.3$ Nm), 34.7% ( $25.7\pm 2.3$ Nm versus  $39.4\pm 6.0$ Nm) and 32.3% ( $32.1\pm 3.8$ Nm versus  $47.4\pm 4.3$ Nm) at the wrist, elbow and shoulder, respectively.

### **3.3. Relative muscular utilization ratio**

The mean ( $\pm$ SD) electromyographic profiles of the biceps brachii, triceps brachii, anterior deltoid, and pectoralis major at the non-dominant U/L when propelling uphill with and without the AD<sub>Mob</sub> are illustrated in **Figure 3**. The mean %MUR<sub>EMG</sub> were reduced by 38.5% ( $11.9\pm 1.5\%$  versus  $19.3\pm 3.4\%$ ), 59.5% ( $4\pm 0.6\%$  versus  $10.1\pm 1.4\%$ ), 26.6% ( $11.2\pm 1.7\%$  versus  $15.2\pm 3.6\%$ ) and 44.9% ( $6.5\pm 1.2\%$  versus  $11.8\pm 1.5\%$ ), whereas the maximum %MUR<sub>EMG</sub> were reduced by 28.8% ( $26.9\pm 4.1\%$  versus  $37.8\pm 7.0\%$ ), 64.3% ( $12.5\pm 2.7\%$  versus  $35.0\pm 4.7\%$ ), 44.7% ( $21.0\pm 3.1\%$  versus  $38.0\pm 10.5\%$ ) and 48.2% ( $12.9\pm 1.6\%$  versus  $24.9\pm 4.0\%$ ) at the non-dominant biceps brachii, triceps brachii, anterior deltoid, and pectoralis major, respectively.

## **4. Discussion**

### **4.1. Beneficial effects of using a mobility assistance dog**

The results of the present case study support the hypothesis that the use of an AD<sub>Mob</sub> considerably reduces U/L effort (i.e., reduced force applied at the handrim and lower net joint moment and relative muscular demand at the U/L) when propelling uphill in a MWU with spinal cord injury. Unexpectedly, the results of the study also demonstrate that mechanical efficiency is improved when propelling uphill with an AD<sub>Mob</sub>. Both of these key findings confirm that the use of an AD<sub>Mob</sub> when propelling forward in a challenging natural or architectural environment, particularly during uphill propulsion, may facilitate independent performance of

this task, limit the development of fatigue or reduce U/L risk exposure. Despite all these beneficial effects, caution is nevertheless advised with respects to potential adverse effects (e.g., reduced physical fitness and reduced U/L, scapulohumeral, scapulothoracic and trunk muscle strength) associated with the long-term use of an AD<sub>Mob</sub> and to the potentially permanent and debilitating long-term health effects on the AD<sub>Mob</sub>. Hence, rehabilitation professionals need to carefully assess whether the potential beneficial effects outweigh the possible adverse effects before recommending the use of an AD<sub>Mob</sub> in MWUs. Furthermore, they also need to simultaneously consider the pros and cons of using other technological adaptations, such as handrim-activated power-assisted wheels for example, to facilitate manual wheelchair propulsion when assessing the need for an AD<sub>Mob</sub> (17).

#### **4.2. Limits of the study**

Given the design of the present study, the level of evidence remains low and careful interpretation of the results is required. However, this study represents the first attempt to quantify the effects of using an AD<sub>Mob</sub> on U/L efforts during uphill propulsion using a biomechanical approach. These preliminary results are also encouraging as they confirm the feasibility of quantifying the effects of using an AD<sub>Mob</sub> on U/L efforts during manual wheelchair propulsion and related activities within a larger cohort of participants using various research designs. Such studies are needed to strengthen the current level of evidence. An attempt to measure the gross pulling strength of assistance mobility dogs versus the magnitude of assistance these dogs can truly provide MWUs is also advised in the future.

#### **5. Conclusion**

The use of an AD<sub>Mob</sub> reduces U/L efforts (i.e., handrim forces, net joint moments and relative muscular utilization) and improves efficiency (i.e., MEF) when propelling uphill compared to the doing the same task without assistance in a MWU with SCI.

## **Acknowledgements**

The authors would like to acknowledge Guillaume Desroches (postdoctoral fellow), Youssef El Khamlichi (research associate) and Philippe Gourdou (research associate) for their endless assistance during data collection, processing and analysis. Special thanks are also extended to Prof. Michel Y. Tousignant and Prof. Lise Poissant for their intellectual contribution to the project. Dany Gagnon holds a Junior 1 Research Career Award from the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ). Marie Blanchet holds a Summer Undergraduate Student Research Award from the Institute of Musculoskeletal Health and Arthritis of the Canadian Institute of Health Research (CIHR). The project was supported by the **Traumatology Research Consortium** of the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ). The equipment and material required for the research conducted at the Pathokinesiology Laboratory was financed in part by the Canada Foundation for Innovation (CFI).

## References

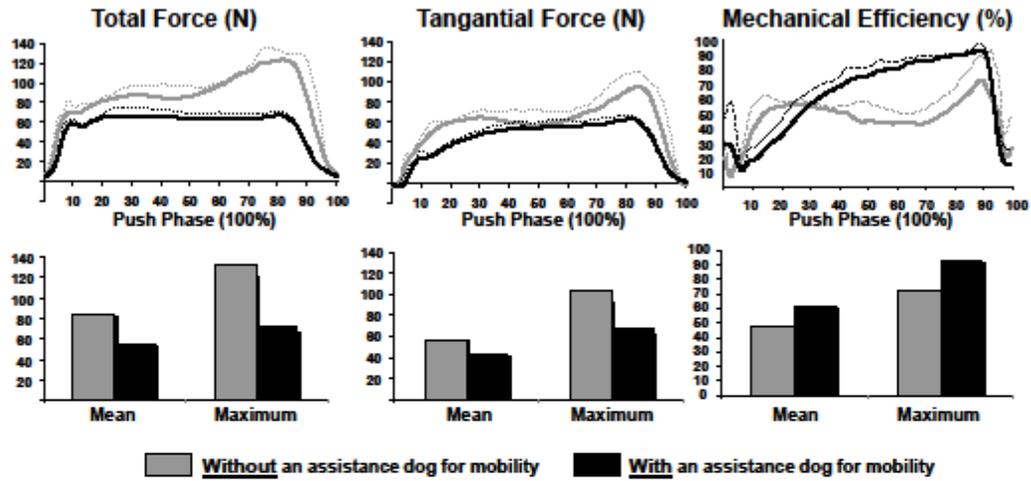
1. Hosseini SM, Oyster ML, Kirby RL, Harrington AL, Boninger ML. Manual Wheelchair Skills Capacity Predicts Quality of Life and Community Integration in Persons With Spinal Cord Injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012. Epub 2012/06/12.
2. Consortium for Spinal Cord Medicine Clinical Practice Guidelines, editor. Preservation of upper limb function following spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionals. First ed. Washington (DC): Paralyzed Veteran of America; 2005.
3. Calder CJ, Kirby RL. Fatal wheelchair-related accidents in the United States. *Am J Phys Med Rehabil.* 1990;69(4):184-90. Epub 1990/08/01.
4. Xiang H, Chany AM, Smith GA. Wheelchair related injuries treated in US emergency departments. *Injury prevention : journal of the International Society for Child and Adolescent Injury Prevention.* 2006;12(1):8-11. Epub 2006/02/08.
5. Collins DM, Fitzgerald SG, Sachs-Ericsson N, Scherer M, Cooper RA, Boninger ML. Psychosocial well-being and community participation of service dog partners. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 2006;1(1-2):41-8. Epub 2006/01/01.
6. Allen K, Blascovich J. The value of service dogs for people with severe ambulatory disabilities. A randomized controlled trial. *Jama.* 1996;275(13):1001-6. Epub 1996/04/03.
7. MIRA Foundation. Service (assistance) dog for person with mobility impairment. MIRA Foundation Inc, Sainte-Madeleine, Québec, 2011.
8. Vincent C, Joyal I, Gagnon D, Routhier F. Étude rétrospective transversale de l'utilisation d'un chien d'assistance à la motricité au Québec. Quebec City: Institut de réadaptation en déficience physique de Québec, 2012.
9. Yang YS, Koontz AM, Yeh SJ, Chang JJ. Effect of backrest height on wheelchair propulsion biomechanics for level and uphill conditions. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012;93(4):654-9. Epub 2012/02/14.
10. Richter WM, Rodriguez R, Woods KR, Axelson PW. Stroke pattern and handrim biomechanics for level and uphill wheelchair propulsion at self-selected speeds. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(1):81-7. Epub 2007/01/09.
11. Curtis KA, Roach KE, Applegate EB, Amar T, Benbow CS, Genecco TD, et al. Development of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI). *Paraplegia.* 1995;33(5):290-3.
12. Curtis KA, Roach KE, Applegate EB, Amar T, Benbow CS, Genecco TD, et al. Reliability and validity of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI). *Paraplegia.* 1995;33(10):595-601. Epub 1995/10/01.
13. Cooper RA. SMARTWheel: From concept to clinical practice. *Prosthet Orthot Int.* 2009;33(3):198-209. Epub 2009/08/07.

14. Desroches G, Dumas R, Pradon D, Vaslin P, Lepoutre FX, Cheze L. Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010;25(4):299-306. Epub 2010/01/29.
15. Dumas R, Aissaoui R, de Guise JA. A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2004;7(3):159-66. Epub 2004/10/30.
16. Montgomery J, Hislop H, Connelly B, Daniels L. *Daniel's and Worthingham's Muscle Testing: Techniques of Manual Examination*: Elsevier Health Science Division; 2007.
17. Kloosterman MG, Snoek GJ, van der Woude LH, Buurke JH, Rietman JS. A systematic review on the pros and cons of using a pushrim-activated power-assisted wheelchair. *Clin Rehabil*. 2012. Epub 2012/09/07.

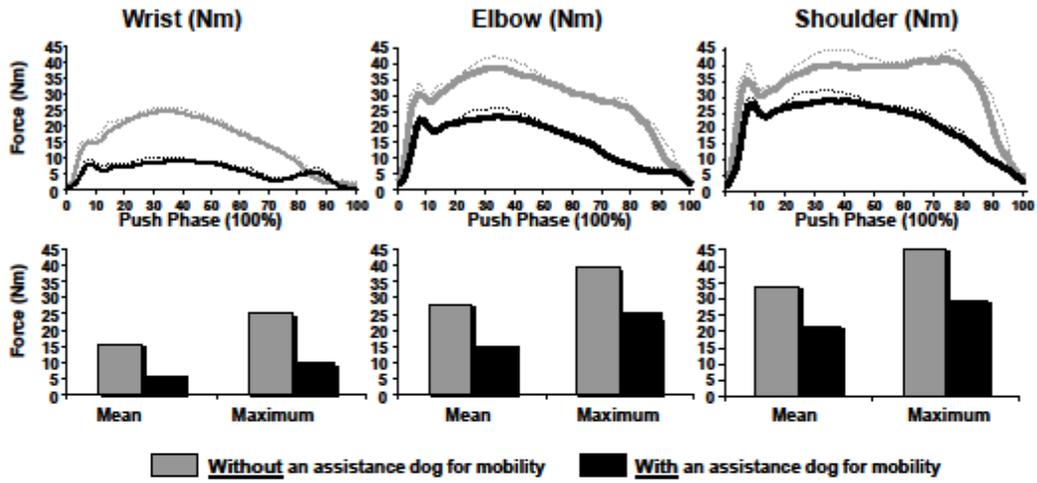
## FIGURE LEGENDS

- Figure 1:** Time-normalized mean (SD) profiles, as well as overall mean and maximum values of the total force and the tangential force applied to the non-dominant handrim, as well as mechanical efficiency during uphill propulsion with and without the use of an assistance mobility dog. Solid and dotted lines represent mean and SD values, respectively.
- Figure 2:** Time-normalized mean (SD) profiles, as well as overall mean and maximum values of the net joint moments measured at the non-dominant wrist, elbow and shoulder during uphill propulsion with and without the use of an assistance mobility dog. Solid and dotted lines represent mean and SD values, respectively.
- Figure 3:** Time-normalized mean (SD) profiles, as well as overall mean and maximum values of the relative muscular utilization ratio (%) measured at the non-dominant biceps, triceps, anterior deltoid and pectoralis major during uphill propulsion with and without the use of an assistance mobility dog. Solid and dotted lines represent mean and SD values, respectively.

**FIGURE 1**



**FIGURE 2**



**FIGURE 3**

