

Université de Montréal

Effets d'un test de propulsion en fauteuil roulant sur l'intégrité tendineuse des muscles biceps et supra-épineux : Étude d'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie

Par
Mylène Leclerc

École de réadaptation, Faculté de Médecine

Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade de Maîtrise ès Sciences (M.Sc.)
en Sciences de la réadaptation

Décembre 2020

© Mylène Leclerc, 2020

Résumé

Pertinence. Compléter des tests d'endurance cardiorespiratoire maximaux basés sur la performance chez les utilisateurs de fauteuils roulants manuels est très pertinent pour développer des programmes d'entraînement cardiorespiratoire personnalisés et pour évaluer leurs impacts au fil du temps. Cependant, ces tests augmentent potentiellement l'exposition au risque de développement de troubles musculosquelettiques secondaires aux membres supérieurs, particulièrement aux épaules. Par conséquent, il est fondamental de trouver un équilibre entre la nécessité de mesurer la capacité aérobie et le risque accru de développer des troubles musculosquelettiques secondaires lors de la réalisation d'un test basé sur les performances. *Objectif.* Caractériser les effets de la performance d'un test de propulsion progressif par paliers sur tapis roulant sur l'intégrité des tendons de la longue portion du biceps et du supra-épineux en utilisant des biomarqueurs obtenus via l'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie. *Méthode.* Quinze utilisateurs de fauteuils roulants manuels vivant avec une lésion chronique de la moelle épinière ont complété le test de propulsion progressif par paliers sur tapis roulant. Des images des tendons de la longue portion du biceps et du supra-épineux ont été enregistrées avec un appareil d'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie dans les plans transversal et longitudinal avant, immédiatement après et 48 heures après la fin du test en suivant un protocole standardisé. Des biomarqueurs ultrasonographiques liés à la géométrie, à la luminosité et à la texture d'une région d'intérêt ont permis de caractériser l'intégrité des tendons. *Résultats.* Les participants ont propulsé en moyenne pendant $10,2 \pm 2,9$ minutes alors que la majorité d'entre eux ($N = 13/15$) a atteint au moins le huitième stade du test (vitesse = $0,8 \text{ m / s}$; pente = $3,6^\circ$). Aucun des biomarqueurs géométriques, de luminosité et de texture caractérisant l'intégrité des deux tendons, mesurés dans les plans longitudinal et transverse, n'a changé de façon significative ($p = 0,063$ à $1\ 000$) entre les trois temps de mesure. *Conclusion.* La performance du test de propulsion progressif par paliers sur tapis roulant motorisé pour évaluer la capacité aérobie n'amène aucun changement délétère observable immédiatement après et 48 heures après la réalisation du test.

Mots clés: Biceps, supra-épineux, tendon, épaule, entraînement cardiorespiratoire, fauteuil roulant, imagerie par ultrasonographie.

Abstract

Relevance. The completion of performance-based maximal cardiorespiratory fitness tests among manual wheelchair user is highly relevant to develop personalized cardiorespiratory fitness training programs and to assess their impacts over time. However, these tests could potentially increase risk exposure for the development of upper limb secondary musculoskeletal impairments specifically to the shoulder. Hence, finding an equilibrium between the need to measure aerobic fitness and the increased risk of developing secondary musculoskeletal impairments when completing performance-based test is fundamental. *Objective.* To characterize the effect of the completion of a recently-developed treadmill-based progressive workload incremental test on the integrity of the long head of the biceps and supraspinatus tendons using musculoskeletal ultrasound imaging biomarkers. *Method.* Fifteen manual wheelchair users living with a spinal cord injury completed the treadmill-based progressive workload incremental test. Ultrasound images of the long head of the biceps and supraspinatus tendons were recorded with a musculoskeletal ultrasound imaging device in the transversal and longitudinal planes before, immediately after, and 48 hours after the completion of the test using a standardized protocol. Geometric, luminosity, and texture-related ultrasound biomarkers of a region of interest have characterized tendon integrity. *Results.* The participants propelled an average of 10.2 ± 2.9 minutes with the majority (N = 13/15) reached at least the eighth stage of the test (speed = 0.8 m/s; slope = 3.6°). None of the geometric, luminosity and texture biomarkers characterizing the integrity of the two tendons, measured in the longitudinal and transversal planes, changed significantly ($p=0.063$ to 1.000) between the three measurement times. *Conclusion.* The performance of the treadmill-based progressive workload propulsion test to assess aerobic capacity does not result in any observable deleterious change immediately after and 48 hrs after the performance of the test.

Keywords: biceps, supraspinatus, tendon, shoulder, cardiorespiratory fitness, wheelchair, ultrasonography, echography.

Table des matières

Résumé	2
Abstract.....	3
Table des matières.....	4
Liste des tableaux	7
Liste des figures	8
Liste des sigles et abréviations	10
Dédicace	11
Remerciements.....	12
Chapitre 1 : Mise en contexte.....	13
<i>1.1 Problématique.....</i>	<i>13</i>
<i>1.2 Santé cardiorespiratoire.....</i>	<i>14</i>
<i>1.3 Imagerie musculosquelettique par ultrasonographie</i>	<i>15</i>
Chapitre 2 : Objectifs et hypothèses	16
<i>2.1 Objectifs de l'étude.....</i>	<i>16</i>
<i>2.2 Hypothèses de l'étude</i>	<i>16</i>
<i>2.3 Pertinence de l'étude.....</i>	<i>16</i>
Chapitre 3 : Recension de la littérature.....	18
<i>3.1 Anatomie.....</i>	<i>18</i>
3.1.1 Biceps brachial – Longue portion.....	18
3.1.2 Supra-épineux	19
<i>3.2. Anatomopathologie du tendon.....</i>	<i>20</i>
3.2.1 Anatomie tendineuse	20
3.2.2 Tendinopathie.....	22

3.3 Imagerie musculosquelettique par ultrasonographie	25
3.4 Propulsion du fauteuil roulant manuel.....	29
3.5 Test de propulsion par paliers pour mesurer l'aptitude aérobie	30
Chapitre 4 : Méthodologie	33
4.1 Appareil, sonde et paramètres retenus	33
4.2. Enregistrement des images	34
4.2.1. Généralités.....	34
4.2.3. Longue portion du biceps	35
4.2.3. Supra-épineux.....	37
4.3 Mesure de résultats.....	39
4.3.1. Généralités.....	39
4.3.2. Définitions des biomarqueurs.....	40
Chapitre 5 : Résultats	47
<i>Changes to biceps and supraspinatus tendons in response to a progressive maximal treadmill-based propulsion aerobic fitness test in manual wheelchair users : a quantitative musculoskeletal ultrasound study.....</i>	<i>47</i>
5.1 Préface	47
5.2 Article scientifique	48
5.2.1 Abstract.....	48
5.2.2 Introduction	49
5.2.3 Materials and methods.....	51
5.2.4 Results.....	57
5.2.5 Discussion	60
5.2.6 Conclusion.....	64
Chapitre 6 : Discussion	73
6.1 Principaux constats des travaux de recherche	73
6.2 Principales limites des travaux de recherche.....	74

<i>6.3 Implication clinique des travaux de recherche</i>	76
<i>6.4 Futures perspectives de recherche</i>	78
6.4.1 Court terme	78
6.4.2 Moyen terme	78
6.4.3. Long terme.....	79
Chapitre 7 : Conclusion	80
Chapitre 8 : Références bibliographiques	81
Annexe 1 : Certificat d'éthique	88
Annexe 2 : Formulaire de consentement	95
Annexe 3 : Questionnaire WUSPI	126
Annexe 4 : Protocole d'imagerie	130
Annexe 5 : Protocole d'entraînement	136
Annexe 6 : Affiche OPPQ	137

Liste des tableaux

Tableau 1: Treadmill-based incremental workload test for manual wheelchair users. The slope and speed of the treadmill were incrementally adjusted at each stage of the test until participants were unable to match the treadmill's speed.....	53
Tableau 2: Summary of participant characteristics.....	57
Tableau 3: Summary of biomarkers of tendon integrity for the long head of the biceps and supraspinatus and of the acromiohumeral distance measured before (pre), immediately after (post), and 48 hrs after the test.	59

Liste des figures

Figure 1 : Illustration du muscle longue portion du biceps brachial.....	19
Figure 2 : Illustration du muscle supra-épineux.....	20
Figure 3 : Illustration de l'anatomie tendineuse (Kaux et Crielaard, 2014).....	22
Figure 4 : Illustration du continuum de tendinopathies selon le modèle de Cook et Purdam (Cook & Purdam 2009). La partie gauche de l'illustration (rouge) démontre l'altération progressive de l'intégrité tendineuse (c-à-d mal-adaptation ou adaptation tendineuse défavorable) alors que la partie droite de l'illustration (vert) démontre l'aspect dynamique de l'adaptation tendineuse favorable	24
Figure 5 : Illustration des principes de base de l'ultrasonographie.....	25
Figure 6 : Illustration de la propulsion du fauteuil roulant manuel sur tapis roulant motorisé lors de l'évaluation des aptitudes cardiorespiratoires.....	32
Figure 7 : Positionnement de la sonde pour l'imagerie du tendon de la longue portion du biceps en vue longitudinale.....	36
Figure 8 : Positionnement de la sonde pour l'imagerie du tendon de la longue portion du biceps en vue transversale; a. Positionnement de la sonde; b. Illustration du tendon de la longue portion du biceps en vue transversale.....	37
Figure 9 : Position de Crass modifiée, adaptation du site web physiographie de l'Université de Montréal.....	37
Figure 10 : Positionnement de la sonde pour l'imagerie du tendon du supra-épineux en vue transversale.....	38
Figure 11 : Positionnement de la sonde pour l'imagerie du tendon du supra-épineux en vue longitudinale.....	39
Figure 12 : Relation entre le ton de gris perçu à l'œil et la valeur numérique sur l'échelle de 0 à 255.....	41
Figure 13 : Exemple d'histogramme de luminosité qui illustre la fréquence de chacune des valeurs sur l'échelle de gris à 256 niveaux.....	42

Figure 14 : Représentation graphique du lien entre le degré/ direction de l'asymétrie des données et l'impact sur le coefficient d'asymétrie.....43

Figure 15 : Représentation graphique simple des relations qui sont analysées dans une matrice de co-occurrence où sont mis en relation des paires de pixels avoisinants (ici, le pixel central noir est le pixel de référence)44

Figure 16 : Exemple du processus qui permet de bâtir une matrice de co-occurrence normalisée à partir des pixels provenant de l'examen de la région d'intérêt45

Figure 17 : Illustration of the regions of interests (ROIs) used to compute all biomarkers of tendon integrity.....54

Liste des sigles et abréviations

- ACSM** : American college of sport medicine
- AVQs** : Activités de la vie quotidienne
- BL**: Biceps longitudinal
- BT**: Biceps transverse
- CR** : Cardiorespiratoire
- CDR** : Coiffe des rotateurs
- CRIR** : Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation du Grand Montréal
- DAH** : Distance acromio-humérale
- FR** : Fauteuil roulant
- FRM** : Fauteuil roulant manuel
- IMU** : Imagerie musculosquelettique par ultrasonographie
- IRGLM** : Institut Gingras-Lindsay de Montréal
- LMÉ** : Lésion de la moelle épinière
- LPB** : Longue portion du biceps
- MIs** : Membres inférieurs
- MSs** : Membres supérieurs
- PAR-Q** : Physical activity readiness questionnaire
- ROI** : Région d'intérêt
- SÉ** : Supra-épineux
- SÉL** : Supra-épineux longitudinal
- SÉT** : Supra-épineux transverse
- uFRM** : Usager de fauteuil roulant manuel
- uFRM_{LMÉ}** : Usager de fauteuil roulant manuel ayant une lésion de la moelle épinière
- WUSPI** : Wheelchair User's Shoulder Pain Index

Dédicace

La venue de mon troisième enfant Livia s'est avéré un cadeau du ciel, mais il se trouve qu'au début de ma grossesse en juin 2015, je ne le savais pas. Je venais de terminer la rédaction de mon plan de cours pour la maîtrise, et cela venait tout chambouler l'ordre des choses. Je désire par-dessus tout dédier cet ouvrage à ma famille qui m'a énormément soutenue lors de mes démarches pour accomplir mon rêve d'entamer et de compléter une maîtrise de recherche en sciences de la réadaptation.

Toute petite fille, j'accompagnais ma mère à l'Université de Montréal pour l'aider dans ses tâches quotidiennes. Je rêvais déjà que plus tard, je contribuerais tout comme elle à la recherche et l'enseignement à l'Université. De plus, ma mère Joane Lahaie, qui a été technicienne en gestion de dossier des étudiants toute sa vie, a été une grande source d'inspiration pour moi. Pendant toute mon enfance, je l'ai vu taper à la maison des thèses d'étudiants qui faisaient leur doctorat. Elle faisait cela comme un petit travail à temps supplémentaire pour arrondir les fins de mois, après ses longues heures de travail et de transport. C'est pourquoi je veux remercier tout particulièrement ma mère Joane Lahaie pour tout le soutien qu'elle m'a apporté et surtout, par l'inspiration de devenir plus grande que nature et la femme accomplie que cette maîtrise s'articulant autour de l'imagerie par ultrasonographie en physiothérapie m'amène à être.

Remerciements

Dans le cadre de ma maîtrise de recherche, de nombreux obstacles se sont présentés tels que la perte d'un emploi au tout début du processus et la venue d'un troisième enfant. Ensuite, un quatrième petit miracle a eu la chance de venir agrandir notre famille. Puis à l'automne 2019, un malheureux événement a emporté la maison familiale en fumée.

La dissidence entre les mondes du travailleur salarié dans le domaine privé de la santé, en particulier en physiothérapie, et le contexte d'un étudiant à la maîtrise de recherche m'a conduit à me réinventer et à surpasser mes limites. Je désire par-dessus tout remercier mon directeur de recherche Dany Gagnon, PhD, qui a su être compréhensif et qui ne s'est pas laissé déstabiliser par tous les événements difficiles qui ont jalonné mon parcours. Je remercie mon codirecteur de recherche François Desmeules qui m'a soutenue tout au long de cette belle aventure avec de vives discussions sur le sujet de recherche et les analyses.

Remerciements à Daniel Marineau pour le soutien technique, à Cindy Gauthier, pht, PhD, pour la collaboration essentielle au sein du projet de recherche. Merci à Jasmine Arel, pht, MSc pour son assistance dans la réalisation du test de propulsion et la prise de mesures d'ultrasonographie. Enfin, merci à Philippe Paquette, PhD pour son soutien tout au long du projet.

Remerciements à l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ) pour l'aide financière dans le cadre de son programme de bourse pour les stages de recherche.

Chapitre 1 : Mise en contexte

1.1 Problématique

Plus de 100 000 Canadiens vivent actuellement avec une lésion de la moelle épinière (LMÉ) et près de 4000 nouveaux cas s'ajoutent chaque année au pays (1). Les personnes affectées par une LMÉ développent des troubles sensoriels, moteurs et autonomiques qui affectent leurs capacités à marcher et à réaliser des tâches connexes à la marche (ex : transition assis-debout; montée/descente d'escaliers). Malgré la réadaptation fonctionnelle initiale intensive, retrouver une capacité de marche efficace demeure difficile pour la plupart (2,3). En effet, de nombreux individus ne retrouveront pas leur capacité à marcher en raison d'une parésie modérée à sévère ou d'une paralysie des muscles du tronc et des membres inférieurs (MIs), alors que pour d'autres, les exigences musculaires, posturales et cardiorespiratoires nécessaires pour marcher seront trop importantes pour atteindre une distance (~ 183–677 m) ou une vitesse (~ 0,44–1,32 m / s) suffisante pour se déplacer à la maison ou dans la communauté (4). Ainsi, la majorité de ces personnes opteront généralement pour l'utilisation d'un fauteuil roulant manuel (FRM) comme principal mode de locomotion. Malheureusement, cette option de locomotion est typiquement associée à l'adoption d'une position assise prolongée accompagnée d'un haut niveau de sédentarité (c.-à-d. haut niveau d'inactivité) ainsi qu'une réduction marquée de la pratique d'activités physiques (5–7). Par conséquent, les personnes ayant une lésion de la moelle épinière et utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion (uFRM_{LMÉ}) sont assujetties à un déconditionnement physique global, ainsi qu'à des risques accrus de développement ou d'exacerbation dans le temps de problèmes de santé secondaires complexes et chroniques, tels ceux affectant négativement la santé neuromusculosquelettique, cardiorespiratoire (CR) et endocrino-métabolique (8,9). À leur tour, ces problèmes peuvent affecter négativement les capacités fonctionnelles, la participation sociale et la qualité de vie de ces personnes. Considérant ces problèmes de santé et leurs interactions, ce projet de recherche s'articulera principalement autour de la santé cardiorespiratoire, particulièrement à l'évaluation de l'aptitude aérobique, tout en considérant la santé musculosquelettique (10,11).

1.2 Santé cardiorespiratoire

De nombreuses études démontrent l'importance d'une évaluation rigoureuse de la santé cardiorespiratoire afin de caractériser le déconditionnement physique global des personnes ayant une LMÉ et utilisant un fauteuil roulant (FR) comme principal mode de locomotion. Cette évaluation apparaît également essentielle afin de soutenir la prescription de programmes d'entraînement CR individualisés pour ces personnes (12–14). Étonnamment, l'évaluation rigoureuse de la santé cardiorespiratoire demeure souvent négligée en pratique clinique, particulièrement pendant la réadaptation et les visites de suivi suivant le congé, puisque les professionnels de la réadaptation et de la physiologie de l'exercice disposent de peu d'options d'évaluation standardisées, nonobstant la performance d'un test sur un ergomètre pour les membres supérieurs (MSs) (15–17). Considérant les limites de ce type de tests, entre autres que la biomécanique de même que les exigences physiologiques du pédalage à l'aide d'un ergomètre pour les membres supérieurs diffèrent grandement de celles requises lors de la propulsion d'un fauteuil roulant manuel, un nouveau test de propulsion sur tapis roulant avec une augmentation progressive de la charge de travail a récemment été développé par le Professeur Dany Gagnon et son équipe au Laboratoire de Pathokinésiologie du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain. Or, bien que ce nouveau test s'annonce fort prometteur afin de quantifier les aptitudes aérobiques, les efforts déployés par les membres supérieurs et les contraintes mécaniques auxquels les personnes ayant une LMÉ et utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion sont exposés lors de la passation de ce test (18,19) pourraient compromettre la santé musculosquelettique aux membres supérieurs, particulièrement à l'épaule. En fait, ce test sollicite essentiellement les muscles des membres supérieurs qui sont de plus petites tailles, de moindres forces et plus rapidement fatigables que ceux des membres inférieurs (16,20). Cette préoccupation pour l'épaule s'explique également par le fait que cette articulation demeure la plus souvent et la plus sévèrement affectée (21,22) chez les personnes ayant une LMÉ et utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion. C'est pourquoi ce projet évaluera si l'intégrité des tendons de la longue portion du biceps (LPB) et du supra-épineux (SÉ) est altérée suite à la passation de ce nouveau test. Ultiment, la recherche d'un équilibre entre la nécessité de quantifier la santé

aérobique et le risque accru de développer des déficiences musculosquelettiques secondaires aux membres supérieurs demeure fondamentale.

1.3 Imagerie musculosquelettique par ultrasonographie

L'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie (IMU), une technique d'évaluation émergente en physiothérapie, permet de caractériser l'intégrité biologique de tendons à partir de différents biomarqueurs (23,24). Au cours de la dernière décennie, cette technique d'imagerie a été principalement utilisée pour contribuer à l'essor de connaissances supplémentaires concernant les effets de la propulsion d'un fauteuil roulant manuel ou d'activités connexes sur l'intégrité de tendons et tissus mous associés à la coiffe des rotateurs (CDR) à l'épaule (25–28). Ainsi, l'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie et, encore davantage, des biomarqueurs qui caractérisent l'intégrité tendineuse ont été retenus dans le présent projet afin d'explorer les adaptations tendineuses immédiates et à court terme (48 hrs) pouvant résulter de la passation du nouveau test de propulsion sur tapis roulant avec une augmentation progressive de la charge de travail (18).

Chapitre 2 : Objectifs et hypothèses

2.1 Objectifs de l'étude

L'objectif général de cette étude est de vérifier si la performance d'un test de propulsion sur tapis roulant avec une augmentation progressive de la charge de travail développé récemment (18) pour mesurer les aptitudes cardiorespiratoires des personnes ayant une LMÉ et utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion s'avère sécuritaire pour l'intégrité des tendons de la longue portion du biceps et du supra-épineux (mesures de résultats). Pour ce faire, il sera vérifié, à partir d'images enregistrées par ultrasonographie, si la performance de ce test altère négativement les biomarqueurs ultrasonographiques caractérisant l'intégrité des tendons du biceps et du supra-épineux auprès d'un échantillon de la population ciblée. Ce faisant, les images des tendons du biceps et du supra-épineux seront enregistrées avec l'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie immédiatement avant (T0), immédiatement après (T1) et 48 heures après la fin (T2) du test afin de comparer les biomarqueurs d'intégrité tendineuse entre ces trois temps de mesures.

2.2 Hypothèses de l'étude

Il est souhaité que le test développé récemment sera sécuritaire pour les personnes ayant une LMÉ et utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion. Ainsi, il est attendu que des adaptations tendineuses immédiates de la longue portion du biceps et du supra-épineux en réaction à la performance du test seront mises en évidence, entre autres via des différences significatives entre les biomarqueurs calculés à T0 et T1, notamment pour les marqueurs géométriques et de luminosité. Par ailleurs, il est attendu que ces adaptations tendineuses immédiates se dissiperont peu à peu une fois le test terminé et que les tendons retrouveront un état similaire à celui précédant le test (c.-à-d. aucune différence significative entre T0 et T2; aucune adaptation dégénérative).

2.3 Pertinence de l'étude

Cette étude s'avère cruciale afin de générer les toutes premières données probantes en lien avec la sécurité du test de propulsion sur tapis roulant avec une augmentation

progressive de la charge de travail. Bien que fragmentaires, ces premières évidences sont importantes car elles informent sur le risque potentiellement accru de développer ou d'exacerber une tendinopathie de la longue portion du biceps ou du supra-épineux, une problématique fréquente chez les personnes ayant une LMÉ et utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion, lors de la performance du test. Ces premières évidences soutiendront aussi le développement d'études visant à déterminer la validité et la réponse au changement de ce nouveau test.

Chapitre 3 : Recension de la littérature

Considérant la problématique ciblée (chapitre 1) et les objectifs formulés (chapitre 2), la recension de la littérature s'articulera principalement autour de l'anatomie des tendons de la longue portion du biceps et du supra-épineux (section 3.1), avant d'aborder l'anatomopathologie du tendon (section 3.2) et l'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie pour l'évaluation de l'intégrité tendineuse (section 3.3). Finalement, les exigences musculosquelettiques à l'épaule associée à la propulsion en fauteuil roulant manuel seront brièvement abordées afin de mettre en évidence les risques potentiels encourus lors de la passation du test sur le tapis roulant motorisé.

3.1 Anatomie

3.1.1 Biceps brachial – Longue portion

Le muscle biceps brachial est composé de deux chefs : le chef long ou longue portion ainsi que le chef court ou courte portion (Figure 1). Le chef long du biceps brachial origine du tubercule supra-glénoidal de la scapula tout en ayant des ramifications sur la partie haute du bourrelet supra-glénoïdal (c.-à-d. labrum) et s'insère sur la tubérosité radiale de l'avant-bras une fois que les deux ventres musculaires se soient rejoints et forment un tendon distal commun aplati. Ce dernier donne également naissance à une large aponévrose bicapitale qui descend sur la portion médiale pour fusionner avec la membrane interosseuse près de la face antérieure de l'ulna.

Innervé par le nerf musculocutané et vascularisé des branches issues de l'artère brachiale, les actions du biceps brachial sont biarticulaires. Au coude, il participe essentiellement à la flexion en plus de contribuer à la supination de l'avant-bras lorsque le coude est fléchi. À l'épaule, il assiste principalement à la flexion. De plus, sa longue portion qui s'enroule autour de la tête humérale, avant d'être redirigée à l'horizontal et de pénétrer la capsule articulaire de l'épaule vers son origine, contribue également à la stabilité articulaire de la tête humérale lors des mouvements de l'articulation gléno-humérale.

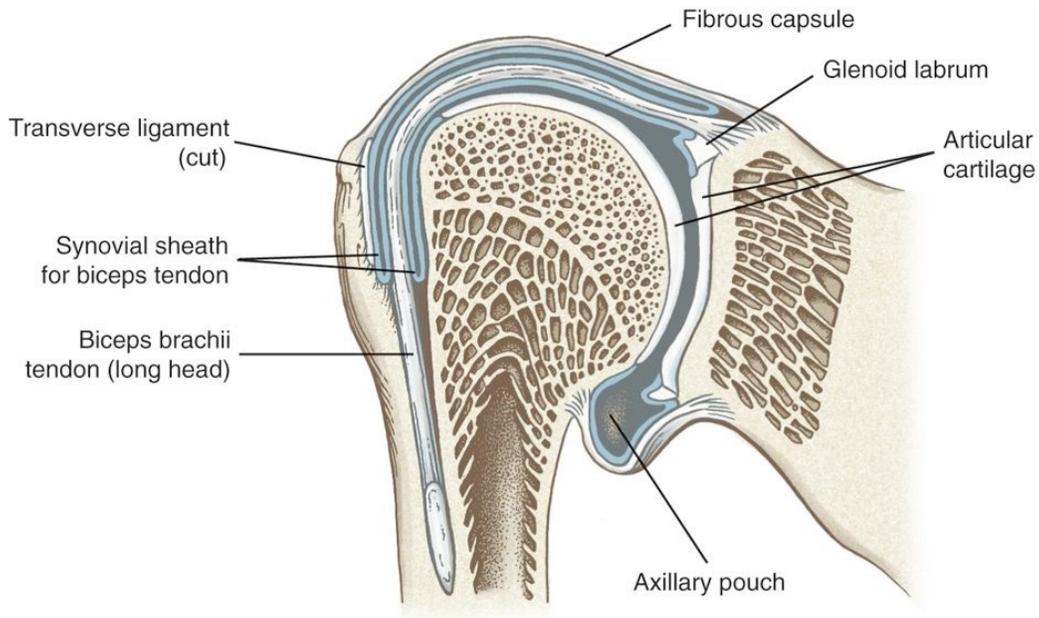


Figure 1 : Illustration du tendon de la longue portion du biceps brachial

3.1.2 Supra-épineux

Le muscle supra-épineux prend son origine dans la fosse supra-épineuse qui se dresse au-dessus de la crête supérieure de la scapula (Figure 2). Il naît des deux tiers médiaux de cette fosse ainsi que de l'épais fascia supra-épineux. Il passe sous le ligament coraco-acromial (aussi appelé ligament acromio-coracoïdien) avant de s'insérer sur le tubercule majeur de l'humérus sur sa face supérieure.

Innervé par le nerf supra-scapulaire issu du tronc supérieur du plexus brachial (racines C5, C6), il participe essentiellement au mouvement d'élévation du membre supérieur dans le plan de la scapula (c.-à-d. scaption) en plus de contribuer à la rotation externe et l'abduction du membre supérieur. Il a également une action de stabiliser et de limiter la migration supérieure de la tête humérale (29).

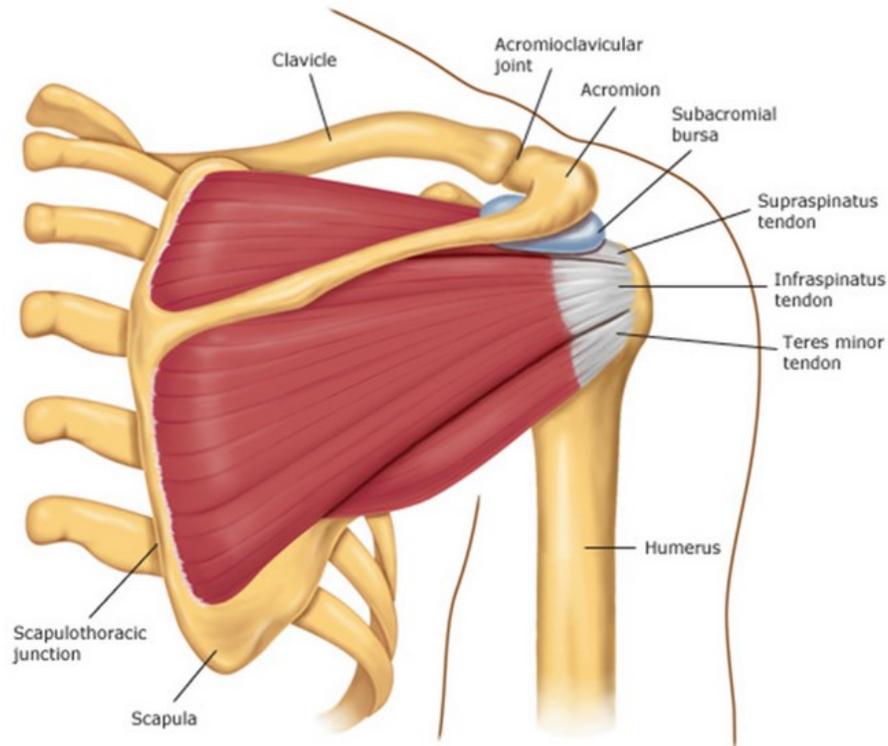


Figure 2 : Illustration du muscle supra-épineux

3.2. Anatomopathologie du tendon

3.2.1 Anatomie tendineuse

Le tendon humain est mécaniquement responsable de la transmission de la force du muscle vers l'os afin de rendre le mouvement possible (Jozsa 1991) (Kaux et Crielaard, 2014). Il joue un rôle important dans la proprioception et dans la protection des structures musculaires grâce, entre autres, à des récepteurs sensoriels appelés organes tendineux de Golgi qui, à l'aide du réflexe myotatique inverse, permettent le relâchement musculaire lors d'une contraction trop vive.

Le tendon, composé de 30 % de masse sèche et de 70 % d'eau, comporte une matrice extracellulaire composée principalement de collagène (surtout de type I), de

protéoglycanes et de glycoprotéines. Au sein de cette même matrice extracellulaire, se trouvent des éléments cellulaires, tels que les ténocytes qui sont responsables de la synthèse de plusieurs composantes de la matrice extracellulaire, dont le collagène (29).

Le tendon est une structure hiérarchisée. L'élément de base, le collagène, s'assemble en micro-fibrilles qui s'unissent en fibrilles, puis en fibres (29). Ces fibres, lorsque agrégées, forment à leur tour des faisceaux primaires, secondaires et tertiaires (Figure 3). Ces faisceaux sont alignés en longitudinal pour pouvoir résister aux forces tensiles de traction (29). Le tendon est d'ailleurs, toutes proportions gardées, plus résistant que le muscle et peut supporter autant de forces tensiles que l'os, tout en étant plus souple que ce dernier et légèrement extensible (30).

Chacune de ces structures est recouverte de gaines qui conduisent les systèmes vasculaire, lymphatique et nerveux à travers le tendon. L'endothéon entoure chaque fibre et l'épiténon recouvre chaque faisceau, lui-même recouvert d'un tissu aréolaire, le paraténon (figure 3).

Au niveau macro-structurel, le tendon peut être divisé en trois parties : la jonction ostéo-tendineuse (ou enthèse), le corps / la portion milieu (corporéale) et finalement la jonction myotendineuse. La disposition des fibres de collagène à la jonction myotendineuse aide à diminuer les tensions exercées sur le tendon, mais la structure garde une certaine fragilité lors de la contraction musculaire (29). Quant à la jonction ostéo-tendineuse, ou l'enthèse, elle comporte quatre zones : le tendon dense, le fibrocartilage, le fibrocartilage minéralisé, puis l'os. Cette organisation empêche le collagène d'être plié ou effiloché (29).

La vascularisation de toutes ces structures est assurée par trois sources principales : deux systèmes intrinsèques aux jonctions myotendineuse et ostéo-tendineuse, puis un système extrinsèque par le paraténon. Toutefois, la vascularisation se trouve compromise aux niveaux des jonctions, en particulier celle ostéo-tendineuse, puisque qu'elle reste limitée à la zone d'insertion du tendon. De plus, aux jonctions, le flux sanguin diminue avec l'âge et lors des sollicitations mécaniques : pour un exercice maximum, le flux péri-tendineux est réduit à 20 % du flux maximal (29).

Les tendons s'adaptent continuellement aux contraintes qui leur sont imposées. Par exemple, l'entraînement en force musculaire provoque une augmentation de l'élasticité, des forces de tension et de la taille de ceux-ci par une production accrue de collagène (29). Cependant, lorsque ces contraintes deviennent trop importantes, les tendons ne sont plus en mesure de s'adapter, ce qui prédispose à une tendinopathie.

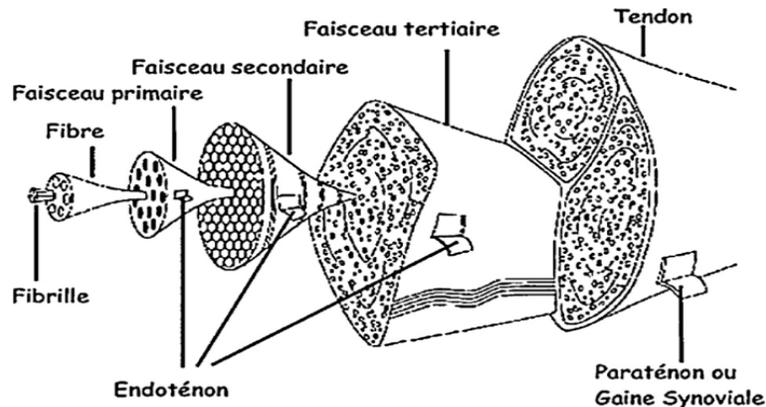


Figure 3 : Illustration de l'anatomie tendineuse (Kaux et Crielaard, 2014)

3.2.2 Tendinopathie

La tendinopathie est un terme clinique employé pour décrire toute blessure à un tendon causée par une mauvaise adaptation de celui-ci entraînant des changements structuraux au niveau du tendon (31). La tendinopathie survient généralement en raison d'une augmentation de la charge de travail imposée à un tendon, laquelle est définie par le volume, l'intensité et la fréquence d'une activité physique (32). De plus, un temps de repos insuffisant entre les séances d'entraînement limite la capacité d'adaptation du tendon et peut mener à une tendinopathie (32,33). Il est aussi possible qu'une tendinopathie se développe à la suite d'un trauma directement sur le tendon. Les sites privilégiés des tendinopathies sont les jonctions ostéo-tendineuses (enthésopathie) ainsi que le corps du tendon (tendinopathie corporéale). Cook et Purdam (2008) ont présenté un modèle de classification des tendinopathies qui s'inscrit dans un continuum en trois phases : la tendinopathie réactive, la phase de dégradation du tendon (*tendon dysrepair*) et la tendinopathie dégénérative (Figure 4).

La première phase, la tendinopathie réactive, se définit par une réponse non inflammatoire de prolifération cellulaire et de la matrice extracellulaire qui diffère d'une réponse normale d'adaptation d'un tendon sain. Cette réponse s'observe particulièrement par un épaissement du tendon et une augmentation de sa raideur. Au niveau structurel, l'intégrité du collagène est généralement peu affectée malgré qu'il soit possible d'observer certains espaces qui se caractérisent par des zones diffuses hypoéchogènes entre les striations normales du collagène à l'ultrasonographie. Durant la phase de tendinopathie réactive, une diminution de la charge de travail permet au tendon de retrouver rapidement son aspect initial. La tendinopathie réactive est donc une phase totalement réversible. À l'inverse, une augmentation de la charge ou le maintien de celle-ci, entraîne la tendinopathie vers la phase de dégradation du tendon (32).

La phase de dégradation du tendon est définie par un échec du processus de guérison normal similaire à la phase de tendinopathie réactive. Toutefois, le tendon dévoile alors une plus grande désorganisation au niveau de la matrice extracellulaire que durant la phase de tendinopathie réactive. La production des cellules dans le tendon est accentuée, ce qui explique son épaissement. De plus, l'augmentation considérable de la production de protéoglycanes et de collagène provoque une désorganisation dans la structure du collagène. Cette désorganisation est facilement observable à l'ultrasonographie par des discontinuités dans les faisceaux de collagène et des petites zones hypoéchogènes (32). La phase de dégradation du tendon est également réversible par une modulation de la charge de travail.

La phase de tendinopathie dégénérative se décrit comme la progression finale des deux phases précédentes. Le tendon ne montre pas de signe d'épaississement à ce stade, mais présente régulièrement des nodules à sa surface. La structure du tendon montre un niveau de désorganisation important qui révèle une matrice extracellulaire très hétérogène et une néo-vascularisation importante. À l'ultrasonographie, le tendon dévoile beaucoup plus de zones hypoéchogènes que dans les phases de tendinopathie réactive et de dégradation du tendon (32). Cette phase se caractérise par une irréversibilité des altérations de l'intégrité tendineuse observées à l'ultrasonographie en dépit d'une possible amélioration de la fonction. Lorsque la surcharge est maintenue, la tendinopathie dégénérative peut mener à une rupture du tendon (32).

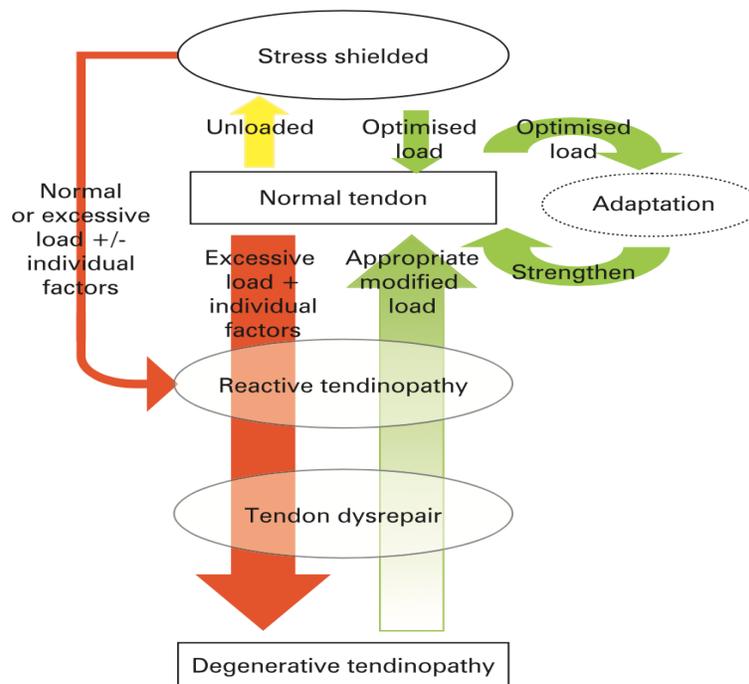


Figure 4 : Illustration du continuum de tendinopathies selon le modèle de Cook et Purdam (Cook & Purdam, 2009). La partie gauche de l'illustration (rouge) démontre l'altération progressive de l'intégrité tendineuse (c-à-d mal-adaptation ou adaptation tendineuse défavorable) alors que la partie droite de l'illustration (vert) démontre l'aspect dynamique de l'adaptation tendineuse favorable

Bien que l'évaluation ne soit pas au centre du présent projet, il appert pertinent de rapporter que sur le plan clinique, la tendinopathie se caractérise généralement par des douleurs lors de la palpation, lors de l'étirement (passif) et de la contraction (actif) (29). Certains auteurs rapportent également une diminution de force du tendon relié au muscle testé (34). À l'examen clinique, il est aussi possible de noter de l'œdème, de l'atrophie musculaire et une diminution de l'amplitude articulaire (33). En parallèle, la tendinopathie entraîne une diminution de la fonction dans la performance sportive qui peut s'aggraver jusqu'à restreindre la participation dans les activités de la vie quotidienne (29). En complémentarité avec l'évaluation clinique, l'imagerie musculosquelettique par l'ultrasonographie peut fournir des informations de très grande qualité aux physiothérapeutes afin de valider leur impression clinique ou encore la préciser

davantage. Selon Cook et Purdam (2008), il est parfois difficile d'évaluer cliniquement la phase du continuum au sein de laquelle la tendinopathie se retrouve. Les auteurs proposent l'ultrasonographie comme modalité de choix pour compléter l'évaluation clinique puisque la prise en charge et les traitements seront modulés en fonction de la sévérité de l'atteinte de la tendinopathie.

3.3 Imagerie musculosquelettique par ultrasonographie

En complémentarité de l'évaluation clinique, l'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie connaît un essor important en physiothérapie afin de caractériser l'intégrité biologique des tendons. L'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie permet de constituer des images à partir d'ultrasons émis via une sonde linéaire contenant des éléments piézo-électriques. Les ultrasons sont des ondes acoustiques qui se propagent dans un milieu composé de différentes particules. En fonction des tissus biologiques sous-jacents dans lesquels l'onde se propage, les ultrasons pénétreront ces derniers à différentes vitesses et seront également réfléchis à différentes vitesses et dans différentes directions. Les ondes réfléchies dans le champ de tir de la sonde linéaire seront captées par cette dernière, puis le système d'ultrasonographie générera une image représentative des tissus biologiques sous-jacents (35) (Figure 5).

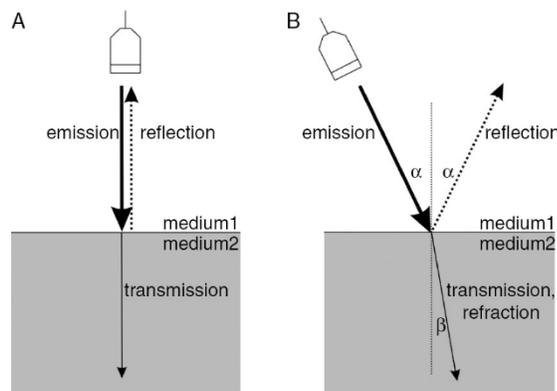


Figure 5 : Illustration des principes de base de l'ultrasonographie

L'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie a connu un essor croissant en physiothérapie au cours de la dernière décennie. Cet essor s'explique en partie par les avantages de cette technique par rapport à d'autres techniques d'imagerie musculosquelettique telles la radiographie et l'imagerie par résonance magnétique. En fait, l'utilité et l'acceptabilité en physiothérapie de l'imagerie musculosquelettique par ultrasonographique s'expliquent en grande partie par son/sa :

- portabilité;
- facilité et rapidité d'utilisation (ex : positionnement de la sonde directement au site douloureux);
- sécurité :
 - contact constant avec le client;
 - aucun effet nocif et aucune contre-indication répertorié (ex : implants métalliques, pacemaker);
- absence de douleurs;
- technique d'imagerie non invasive et facilement tolérable (aucune irradiation);
- répétabilité;
- visualisation d'image en temps quasi-réel;
 - modes statique et dynamique;
- exploration de multiples structures simultanément;
 - tissus mous;
- comparaison bilatérale facile des tissus mous;
- large inventaire de fonctionnalités (ex : règle numérique, doppler, élastographie) et de sondes disponibles pour caractériser les tissus mous dans une multitude de plans;
- coûts moindres que la plupart des autres méthodes d'imagerie;
- grande accessibilité (\$) comparativement à d'autres techniques d'imagerie neuromusculosquelettique.

En revanche, certains éléments ralentissent aussi son utilité et son acceptabilité en physiothérapie. Notons entre autres que :

- la technique d'imagerie est influencée par les connaissances anatomiques et la maîtrise des habiletés techniques de l'évaluateur qui tiendra la sonde. En lien avec ce point, il est à noter que :
 - la manipulation de la sonde peut être difficile à standardiser;
 - l'on doit déterminer la quantité optimale de gel de couplage à être utilisée;
 - l'application de la force sur la sonde doit être minimale afin d'éviter la déformation des tissus mous;
- la résolution spatiale de l'image (c.-à-d. netteté) est dépendante des fonctionnalités de l'appareil et de la sonde utilisés et, dans certains cas, elle pourrait s'avérer moindre que celle obtenue avec d'autres techniques d'imagerie neuromusculosquelettique;
- la visualisation est limitée et parfois complexe pour certaines structures musculosquelettiques;
- l'accès à une offre de formation est limitée alors que les rares formations disponibles s'avèrent souvent très coûteuses et non spécifiques au contexte de la physiothérapie;
- le nombre limité d'appareil(s) disponible en physiothérapie considérant leurs coûts d'achat.

Lorsque l'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie est intégrée à une démarche évaluative, il est indiqué d'extraire des données observables et mesurables à partir d'images enregistrées et de bien les documenter avec les données objectives. C'est dans ce contexte que différentes techniques d'analyse des images et de mesures de résultats qui s'avèrent pertinentes en physiothérapie pour caractériser l'intégrité des tissus biologiques *in vivo*, ont été proposées au cours des dernières années. Ces avancées récentes ont été facilitées par le développement des convertisseurs analogiques-numériques qui permettent la génération d'images numériques. En fait, ces images numériques en deux dimensions (2D) sont composées d'une matrice de points (c.-à-d. pixels) ayant une dimension spatiale universelle connue (c.-à-d. hauteur et largeur) et une intensité lumineuse individuelle précisée généralement sur une échelle dont la valeur zéro représente le noir (intensité lumineuse nulle) et la valeur 255 le blanc (intensité lumineuse maximale) par convention. C'est à partir de ces données que des mesures de résultats

pourront être calculées pour des régions d'intérêt ciblées, telle une portion précise d'un tendon. Ces mesures de résultats, extraites exclusivement dans la région d'intérêt ciblée, sont fréquemment structurées autour de trois grands domaines : la géométrie, la luminosité et la texture. Davantage de précisions sur ces principales mesures de résultats et leurs calculs seront fournies dans le chapitre suivant (Chapitre 4 – Méthodologie).

Considérant que la majorité des mesures de résultats sont émergentes, les qualités métrologiques de ces dernières (c.à.d. fiabilité, validité, sensibilité aux changements) demeurent peu étudiées et aucune norme rigoureuse n'existe. Quelques études se sont tout de même intéressées à ces qualités pour les tendons de la longue portion du biceps et du supra-épineux chez les uFRM_{LMÉ} (36–38). Ces études révèlent que les indices de fiabilité des mesures de résultats varient généralement à l'intérieur d'un spectre de modéré à élevé (>0.70) selon les mesures évaluées, alors que le seuil de changement minimalement détectable oscille autour de 30% lorsque des mesures moyennes calculées à partir d'au moins trois images distinctes, enregistrées par un seul et unique évaluateur, sont calculées (23,24). En particulier, considérant la moyenne obtenue à partir de deux images enregistrées par un évaluateur unique, les mesures d'épaisseur et d'échogénicité des tendons s'avèrent particulièrement pertinentes puisque des indices optimaux de fiabilité (biceps >0.92; supra-épineux >0.80) et de seuil minimal de changement détectable (biceps <9.2%; supra-épineux >6.9%) ont été rapportés (37). Ainsi, il reste souhaitable de développer des protocoles rigoureux pour l'enregistrement et l'analyse des images qui permettent de minimiser l'erreur de mesure et, *de facto*, d'optimiser la fiabilité et la précision des mesures. Quant à la validité prédictive des mesures de résultats, il est connu qu'une augmentation de l'épaisseur du tendon et de son aspect hypoéchoïque (c.-à-d. diminution de l'échogénicité) prédisent habituellement la présence d'une tendinopathie réactive (39–45). De surcroît, l'augmentation du coefficient d'asymétrie, du coefficient d'aplatissement, de l'énergie et de l'homogénéité, ainsi que la diminution de la variance, de l'entropie et du contraste, prédisent une dégradation tendineuse qui progresse vers la tendinopathie réactive, voire la tendinopathie dégénérative (38). Finalement, quant à la validité concomitante, pour les tissus mous de l'épaule tels les tendons de la longue portion du biceps et du supra-épineux, il est connu que l'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie est fortement associée à l'imagerie par résonance magnétique (IRM) (46–48). De plus, pour ces deux tendons, l'imagerie

musculosquelettique par ultrasonographie est recommandée comme étant la technique d'imagerie de premier choix (26,49).

3.4 Propulsion du fauteuil roulant manuel

La majorité des personnes ayant une LMÉ utilisent un fauteuil roulant manuel comme principal mode de locomotion. L'utilisation d'un FRM implique l'utilisation répétitive des membres supérieurs au quotidien à des fins de déplacements (6), ce qui entraîne des demandes musculosquelettiques et des contraintes mécaniques accrues aux membres supérieurs, particulièrement à l'épaule (50). En fait, il est estimé qu'environ 3500 cycles de propulsion sont effectués par jour (51), et selon certains auteurs, ce nombre pourrait s'élever jusqu'à 1800 cycles par heure (51). La configuration anatomique du membre supérieur n'est pas optimale pour ces demandes et contraintes, alors qu'il possède une moins grande masse musculaire, génère une moins grande force et demeure plus susceptible à la fatigue que le membre inférieur (52–55). Le membre supérieur, surtout l'épaule, est également moins stable que le membre inférieur étant donné son faible emboîtement et la nécessité de continuellement stabiliser la scapula qui relie le membre supérieur au tronc (56,57). Ainsi, la surutilisation des membres supérieurs expose cette population à un risque accru de lésions musculosquelettiques secondaires au membre supérieur, particulièrement à l'épaule (50,58). En fait, de 25% à 80% de cette population développe des lésions musculosquelettiques secondaires aux membres supérieurs (52). De façon plus spécifique, entre 31 à 73% des personnes les développent à l'épaule (59,60). Sachant que ces lésions et la douleur en découlant s'avèrent fort incapacitantes, la performance du test de propulsion sur tapis roulant motorisé avec une augmentation progressive de la charge de travail (Figure 6) ne doit pas présenter un risque démesuré, particulièrement pour l'intégrité musculosquelettique à l'épaule (18).

En plus des demandes musculosquelettiques et des contraintes mécaniques accrues, la propulsion du fauteuil roulant manuel est également associée à une exigence aérobie. Cette dernière reste tributaire de l'augmentation des efforts musculaires déployés par les membres supérieurs, particulièrement des muscles thoraco-huméraux de l'épaule. En fait, une étude biomécanique rigoureuse menée en amont du présent projet a confirmé que la fréquence de poussée (durée totale de la phase de poussée= -38%; durée de la phase de récupération= -70%), les moyennes de forces totale (+201%) et tangentielle (+177%)

appliquées à la roue, les moments articulaires net générés en flexion (+72%), adduction (+544%) et rotation interne (+255%) à l'épaule, et les taux d'utilisation musculaire généraux des muscles de l'épaule (+238 à 400%) augmentaient progressivement et significativement au fur et à mesure que la pente progresse de 0°, 2.7°, 3.6°, 4.8° et 7.1° alors que l'efficacité mécanique chutait pour sa part de 12% (61,62). Ces résultats sont aussi corroborés par plusieurs autres recherches (63,64). Chez les usagers de fauteuils roulants manuels ayant une LMÉ lors de la propulsion sur tapis roulant motorisé dans des pentes de 3 degrés à 6 degrés, la vitesse diminuait d'un facteur de 1,5 et de 2,7 respectivement (63). Yang et ses collaborateurs ont aussi trouvé que chez les uFRM_{LMÉ}, lorsqu'ils propulsent sur un tapis roulant motorisé sur une pente de 3 degrés à 0.9 m/s, la force tangentielle appliquée sur la roue augmente de 2.09 à 2.38 fois comparé à 1.1 fois lorsqu'ils propulsent leur fauteuil roulant manuel à la même vitesse mais sur terrain plat (pente 0°) (65). Au final, considérant que l'exposition au risque de développement ou d'exacerbation de déficiences musculosquelettiques secondaires, en particulier au niveau des épaules, augmente progressivement et significativement pendant le test, il devient crucial de mieux comprendre les adaptations musculosquelettiques anticipées, surtout celles tendineuses, et de s'assurer de la sécurité du test.

3.5 Test de propulsion par paliers pour mesurer l'aptitude aérobie

L'importance de l'évaluation des aptitudes aérobiques chez les personnes utilisant un fauteuil roulant manuel comme principal mode de locomotion est de plus en plus reconnue sachant que ces derniers sont sédentaires (c.-à-d. augmentation du *non-active sitting time*) et peu enclins à s'engager dans la pratique d'activités physiques. Par conséquent, ils sont exposés à un risque accru de développement ou d'exacerbation de problèmes de santé secondaires complexes et chroniques, tels que des problèmes de santé cardiorespiratoires et endocriniens-métaboliques (58,72). Ainsi, il appert pertinent de développer un test écologique qui sera utile pour surveiller les changements des aptitudes aérobiques au fil du temps et pour prescrire des programmes d'exercices aérobiques personnalisés. D'ailleurs, l'entraînement cardiorespiratoire (c.-à-d. aérobie), longtemps négligé aux dépens de l'entraînement musculaire, est de plus en plus valorisé en réadaptation alors qu'un équilibre en termes d'intervention entre ces approches est en constante définition en pratique clinique.

C'est dans ce contexte qu'un test de propulsion sur tapis roulant motorisé a récemment été développé pour estimer les aptitudes cardiorespiratoires (Figure 6). Ce test permet des ajustements en temps réel de plusieurs paramètres, telles la vitesse, la pente et la durée, tout en présentant une bonne validité écologique (incluant les effets inertiels associés aux accélérations-décélérations du segment tronc-tête-membres supérieurs), comparativement à d'autres approches disponibles (ex : propulsion sur un rouleau d'entraînement). D'ailleurs, considérant les exigences musculosquelettiques liées à la propulsion du fauteuil roulant manuel, des ajustements spécifiques des paramètres 'vitesse' et 'pente' ont mené au développement de paliers imposant une augmentation graduelle de la quantité d'effort de propulsion (c.-à-d., charge de travail) sur une relativement courte période de temps et jusqu'à l'épuisement. Ainsi, l'exigence aérobique estimée avec le test caractérise la capacité des systèmes cardiovasculaire et respiratoire à transporter l'oxygène à travers le corps afin de répondre aux besoins énergétiques (66). Évidemment, l'intention d'utilisation du test en pratique clinique ou en recherche étant, entre autres influencée par sa sécurité, des preuves scientifiques additionnelles amèneront les professionnelles de la réadaptation et de la physiologie de l'exercice à s'intéresser à ce test lorsqu'une évaluation rigoureuse des aptitudes aérobiques sera requise pour différentes raisons. (58,72)



Figure 6 : Illustration de la propulsion du fauteuil roulant manuel sur tapis roulant motorisé lors de l'évaluation des aptitudes cardiorespiratoires

Chapitre 4 : Méthodologie

Considérant que tous les principaux aspects de l'approche méthodologique soutenant la réalisation de ce projet de recherche sont détaillés dans l'article scientifique inclus dans le *Chapitre 5 : Résultats*, seuls certains aspects spécifiquement liés à l'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie seront documentés dans le présent chapitre. Ces derniers seront fragmentés en trois différentes sous-sections afin de préciser certains éléments clés du protocole d'enregistrement et d'analyse des images qui a été suivi dans le cadre du projet de recherche.

4.1 Appareil, sonde et paramètres retenus

Toutes les images des tendons du biceps et du supra-épineux ont été enregistrées avec un appareil d'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie de marque Philips HD11 1.0.6. Une sonde linéaire, dont la fréquence couvre un spectre entre 5MHz-12MHz et l'empreinte est d'une largeur de 5 cm (Philips Medical Systems, Bothell, WA), était rattaché à l'appareil. Par ailleurs, tous les paramètres de l'appareil ont été standardisés entre les participants, incluant ceux-ci :

Profondeur : 4 cm

Gain : 85 Db

Fréquence de la sonde : 12MHz (haute résolution)

Focus : localisé au niveau du tendon

Compression : 3

Map : M

Smooth : 3

Sono CT : OFF

X-résolution : ON

Mode trapézoïde : OFF

Chroma : OFF

Persist : 3

4.2. Enregistrement des images

Toutes les images des tendons du biceps et du supra-épineux ainsi que de l'espace sous-acromial ont été enregistrées selon un protocole standardisé (Annexe IV). Les principaux éléments de ce dernier sont décrits plus bas.

4.2.1. Généralités

Choix du membre supérieur : le membre supérieur non dominant a été privilégié pour l'enregistrement des images. Ce choix est justifié par le fait que les exigences musculaires relatives sont généralement plus élevées au membre supérieur non dominant lors de la réalisation d'une activité fonctionnelle bilatérale, telle la propulsion en fauteuil roulant manuel sur un tapis roulant, puisque ce dernier est habituellement moins fort que le dominant (65). En théorie, les exigences musculaires étant plus élevées, ce membre supérieur développera un état de fatigue plus rapidement et se retrouvera exposé à un risque accru de problématique musculosquelttique lié à la surutilisation telle une tendinopathie réactive.

Ordre de l'enregistrement des images : toutes les images des tendons (mesures principales) ont été enregistrées dans un ordre aléatoire déterminé *a priori*, avec en premier lieu un choix entre les structures anatomiques ciblées (c.-à-d. longue portion du biceps versus supra-épineux) et, en deuxième lieu, un choix entre les plans (c.-à-d. longitudinal versus transversal). Les images de l'espace acromio-huméral (mesure secondaire) étaient toujours enregistrées à la fin. Par ailleurs, pour chaque participant, l'ordre de l'enregistrement des images a été respecté aux trois différents temps de mesures.

Positionnement des participants et de la physiothérapeute: les participants demeuraient en position assise dans leur fauteuil roulant manuel lors de l'enregistrement de toutes les images. Quant à la physiothérapeute, elle était toujours placée en position debout à proximité du côté du membre supérieur non dominant. Elle s'est aussi assurée de pouvoir bien visualiser à l'écran les structures anatomiques ciblées, tout en préservant une accessibilité optimale aux différents boutons de commande de l'appareil d'imagerie.

4.2.3. Longue portion du biceps

Lors de l'enregistrement de la longue portion du biceps, le membre supérieur du participant était positionné afin de maintenir une position neutre de flexion-abduction au niveau de l'épaule avec légère rotation externe et une flexion de 90° du coude tout en ayant l'avant-bras en supination maximale et supporté.

Plan longitudinal : la sonde était placée en longitudinal au niveau du sillon inter-tuberculaire avec le haut de la sonde positionné au point le plus proéminent de la tête humérale. Ensuite, la sonde était légèrement glissée en position caudale afin qu'elle soit positionnée juste au-dessous de cette proéminence osseuse tout en s'assurant de visualiser l'apex sur l'image. Finalement, de légères rotations de la sonde autour des trois axes orthogonaux étaient réalisées afin d'optimiser la qualité de l'image. Spécifiquement pour le tendon de la longue portion du biceps, et ceci afin de s'assurer que la sonde soit maintenue de façon perpendiculaire à cette structure anatomique et d'optimiser la qualité de l'image (effet d'anisotropie possible), il était souvent nécessaire d'incliner légèrement la sonde vers le haut en appliquant une pression un peu plus grande sur sa partie inférieure. Une fois la position optimale de la sonde déterminée, les images étaient enregistrées et des marques étaient tracées sur la peau avec un crayon indélébile afin que la position de la sonde soit similaire entre les trois temps de mesures.



Figure 7 : Positionnement de la sonde pour l'imagerie du tendon de la longue portion du biceps en vue longitudinale; a. Positionnement de la sonde; b. Illustration ultrasonographique du tendon de la longue portion du biceps en vue longitudinale

Plan transverse : à partir de la position précédente, une rotation de 90° de la sonde était réalisée afin de visualiser le tendon au niveau de la portion la plus proéminente de la gouttière bicipitale formée entre les tubercules mineur et majeur de l'humérus. Ensuite, la sonde était repositionnée quelque peu afin que le tendon puisse être visualisé au centre de l'image. Finalement, de légères rotations de la sonde autour des trois axes orthogonaux étaient réalisées afin d'optimiser la qualité de l'image. Spécifiquement pour le tendon de la longue portion du biceps dans le plan transverse, afin d'optimiser la qualité de l'image, l'évaluateur devait parfois incliner légèrement la sonde vers le bas considérant l'orientation de la gouttière bicipitale et la nécessité des ondes à se retrouver perpendiculaire au tendon (effet potentiel d'anisotropie à éviter). Une fois la position optimale de la sonde déterminée, les images étaient enregistrées et des marques étaient tracées sur la peau avec un crayon indélébile afin que la position de la sonde soit similaire entre les trois temps de mesures.

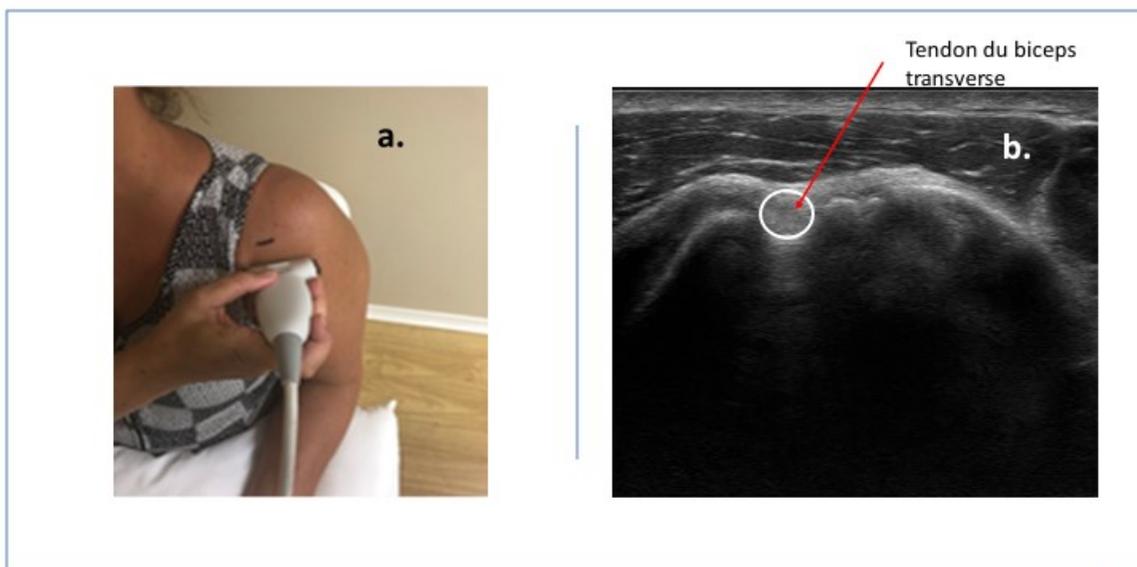


Figure 8 : Positionnement de la sonde pour l'imagerie du tendon de la longue portion du biceps en vue transversale; a. Positionnement de la sonde; b. Illustration ultrasonographique du tendon de la longue portion du biceps en vue transversale

4.2.3. Supra-épineux

Plan transverse : lors de l'enregistrement des images du supra-épineux dans le plan transverse, le membre supérieur était positionné dans une position de Crass modifiée (figure 9) afin de dégager le tendon du supra-épineux. Pour ce faire, le participant était invité à placer la face palmaire de sa main non dominante sur le dessus de sa crête iliaque ipsilatérale, en pointant le coude vers l'arrière le plus possible. Cette position amène l'épaule dans une position d'extension et de rotation interne alors que le coude est en flexion avec l'avant-bras en supination. La sonde était ensuite placée sur la tête humérale de façon parallèle à la partie latérale de l'acromion avant d'être glissée quelque peu vers l'avant et pivotée afin d'optimiser la visualisation du tendon du supra-épineux. Une fois la position optimale de



Figure 9 : Position de Crass modifiée, adaptation du site web physiographie de l'Université de Montréal

la sonde déterminée, les images étaient enregistrées et des marques étaient tracées sur la peau avec un crayon indélébile afin que la position de la sonde soit similaire entre les trois temps de mesures.

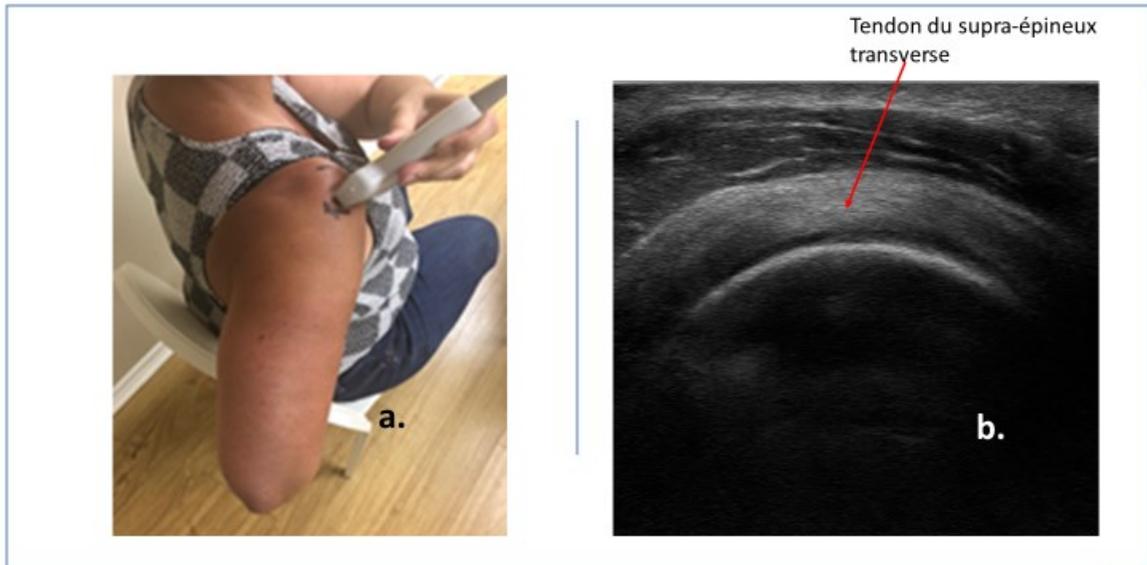


Figure 10 : Positionnement de la sonde pour l'imagerie du tendon du supra-épineux en vue transversale; a. Positionnement de la sonde; b. Illustration ultrasonographique du tendon du muscle supra-épineux en vue transversale

Plan longitudinal : Lors de l'enregistrement des images du supra-épineux dans le plan longitudinal, le membre supérieur était maintenu en position neutre le long du corps. La sonde était ensuite placée au milieu de la partie latérale de l'acromion avant d'être glissée vers l'extérieur et pivotée quelque peu dans le plan frontal afin de visualiser l'acromion, le tendon du supra-épineux et la tête humérale. Une fois la position optimale de la sonde déterminée, les images étaient enregistrées et des marques étaient tracées sur la peau avec un crayon indélébile afin que la position de la sonde soit similaire entre les trois temps de mesures.

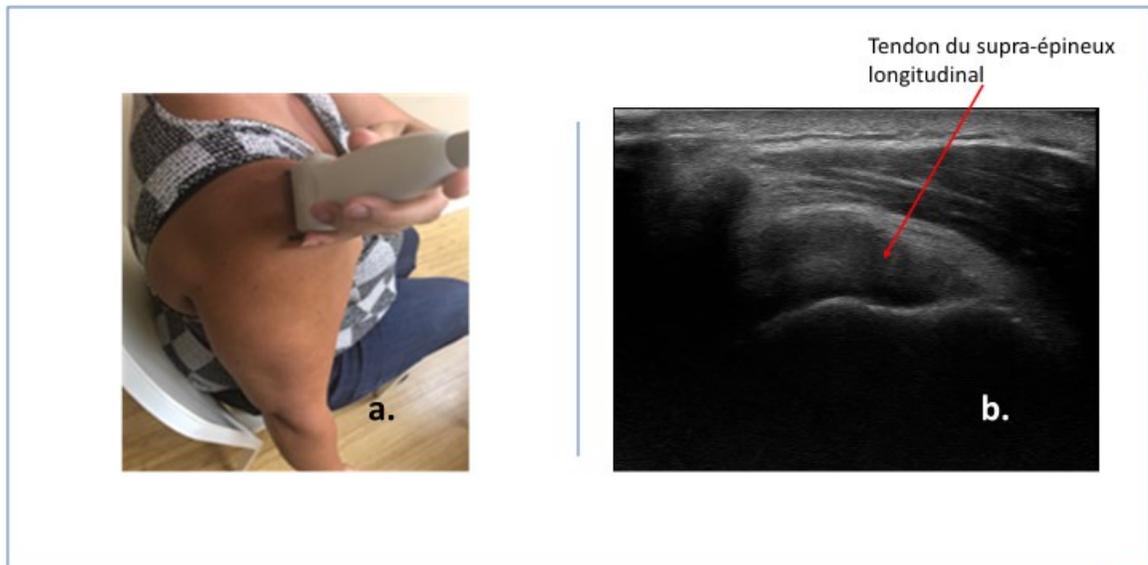


Figure 11 : Positionnement de la sonde pour l'imagerie du tendon du supra-épineux en vue longitudinale; a. Positionnement de la sonde; b. Illustration ultrasonographique du tendon du muscle supra-épineux en vue longitudinale

4.3 Mesure de résultats

4.3.1. Généralités

Toutes les images enregistrées en format numérique DICOM sur l'appareil d'imagerie ont été copiées et importées en format JPEG sur un ordinateur de bureau afin de procéder à l'analyse des données. Cette dernière a été réalisée en utilisant un programme d'analyse développé avec MATLAB Image Processing Toolbox (The Mathworks, Natick, MA) par Dany Gagnon et Christian Larivière. Grâce à ce programme, on peut visualiser des images et de caractériser l'intégrité des structures analysées à l'aide de mesures quantitatives de résultats (c.-à-d. biomarqueurs). Les biomarqueurs, qui sont préalablement extraits d'une région d'intérêt (*region of interest; ROI*), sont organisés en trois grandes catégories : mesures géométriques, mesures de luminosité et mesures de texture.

4.3.2. Définitions des biomarqueurs

4.3.2.1. Mesures géométriques

Les mesures géométriques retenues dans le présent projet sont l'épaisseur (plan longitudinal et transverse) et l'aire (plan transverse) pour les tendons de la longue portion du biceps et du supra-épineux ainsi que la distance pour l'espace acromioclaviculaire :

Épaisseur : l'épaisseur (en anglais « *thickness* ») d'une structure anatomique représente la distance linéaire entre un ou plusieurs points situés de part et d'autre de cette dernière. Dans le plan longitudinal, considérant que les contours des structures anatomiques sont souvent irréguliers, l'épaisseur d'une région d'intérêt ciblée est établie à partir des contours supérieur et inférieur qui définissent cette région. En fait, ces contours sont fragmentés en 100 points finis et équidistants (c.-à-d. une fonction « *spline* ») avant que la distance linéaire soit calculée entre chaque paire de points situés de part et d'autre de cette dernière. La distance linéaire moyenne obtenue à partir des 100 mesures de distance confirme l'épaisseur dans le plan longitudinal. Dans le plan transverse, l'épaisseur du tendon de la LPB est déterminée avec la hauteur d'un carré ou d'un rectangle qui englobe le contour du tendon. Quant à l'épaisseur du tendon du SÉ, considérant la largeur du tendon commun de la coiffe des rotateurs, elle est calculée en utilisant l'approche retenue pour le plan longitudinal.

Aire : l'aire d'une structure anatomique représente la surface qui est définie à partir du traçage de son contour dans le plan transverse. L'aire a été calculée seulement pour le tendon de la LPB dans le plan transverse. Concrètement, l'aire transverse du tendon est calculée à partir de la sommation de l'aire de tous les micropixels ($0,005653 \text{ mm}^2$) contenus à l'intérieur de la région d'intérêt.

Distance : la distance représente la distance linéaire entre deux points définis sur une image enregistrée dans le plan transverse ou longitudinal. Concrètement, la distance acromio-humérale reflète l'espace disponible entre la portion latérale de l'acromion et la tête humérale.

4.3.2.2. Mesures de luminosité

Les mesures de luminosité sont calculées à partir de la valeur absolue d'intensité de gris de tous les pixels qui sont inclus à l'intérieur d'une région d'intérêt ciblée (anglais « *region of interest* » ou *ROI*) d'une structure anatomique (c.-à-d. statistique de premier ordre) (Figure 12). En fait, chaque zone d'intérêt ciblée est composée d'un assemblage de pixels de différents niveaux de luminosité extrait de l'image enregistrée. Le niveau de luminosité de chaque pixel est défini à partir d'une échelle d'intensité de gris s'échelonnant entre 0 (noir) et 255 (blanc), pour un total de 256 niveaux possibles. Les mesures de luminosité sont des statistiques de premier ordre (anglais « *first order statistics* ») et ne permettent pas de statuer sur les relations spatiales qui existent entre les pixels (c.à.d. statistiques de deuxième ordre).

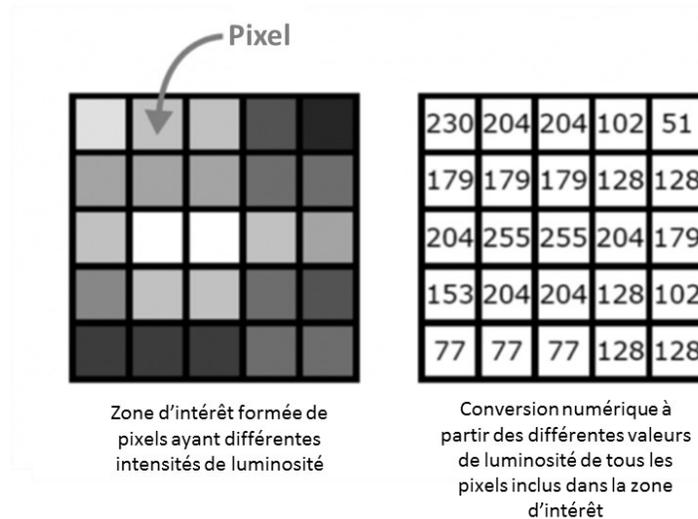


Figure 12 : Relation entre le ton de gris perçu à l'œil et la valeur numérique sur l'échelle de 0 à 255

Il est fréquent que les valeurs de luminosité de tous les pixels inclus dans une d'une région d'intérêt ciblée soient rapportées dans un histogramme afin de pouvoir mieux apprécier la répartition des niveaux de luminosité des pixels (c.-à-d. fréquence). Certaines mesures pourront aussi être extraites de cet histogramme (Figure 13).

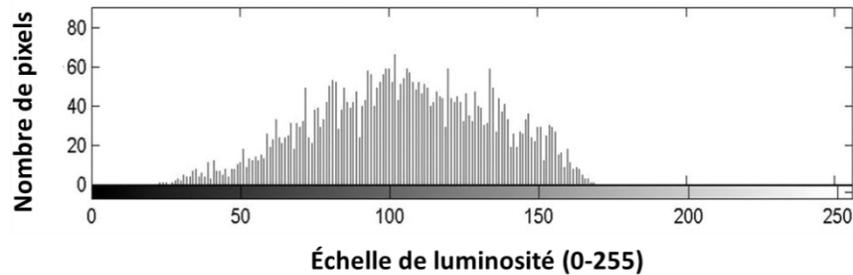


Figure 13 : Exemple d'histogramme de luminosité qui illustre la fréquence de chacune des valeurs sur l'échelle de gris à 256 niveaux

Les mesures de luminosité retenues dans le présent projet sont l'échogénicité, le coefficient d'asymétrie et la variance :

Échogénicité : l'échogénicité (le terme *écho-intensité* est parfois utilisé) représente la valeur moyenne de tous les pixels inclus à l'intérieur d'une région d'intérêt ciblée. L'échogénicité varie entre 0 et 256.

Coefficient d'asymétrie : l'asymétrie (en anglais « *skewness* ») indique si la courbe illustrant la répartition des valeurs de luminosité des pixels s'écarte de la symétrie horizontale en précisant la direction et l'ampleur de l'écart avec la symétrie horizontale parfaite (valeur=0) par rapport au centre qui reste peu probable (Figure 14). L'asymétrie sera :

- négative lorsque les données sont asymétriques vers la droite (c.-à-d. asymétrie négative);
- positive lorsque ce phénomène s'observera vers la gauche (c.-à-d. asymétrie positive).

L'asymétrie peut être forte (si inférieure à -1 ou supérieure à +1), modérée (si entre -1 et -0,5 ou entre +0,5 et +1) ou minimale/quasi-symétrique (entre -0,5 et +0,5).

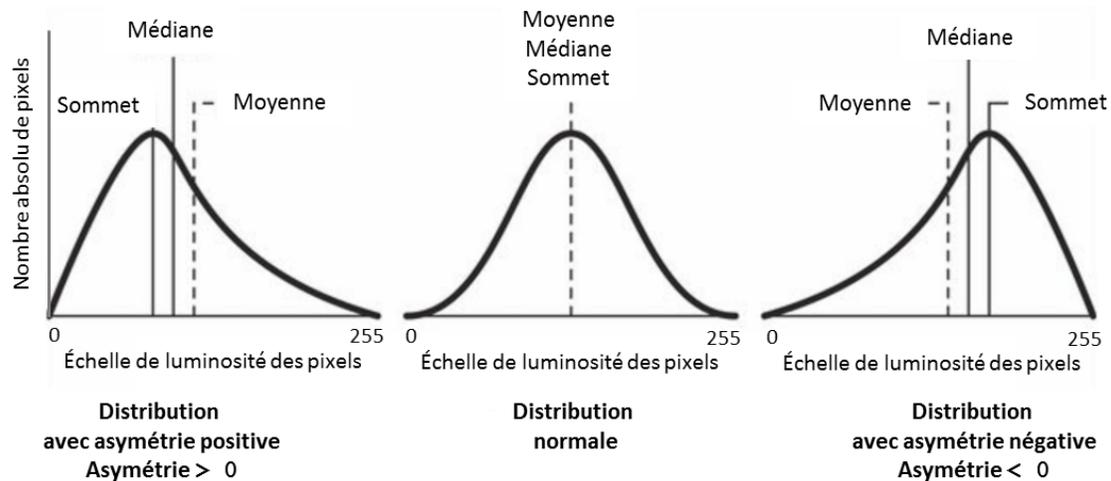


Figure 14 : Représentation graphique du lien entre le degré/ direction de l'asymétrie des données et l'impact sur le coefficient d'asymétrie

Variance : la variance est une mesure complémentaire au calcul de la moyenne (c.à.d. échogénicité) qui procure de l'information sur la dispersion de la distribution des niveaux de luminosité des pixels inclus dans une région d'intérêt ciblée. Elle représente la moyenne de l'écart au carré de chaque valeur par rapport à la moyenne de l'ensemble des valeurs de luminosité de tous les pixels inclus dans une région d'intérêt ciblée.

4.3.2.3. Mesures de texture

Les mesures de texture reflètent des informations sur les positions de pixels ayant des valeurs de luminosité de gris similaires et sont calculées à partir d'une matrice de co-occurrence de niveaux de gris (en anglais « gray level co-occurrence matrix » ou GLCM) (Figure 15). La matrice de co-occurrence est carrée et sa dimension est déterminée par le nombre d'intensités de gris présentes dans la zone ciblée. Globalement, la matrice de co-occurrence permet de déterminer si un patron de luminosité de pixels (c.-à-d. texture) se répète périodiquement dans une région d'intérêt ciblée. En fait, une matrice de co-occurrence prend en compte la distribution spatiale des pixels et permet de les mettre en relation dans les directions horizontale (0°), diagonale (45°), verticale (90°) et antidiagonale (135°) à l'intérieur d'une distance précise.

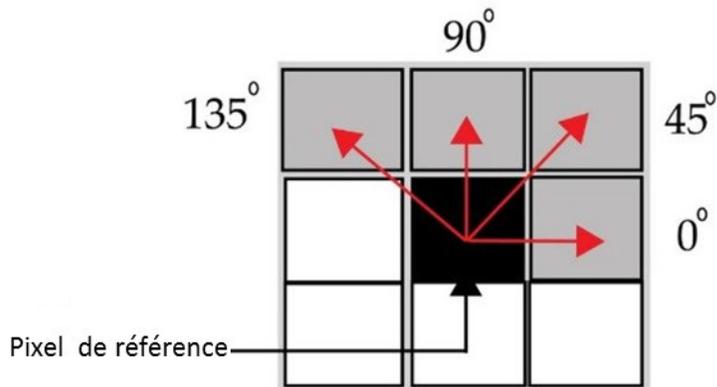


Figure 15 : Représentation graphique simple des relations qui sont analysées dans une matrice de co-occurrence où sont mis en relation des paires de pixels avoisinants (ici, le pixel central noir est le pixel de référence)

Il arrive que les mesures soient rapportées spécifiquement dans chacune des directions ou qu'une valeur moyenne de toutes les directions soit rapportée. Considérant les patrons de striations propres à de nombreuses structures neuromusculosquelettiques, la richesse des mesures de textures est plus grande lorsque les mesures spécifiques aux directions évaluées sont rapportées.

La matrice de co-occurrence prend en compte des paires de pixels avoisinants (c.-à-d. statistique de deuxième ordre) répertoriées dans une direction spécifique et à une distance fixe l'un de l'autre. La distance à 0° et 90° est typiquement égale à 1 alors qu'elle est égale à $\sqrt{2}$ à 45° et 135°.

Dans l'exemple plus bas (Figure 16) qui présente une région d'intérêt de 4 × 4 pixels formée de trois niveaux d'intensité de gris (c.-à-d. valeurs numériques de 1 à 3), la matrice de co-occurrence agit comme un compteur pour chaque combinaison de paires de niveaux de gris contenue dans cette région. Remarquez que le pixel de référence (luminosité=3) a comme voisin immédiat (distance=1) un pixel dont la luminosité est égale

à 2 (encadrés bleus) à deux reprises. C'est pourquoi un total de deux paires est rapporté dans la matrice de co-occurrence. La matrice de co-occurrence normalisée représente la probabilité estimée que chaque paire possible se produise dans la région d'intérêt. En pratique, c'est à partir de la matrice de co-occurrence normalisée qu'un total de 14 mesures de textures, telles que définies par Haralick, peuvent être calculées. Toutefois, seules quelques-unes de ces mesures sont utilisées dans le domaine neuromusculosquelettique.

Évidemment, l'étendue de luminosité de gris (0 à 255) dans la région d'intérêt déterminera les dimensions de la matrice de co-occurrence et affectera les mesures de texture. Afin de réduire la dimension de la matrice, il arrive que l'échelle unitaire (0 à 255) de luminosité de gris (0 à 255) soit fragmentée en sous-échelles catégorielle (ex : 0-10, 11-20, etc). Le défi demeure toujours de trouver un juste équilibre entre la dimension de la matrice, le niveau de précision et les qualités des mesures estompés.

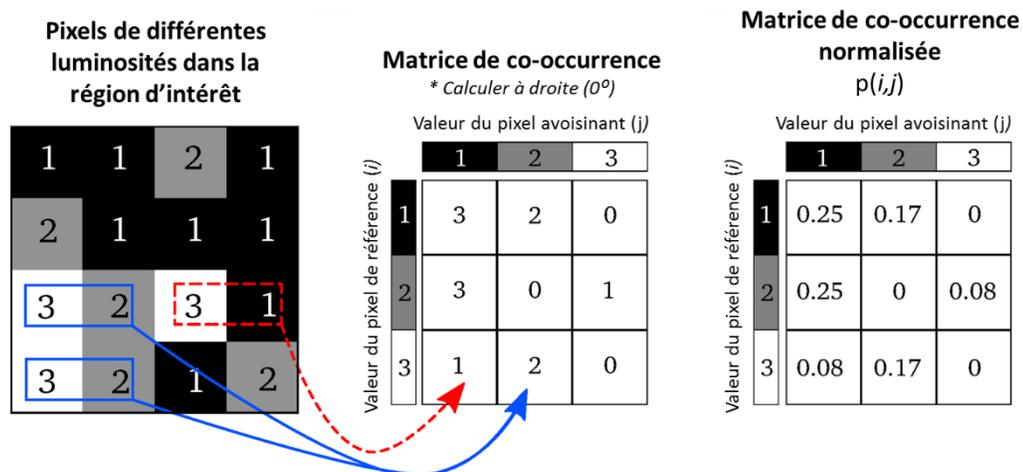


Figure 16 : Exemple du processus qui permet de bâtir une matrice de co-occurrence normalisée à partir des pixels provenant de l'examen de la région d'intérêt

La seule mesure de texture retenue dans le présent projet est le contraste :

Contraste : le contraste caractérise la variabilité locale d'une texture dans la région d'intérêt ciblée en fonction de la direction de l'analyse complétée. Concrètement, plus la matrice de co-occurrence normalisée répertorie des paires de luminosités de pixels différentes dans cette région (c.-à-d. région hétérogène), plus cette mesure sera élevée.

En fait, le contraste est fortement associé à la différence entre les valeurs les plus élevées et les plus basses de luminosité d'un ensemble continu de pixels. À l'inverse, plus la matrice de co-occurrence normalisée répertoriera une contribution relative élevée de paires spécifiques de luminosités de pixels différentes (c.-à-d. répétitions du même patron), moins cette mesure sera élevée et plus elle se rapprochera de 0. En fait, une région d'intérêt ciblée qui serait parfaitement homogène ou uniforme (une seule paire d'intensités de pixels répertoriée) mènerait à une mesure égale à 0, considérant qu'aucune variation de la luminosité n'est présente entre les pixels. Le contraste corrèle négativement avec l'homogénéité.

Chapitre 5 : Résultats

Changes to biceps and supraspinatus tendons in response to a progressive maximal treadmill-based propulsion aerobic fitness test in manual wheelchair users : a quantitative musculoskeletal ultrasound study

5.1 Préface

Les résultats de mon projet de recherche sont rapportés à l'intérieur de l'article scientifique suivant:

Titre : Changes to the biceps and supraspinatus tendons in response to a progressive maximal treadmill-based propulsion aerobic fitness test in manual wheelchair users: A quantitative musculoskeletal ultrasound study

Auteurs: Mylène Leclerc^{a,b}, Cindy Gauthier^{a,b}, Rachel Brosseau^a, François Desmeules^{a,c}, Dany H. Gagnon^{a,b}

Affiliations :

- (a) École de réadaptation, Faculté de Médecine, Université de Montréal, Québec, Canada
- (b) Laboratoire de Pathokinésiologie, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR) du Montréal métropolitain, Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique de Montréal, Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal, QC, Canada
- (c) Unité de recherche clinique en orthopédie, Centre de recherche de l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont, QC, Canada

Cet article scientifique est publié dans la revue *Rehabilitation Research and Practice* [DOI : www.hindawi.com/journals/rerp/2021/6663575/]. La contribution de tous les coauteurs est précisée à la fin de l'article.

5.2 Article scientifique

5.2.1 Abstract

Relevance. To develop personalized cardiorespiratory fitness training programs among manual wheelchair users, and assess their impact over time, the completion of a performance-based maximal cardiorespiratory fitness test is required. However, these tests could potentially increase the risk exposure for the development of upper limb secondary musculoskeletal impairments. Hence, finding an equilibrium between the need to measure aerobic fitness and the increased risk of developing secondary musculoskeletal impairments when completing performance-based test is fundamental

Objective. To investigate if the completion of a recently-developed treadmill-based wheelchair propulsion maximal progressive workload incremental test alters the integrity of the long head of the biceps and supraspinatus tendons using musculoskeletal ultrasound imaging biomarkers.

Method. Fifteen manual wheelchair users completed the incremental test. Ultrasound images of the long head of the biceps and supraspinatus tendons were recorded before, immediately after, and 48 hours after the completion of the test using a standardized protocol. Geometric, composition, and texture-related ultrasound biomarkers characterized tendon integrity.

Results. Participants propelled during 10.2 ± 2.9 minutes with the majority (N = 13/15) having reached at least the eighth stage of the test (speed = 0.8 m/s; slope = 3.6°). All biomarkers characterizing tendon integrity, measured in the longitudinal and transversal planes for both tendons, were similar ($p=0.063$ to 1.000) across measurement times.

Conclusion. The performance of the motorized treadmill wheelchair propulsion test to assess aerobic fitness produced no changes to ultrasound biomarkers of the biceps or supraspinatus tendon. Hence, there was no ultrasound imaging evidence of a maladaptive response due to overstimulation in these tendons immediately after and 48 hrs after the performance of the test.

Keywords: wheelchair user, ultrasonography, echography, biceps, supraspinatus, shoulder, cardiorespiratory fitness, training program

5.2.2 Introduction

Individuals who exclusively use a wheelchair as their primary mode of locomotion experience prolonged non-active sitting time (1,2) a reduction in, or cessation of, physical activity (3-5). Over time, these differences in day-to-day ambulation from walking individuals accelerates the development or exacerbation of chronic, complex, and interrelated secondary health problems, related to cardiorespiratory (6), musculoskeletal (7), and endocrine-metabolic health (8). These chronic secondary health problems, often occurring simultaneously, are also frequently coupled with increased risk for nociceptive or neuropathic pain (9-11) or psychological morbidity (12,13). In turn, there is a reduction in functional skill and capacity, negative psychosocial side effects in long-term manual wheelchair users with a chronic spinal cord injury (MWU_{SCI}) (14,15) potentially increasing caregiver burden and the risk of premature mortality. Adapted physical capacity in MWU_{SCI} is a key factor in mitigating these life-altering health problems. Therefore, personalized and multifactorial interventions that provide MWU_{SCI} with the necessary resources, skills, and strategies for successful health behavior change remains an essential target for rehabilitation and physical activity professionals.

To develop personalized cardiorespiratory fitness training programs within this context, and assess their impacts over time, cardiorespiratory fitness assessments among MWU_{SCI} are highly relevant (3,16). Due to limitations related to commonly-used arm crank ergometer fitness test protocols, assessment protocols completed overground or on a motorized treadmill (17-19) have emerged as alternatives (20). However, performing these task-specific testing protocols remains challenging, as manual wheelchair propulsion actively solicits upper limb muscles that are smaller, fatigue more easily and rapidly, and expend less energy, in comparison to larger lower limb muscles (21,22). In addition, when performing these task-specific testing protocols, upper limb muscles repeatedly generate elevated and rapidly-rising forces applied to the hand rims until a general state of fatigue progressively develops. As an example, to estimate fitness of manual wheelchair users, a recently-developed wheelchair propulsion treadmill-based test incrementally increase workload in small quantities by increasing the speed or slope of the treadmill (17,18). In

fact, as the slope progresses from 0°, 2.7°, 3.6°, 4.8°, and to 7.1°, a biomechanical study has confirmed that the pushrim frequency (duration of the pushing phase = -38%; duration of the recovery phase = -70%), the mean total (+ 201%) and the tangential (+177%) forces applied to the hand rim, the net shoulder articular moments generated in flexion (+72%), adduction(+544%) and internal rotation (+255%), and the overall muscle utilization rates of the shoulder muscles (+238 to 400%) increased progressively and significantly while mechanical efficiency fell by 12% (23,24). Altogether, these task-specific tests might represent an additional risk exposure for the development or exacerbation of upper limb secondary musculoskeletal impairments, especially at the shoulder where the soft tissue integrity is often altered (25). Such an additional risk is disconcerting given the fact that upper limb injuries can affect up to 80% of this population (i.e, prevalence rate) and their negatively impacts on daily activities(26). Therefore, finding an equilibrium between the need to measure aerobic fitness and the risk of developing secondary musculoskeletal impairments remains fundamental among MWU_{SCI}.

To determine if such an equilibrium exists, musculoskeletal ultrasound imaging and biomarkers of tendon integrity, which has progressed among MWU_{SCI} in the last decade (27,28) may prove to be useful (29,30). This type of analysis contributed additional insights into the effects of fatiguing wheelchair propulsion, and wheelchair-related functional activity protocols, on the integrity of rotator cuff tendons. For instance, acute tendon reactivity (31) in response to an increased load has been characterized as an increase in vascularity (32) and a decrease in echogenicity (33).

The overall objective of this study is to investigate if the completion of a recently-developed treadmill-based progressive workload incremental test (17,18) alters the integrity of the biceps and supraspinatus tendons using ultrasound biomarkers of tendon integrity. To do so, musculoskeletal ultrasound images of the biceps and supraspinatus tendons will be recorded immediately before, immediately after, and 48 hours after the completion of a treadmill-based progressive workload incremental test to compare biomarkers of tendon integrity across these three times. The biceps tendon was selected since it is a bi-articular muscles that contributes greatly (i.e., elevate relative muscular utilization ratio) to both net shoulder flexion and elbow flexion and extension moment during closed kinetic chain movements, such as the propulsive moment generated during the push phase of manual

wheelchair propulsion (34), and frequently present signs of tendinopathy among MWU_{SCI} (29). As for the supraspinatus tendon, it was selected since it presents an elevated risk of mechanical impingement during propulsion (35) resulting in most part from the scapular kinematics (36), contributes greatly (i.e., elevated relative muscular utilization ratio) to the net shoulder moments during the push and recovery phases of manual wheelchair propulsion (34), and frequently presents signs of tendinopathy among MWU_{SCI} (29). Due to tendon adaptations from mechanical loading, it is anticipated that significant and clinically meaningful differences in tendon integrity will be found immediately after completion of the test, compared to immediately before. However, these same changes will not be found 48 hours after the completion of the test. This evidence will inform the risks of developing or exacerbating shoulder tendinopathy associated with the completion of a treadmill-based progressive workload incremental test.

5.2.3 Materials and methods

Study design

This hypothesis-driven secondary musculoskeletal ultrasound data collection builds on a one-group study design with repeated measurements recorded immediately before (T_1) the treadmill-based progressive workload incremental test as well as immediately (T_2) and 48 hours (T_3) after its completion (i.e., satellite study). The primary data collection quantified the cardiorespiratory responses resulting from speed and slope increments during the test and proposed a predictive equation based on speed and slope for estimating peak oxygen uptake (VO_{2peak}) in MWU_{SCI} (i.e., prent study) (17,18).

Participants

A consecutive convenience sample of 15 MWU_{SCI} was recruited. Participants were recruited via recruitment posters in key areas within the local rehabilitation hospital and associated outpatient clinics, and announcements on social media platforms (i.e., Facebook). To be included in the study, potential participants were required to: (1) use a manual wheelchair as their primary mean of mobility (≥ 4 hours per day), (2) report no history of cardiorespiratory disease, and (3) report no debilitating shoulder pain as measured with the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI)(37,38), or any other secondary musculoskeletal impairments or complications affecting their trunk or upper

extremities that could limit their ability to perform the experimental task. Potential participants were excluded if they presented any health condition(s) among the contraindications for cardiorespiratory fitness assessment and training according to American College of Sports Medicine (ACSM) standards (39) or responded positively to at least one item on the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q) (40) without medical clearance for physical activity. Ethical approval was obtained from the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR) Research Ethics Committees. Participants reviewed and signed informed consent forms before entering the study. For all participant-related information and collected data (including ultrasound images), all direct personal identifiers were replaced with a project-specific code to protect participant identity.

Experimental Task

The treadmill-based progressive workload incremental test was performed on a dual-belt motorized treadmill (Bertec Corporation, Columbus, Ohio, United States) adapted for safe MW propulsion (18,19). Before the test, participants had a five-minute warm-up on the motorized treadmill to become familiarized with each speed and slope included in the protocol. During the test, the exercise workload gradually intensified by increasing the treadmill slope (0°, 1.7°, 2.9°, 3.6°, 4.8°, 5.8° to 7.1°) or the speed (0.6m/s, 0.8m/s and 1m/s) every minute in a standardized manner (Table 1) (17,18). Participants were asked to propel their own MW until exhaustion. The test ended when the participants were unable to match the treadmill's speed during MW propulsion (i.e., elastic bands were stretched and retain the wheelchair) or if any signs or symptoms of exercise intolerance developed. Additional details about the test are available elsewhere (18).

Tableau 1 : Treadmill-based incremental workload test for manual wheelchair users. The slope and speed of the treadmill were incrementally adjusted at each stage of the test until participants were unable to match the treadmill's speed

Exercise level (60 sec)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Slopes (°)	0°	0°	0°	1.7°	1.7°	2.9°	2.9°	3.6°	4.8°	4.8°	4.8°	5.8°	5.8°	7.1°	7.1°
Speed(m/s)	0.6	0.8	1.0	0.6	0.8	0.6	0.8	0.8	0.6	0.8	1.0	0.8	1.0	0.8	1.0

Musculoskeletal ultrasound

A single examiner (ML) conducted all musculoskeletal ultrasound assessments of the biceps and supraspinatus tendons at the non-dominant shoulder in a random order using a Philips HD11XE machine and a 5-cm linear transducer (5-12 MHz) (Philips Medical Systems, Bothell, WA) according to standardized protocols (<http://www.physiographie.umontreal.ca/protocoles/epaule>) at T₁, T₂ and T₃. The position of the probe was drawn directly on the skin of each participant with an indelible marker to assure its position remained identical across measurement across T₁, T₂ and T₃. Three images of the biceps and supraspinatus tendons were recorded both in the longitudinal and transverse planes, respectively, to optimize reliability of and minimize the effects of measurement errors on all ultrasound biomarkers (27). The settings of the machine were kept identical across participants and measurement times during the present study. (e.g., depth = 4cm; gain = 70 dB). All images of both tendons were recorded within a 10-to-15-minute period, with the order of tendons and image recording views randomized across participants. At T₂, the elapsed time between the completion of the test and the time when image recording began (1-3 minutes) was the minimum time required to safely stop the treadmill and bring it back to 0°(i.e. no slope).

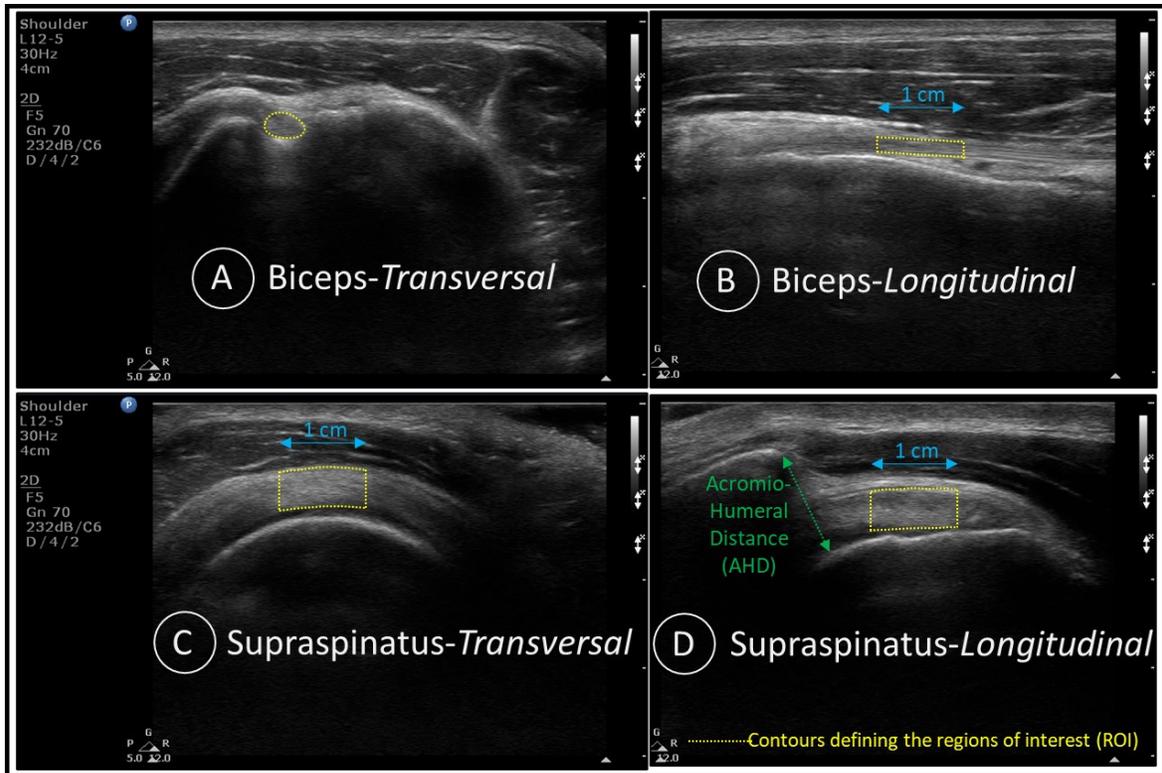


Figure 17 : Illustration of the regions of interests (ROIs) used to compute all biomarkers of tendon integrity

To record images of the biceps tendon, participants were seated upright in their personal wheelchair with their shoulder in a neutral position, elbow flexed to 90°, and forearm fully supinated while resting on a pillow. For longitudinal images, the transducer was positioned over the widest part of the tendon with the apex of the intertubercular groove of the humerus visible proximally on the ultrasound image (i.e., on the left side of the image by convention). For transverse images, the transducer was positioned so that the tendon and the bicipital groove, bounded medially and laterally by the lesser and greater tubercles, were centered on the ultrasound image. To record images of the supraspinatus tendon, participants were seated in their MW with the palm of their hand first positioned on their lower back or wheelchair backrest (i.e., modified *Crass* position). For transverse images, the transducer was positioned to reveal the widest part of the supraspinatus tendon, with a view of the rotator interval, including a cross-sectional view of the biceps tendon. The

ultrasound transducer was maintained perpendicular to the supraspinatus tendon fibers so that the tendon appeared hyperechoic and the adjacent humerus head cortex was brightly reflective to avoid tendon anisotropy. For longitudinal images, after participants moved their upper limb alongside their trunk into a neutral position, the ultrasound transducer was positioned perpendicular to the lateral aspect of the acromion in the frontal plane to visualize the suprapinatus tendon portion at the outlet of the subacromial space with the humeral head visible underneath.

Biomarkers of tendon integrity

All recorded images were analyzed using a custom interactive program developed using MATLAB image processing toolbox TM (The MathWorks Inc., Natick, MA). To extract all biomarkers of tendon integrity, a single evaluator (ML) manually outlined a 1-cm wide region of interest (ROI) (Figure 1) on the tendon being analyzed, using predefined anatomical landmarks.

Then, using the gray scale luminosity values (range= 0 to 255) of all pixels embedded within each ROI, geometric (i.e. thickness, cross sectional area), luminosity (i.e. echogenicity, variance, skewness, *and entropy*), and texture measures (i.e. contrast) were computed (27). The mean distance between 100 equidistant points plotted on the upper and lower edges of the tendon were deemed the thickness of the ROI whereas the cross sectional area represented the surface of a two-dimensional shape defined by the contour of the tendon. The echogenicity was computed as the mean of all pixel values within the ROI. Measures of variance (dispersion of pixel values around the mean), skewness (asymmetry of the median pixel value) and entropy (randomness of pixel values), and contrast (quantity of local variation in grayscale between reference pixels and their neighbours) provided first and second order insights into the heterogeneity of the ROI. Finally, the acromiohumeral distance (AHD), considered a good indicator of the size of the subacromial space outlet, was computed as the shortest line (i.e. distance) possible between the acromion and the humeral head (41). Additional information pertaining to these measures is available (27,42).

Statistical analyses

Descriptive statistics (i.e., mean and standard deviation [SD]) were used to characterize participants. Since the sample size is limited and some biomarkers of tendon integrity were not normally distributed, non-parametric statistics (i.e., 25th, 50th (median), and 75th percentiles) were used to summarize the biomarkers of tendon integrity. To verify the hypothesis linked to the main objective, Friedman tests were conducted to compare results across T₁, T₂ and T₃. Prior to doing so, participant's biomarker of tendon integrity measures that were ≥ 3 standard deviations away from the group mean were identified as an outlier and excluded from analyses. The alpha level was set at 0.05. All statistical analyses were performed with the SPSS statistics software, version 24.0, IBM Corporation; Armonk, New York).

5.2.4 Results

Participants

A total of 15 MWU_{SCI} volunteered to participate in this study (Table 2) . The median score on the WUSPI was 2/150 (min=0; max=26.4) while none of the participant exceeded a threshold of 3/10 for Question 5 (“Pushing your chair for 10 minutes or more?”) and Question 6 (“Pushing up ramps or inclines outdoors?”) on the WUSPI (37,43).

Tableau 2: Summary of participant characteristics

Participant	Sex	Age (yr)	Weight (kg)	Type of SCI	AIS*	Neurological level	Time since injury (years)	WUSPI Total score** (/150)	Last level completed
1	M	38	56.8	LM trauma	B	C7	7	0	8
2	M	33	67.6	LM trauma	A	T12	16	2.0	15
3	M	63	96.7	LM trauma	A	T10	10	13.2	8
4	M	39	58.6	LM trauma	D	T6	17	0	13
5	M	19	na	LM trauma	D	L1	1	0	8
6	M	26	70.4	LM trauma	A	C7	2	0.3	8
7	M	21	72.0	LM trauma	A	C6-C7	3	11.5	6
8	M	42	84.9	LM trauma	C	T6	12	4.0	12
9	M	46	92.4	LM trauma	A	T7	14	26.4	8
10	F	32	39.1	Spinabifida	A	T12	32	0.4	9
11	F	27	64.6	LM trauma	A	T6	3	3.4	7
12	M	37	68.9	LM trauma	A	T10	11	11.0	11
13	M	26	79.5	LM trauma	A	T9	5	1.7	14
14	M	51	74.3	LM trauma	A	T7	15	0	14
15	M	44	105.5	LM trauma	A	T12	3	11.5	11
Mean		36.4	73.7		A	T6	13.5	5.7	
Sdt deviation		11.9	17.4				8.2	7.6	

***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**

Duration of the progressive workload incremental test

On average, participants completed 10.2 ± 2.93 stages with the majority of participants (N= 13/15) having reached at least the eighth stage (speed= 0.8 m/s; slope=3.6°).

Self-reported shoulder pain

On average, participants self-reported a score of 0.5 ± 1.4 on the 10-cm visual analog scale that was identical before, after, and 48h after the test, respectively.

Biomarkers of tendon integrity and acromiohumeral distance

All results are summarized in Table 3. Overall, the biomarkers characterizing tendon integrity, measured in the longitudinal and transversal planes for the biceps and supraspinatus tendon, were similar ($p = 0.063$ to 1.000) across T₁, T₂, and T₃. Likewise, the AHD was also similar ($p = 0.284$) across the same measurement times.

Tableau 3 : Summary of biomarkers of tendon integrity for the long head of the biceps and supraspinatus and of the acromiohumeral distance measured before (pre), immediately after (post), and 48 hrs after the test.

Structure	Measure		Pre			Post			48 hrs			Comparisons	
			Percentiles			Percentiles			Percentiles			p value	Chi-Square
			25 th	50 th (median)	75 th	25 th	50 th (median)	75 th	25 th	50 th (median)	75 th		
Biceps	Transverse	Thickness	2.817	3.358	4.027	3.06	3.478	4.006	3.337	3.575	4.462	0.247	2.8
		Area	20.369	26.384	32.077	21.177	26.764	34.507	25.893	30.952	32.039	0.063	5.538
		Echogenicity	59.904	62.844	104.846	57.922	71.742	96.956	50.783	68.179	78.333	0.936	0.133
		Skewness	0.354	0.518	0.627	0.16	0.386	0.493	0.263	0.535	0.608	0.819	0.4
		Variance	237.82	332.285	560.691	309.479	412.658	512.996	291.032	355.446	460.241	0.807	0.429
		Contrast	0.48	0.7	1.412	0.542	0.809	1.587	0.457	0.645	0.991	0.751	0.571
	Longitudinal	Entropy	5.806	5.988	6.324	6.007	6.154	6.271	5.897	6.042	6.167	0.936	0.133
		Thickness	3.312	3.724	4.255	3.264	3.979	4.495	3.445	4.019	4.796	0.189	3.333
		Echogenicity	64.663	83.291	92.942	71.665	89.9	93.86	58.273	63.045	88.264	0.247	2.8
		Skewness	0.385	0.497	0.705	0.348	0.409	0.762	0.4	0.503	0.826	1	0
		Variance	226.077	298.044	374.762	229.233	317.033	436.665	182.577	280.012	404.772	0.807	0.429
		Contrast	0.55	0.897	1.247	0.557	1.081	1.422	0.461	0.675	1.117	0.607	1
Supraspinatus	Transverse	Entropy	5.828	5.921	6.128	5.725	5.989	6.177	5.603	5.96	6.229	0.627	0.933
		Thickness	5.399	6.699	7.319	5.75	6.561	7.468	5.689	6.546	7.128	0.247	2.8
		Echogenicity	63.892	72.676	78.858	56.816	64.838	71.624	59.606	67.731	71.066	0.344	2.133
		Skewness	0.308	0.748	0.875	0.4	0.489	0.841	0.301	0.632	0.694	0.627	0.933
		Variance	524.367	570.404	873.071	435.754	551.808	704.346	424.84	576.67	749.165	0.247	2.8
		Contrast	0.532	0.673	0.863	0.524	0.613	0.696	0.564	0.612	0.678	0.395	1.857
	Longitudinal	Entropy	6.277	6.383	6.6	6.199	6.31	6.42	6.191	6.4	6.478	0.42	1.733
		Thickness	3.17	4.54	7.063	3.047	4.216	6.537	3.339	4.772	6.505	0.085	4.933
		Echogenicity	41.174	49.502	55.095	41.252	50.625	68.397	46.578	56.56	69.437	0.247	2.8
		Skewness	0.553	0.755	0.861	0.439	0.626	0.816	0.412	0.575	0.724	0.168	3.571
		Variance	358.921	568.832	695.991	371.866	515.437	732.862	504.097	677.26	911.744	0.223	3
		Contrast	0.301	0.457	0.656	0.361	0.5	0.696	0.388	0.552	0.743	0.344	2.133
AcromioHumeral	Distance	Entropy	6.048	6.366	6.493	6.101	6.335	6.589	6.225	6.507	6.657	0.344	2.133
		Thickness	1.013	1.073	1.1	1.01	1.103	1.167	0.91	1.05	1.173	0.284	2.517

5.2.5 Discussion

This study set out to identify if changes in biceps and supraspinatus tendon integrity occur after a treadmill-based incremental workload test. The results of the present study only partially support the hypothesis initially formulated.

Contrary to our first hypothesis, no significant differences were found in biomarkers of tendon integrity recorded before and immediately after the completion of the the maximal progressive workload incremental test. With additional mechanical stimulus, and ensuing transient increase in microvascular volume, immediate and transient tendon adaptations (44) were anticipated. Moreover, the accumulation of large proteoglycans (45,46), a major component of the extracellular matrix, causing an increase in water content and tendon dimension was also anticipated. These phenomena were expected to translate into a momentary hypoechogenicity (47,48) and, in turn changes to the composition-related biomarkers of tendon integrity, as the ability of the tendons to reflect ultrasound waves to form the desired image is being reduced. At the same time, potential delayed increases in collagen synthesis with mechanical loading, both in the tendon and in the space between the tendon and peritendinous sheath were also anticipated (45,49,50). This increase in collagen synthesis could eventually translate into alterations of geometric- (e.g., increased thickness) and texture- (e.g. increased contrast) related biomarkers (27,29,51). However, the mechanical constraints to which tendons are exposed during this test most likely reach intensities that maintain a dynamic state of equilibrium and potentially trigger favourable tendon adaptations. To this end, the performance of the test did not reveal any immediate maladaptive changes that could have resulted from an increase in inflammatory cytokines or markers of apoptosis (52,53).

Previous ultrasound imaging studies examining changes in tendon integrity at the shoulder in response to wheelchair and wheelchair-related functional activities among long-term MWU_{SCI} have obtained conflicting results. For instance, Bossuyt *et al* (2020) (54) investigated acute changes in the thickness, echogenicity, and contrast of the biceps and supraspinatus tendons following an intermittent intense wheelchair propulsion protocol (i.e., two times 40 seconds (s) treadmill propulsion at 1.11 meters at 25 Watt (W) and 45 W, three maximum push tests, and a maximum 15 meter overground

sprint) among 50 MWU_{SCI}. They found only an acute reduction in supraspinatus tendon thickness (-1.39 mm; 95% CI: -2.28; -0.51) immediately after the protocol. This finding highlights that the supraspinatus risk exposure for the development of secondary musculoskeletal impairments (including localized pain) is greater for the supraspinatus than the biceps. Further support for limited changes to tendon integrity comes from Van Drongelen et al. (2007) (51) who investigated acute changes in the thickness and echogenicity of the biceps and supraspinatus tendons following a wheelchair basketball or quad rugby game in MWU_{SCI}. They revealed that there was a significant decrease in echogenicity in the biceps tendon only immediately after the game (mean duration 28.7 minutes). Interestingly, they suggested that exceeding a 30-minute playtime may be a key threshold to observe changes in tendon biomarkers. Such a threshold was not met in the present study and may explain in part the absence of change to biceps and supraspinatus tendons. Finally, Hogaboom et al. (2016) (55) investigated acute changes in the thickness, echogenicity, variance, and contrast of the biceps and supraspinatus tendons following the performance of a repeated sitting transfer protocol (i.e., three sets of six transfers with a 60-second break provided between each set) in MWU_{SCI}. They also only revealed an acute increase in the biceps tendon thickness immediately after the protocol.

In contrast, two previous studies investigating a continuous propulsion task reported no effects on acute changes in biceps and supraspinatus tendon biomarkers or acromioclavicular and AHD in MWU_{SCI} (56,57). In fact, Gil-Agudo et al. (2016) (56) found no acute biceps and supraspinatus tendon change thickness changes and AHD during a sub-maximal continuous wheelchair propulsion protocol (i.e., treadmill wheelchair propulsion; mean duration = 14 min; mean speed = 0.3m/s; mean power output = 51W) whereas Collinger et al. (2010) (58) found no thickness, echogenicity, grayscale variance, entropy, contrast, energy, and homogeneity changes of the biceps and supraspinatus tendons following an intermittent maximal wheelchair propulsion protocol (i.e., 15-minute propulsion task composed of three 4-minute trials separated by 90 seconds of rest). Our results are in alignment with those two studies.

In line with our second hypothesis, 48 hours after the completion of the the maximal progressive workload incremental test, no significant delayed differences in biomarkers of tendon integrity compared to immediately pre- or post-test was found. The typical physiological response to mechanical loading (i.e. transient increase in microvascular volume within the tendons and the accumulation of large proteoglycans), were expected to return to baseline values within 48 hrs post-exercise. Moreover, the test was not expected to instigate significant structural change. In fact, changes that reduce tendon load capacity (maladaptive changes) were not expected since the load induce on the tendons during the test was personalized according to each participant's tolerance and they could also stopped the test at any time, especially if shoulder pain developed, (maladaptive changes). Moreover, changes improving tendon load capacity (i.e. beneficial adaptive changes) typically require regular loading over a prolonged period of time and was not investigated in the present study (58,59). Unfortunately, no previous studies focusing on the biceps and supraspinatus tendons in MWU_{SCI} has investigated whether the observed acute effects persisted or whether new effects emerged beyond the acute effects. Of note, changes in ultrasound-related biomarkers of tendon integrity of the lower limb have been documented after three to four days following the completion of maximal continuous running protocols, including treadmill-based protocols, in both humans and animals (60,61).

Taken together, the absence of test-induced biomarker maladaptive changes after the completion of the wheelchair-based progressive workload incremental test supports its safety, especially with regards to increased risk of shoulder tendinopathy. Compared to other wheelchair-based protocols, the ability to warmup pre-test, the relatively short test duration, and the graded effort, likely modulate the risk to upper limb injury. These findings provide further support for the acceptability of this test in clinical practice and research protocols. Nonetheless, one needs to remain cautious as, when propelling, the shoulders are inevitably exposed to a *progressive and quick elevation* of rapidly raising mechanical loads during the test, especially as the slope and speed increments reach the maximal capacity of the MWU_{SCI} being tested (18). Between-participant heterogeneity in tendon-based temporal response (i.e., reactivity) (29,57) may also deserve future research attention as it may influence individual's response across different protocols. Likewise, delayed onset muscle soreness, which is typically evident at the musculotendinous

junction before spreading throughout the muscle within 24-72 hours, deserves future investigation.

A few limitations that may influence the interpretation of the present results do require consideration. First, the small sample of participants and their heterogeneity (e.g., initial tendon characteristics) limit the potential to generalize the present results to the general population of manual wheelchair users. The small sample size also restricts the capability to complete subgroup analyses (e.g., sedentary versus physically active manual wheelchair users; low versus elevated relative shoulder muscular efforts) that are required to gain a better understanding of the tendon adaptation processes. Second, the variability during ultrasound image recording associated to the evaluator (e.g., location and orientation of the transducer, pressure applied on the transducer), the participants (e.g., upper extremity positioning, visibility of the landmarks outlined on the skin, level of physical activity prior to T_1 or between T_2 and T_3), and the evaluator-participant interactions may have had an effect on the validity of the results. Third, the sensitivity to change threshold of the biomarkers of tendon integrity (including the resolution of the ultrasound imaging modality) and the 48-hrs time period elapsed between T_2 and T_3 may have been insufficient to confirm change in the biological integrity (i.e., composition and structure) of the tendon assessed. To this end, power doppler or elastography-related biomarkers could have provided additional insights regarding the vascularization and mechanical properties (e.g. stiffness) of the investigated tendons, respectively. Finally, these project-specific results solely reflect the biceps and supraspinatus tendon responses to a short duration and graded high intensity treadmill-based progressive workload incremental test (8-to-12 minute aerobic fitness test) and should not be generalized to other wheelchair-based testing or training protocols (e.g. high-intensity interval training) in MWU_{SCI}. Investigating additional anatomical structures at the shoulder joints and potential complications (e.g., subacromial-subdeltoid bursa swelling, supraspinatus partial or complete tear, acromioclavicular joint inflammation) or other upper limb joints (e.g., wrist, elbow) is suggested to gain a better insight into the effect of the treadmill-based progressive workload incremental test.

5.2.6 Conclusion

The performance of the motorized treadmill propulsion test to assess maximal aerobic fitness produced no biceps and supraspinatus tendon changes observable with ultrasound biomarkers in MWU_{SCI}. No evidence of maladaptive response due to overstimulation was observed in these tendons immediately after and 48 hours after the performance of the test. Further evidence is needed to fully understand the risks to the upper extremities associated with the performance of wheelchair-based maximal aerobic fitness tests or other training programs, especially high-intensity interval training program, among manual wheelchair users.

Abbreviations

ACSM: American College of Sport Medicine,

AHD: Acromiohumeral distance,

BL: Biceps longitudinal,

BT: Biceps transverse,

CRIR: Center for Interdisciplinary research in Rehabilitation of Greater Montreal,

CRIR: Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal,

CSA: Cross sectional area,

LHB: Long head of the biceps,

MW: Manual wheelchair,

MWU_{SCI}: Manual wheelchair user with spinal cord injury,

PAR-Q: The Physical Activity Readiness Questionnaire for Everyone,

QUI : Quantitative ultrasound imaging,

QUS : Quantitative ultrasound,

RC: Rotator cuff,

ROI: Region of interest,
SCI: Spinal cord injury,
SD: Standard deviation,
SEM: Standard error of measurement,
SS: Supraspinatus,
SST: Supraspinatus transverse,
SSL: Supraspinatus longitudinal,
UI: Ultrasound image,
WUSPI: Wheelchair User's Shoulder Pain Index

Data Availability

The datasets generated and/or analyzed during the current study are not publicly available due to data safety considerations but remains available from the corresponding author on reasonable request upon approval of the Research Ethics Committee of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal.

Ethical Approval

Ethical approval for this study, conducted at the Pathokinesiology Laboratory at the Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique de Montréal, was obtained from the Research Ethics Committee of the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR-#715-0312).

Conflicts of interest

The authors declare that they have no conflict of interest.

Author's Contributions

All authors contributed to the design of the study. Mylene Leclerc, Cindy Gauthier, and Dany Gagnon collected the data. Mylene Leclerc and Dany Gagnon completed all data analyses and statistics and drafted the initial version of the manuscript. Cindy Gauthier, Rachel Brosseau, and François Desmeules revised the initial version of the manuscript. All authors reviewed and agreed on the final version of the manuscript. Dany H. Gagnon participated in the conceptualization and definition of the project, in the development of the methodology, in the validation of the methods and the statistical analysis, in the revision of the scientific article as well as in the supervision and the administration of the project. François Desmeules participated in the definition of the research design and the supervision of the works. Cindy Gauthier participated in the realization of the methodology for the cardiorespiratory portion. Rachel Brosseau participated in the conceptualization and formulation of ideas. Mylène Leclerc has contributes to the formulation of the main research objectives, the development and the implementation of the methodology, data collection, data extraction, processing of the main outcome measures, statistical analysis and the interpretation of the results as well as the writing and revision of the scientific article.

Funding Statement

Mylène Leclerc was supported by a Research Internship Award from the Ordre Professionnel de la Physiothérapie du Québec (OPPQ). Cindy Gauthier was supported by a doctoral scholarship from the Canadian Institutes of Health Research (CIHR). François Desmeules and Dany .H. Gagnon have research salary awards from the FRQ-S. Dany H. Gagnon co-chair the Initiative for the development of New Technologies and Practices in Rehabilitation (INSPIRE) affiliated with the Lindsay Rehabilitation Award funded by the LRH foundation.

Acknowledgments

The authors thank Daniel Marineau for his technical support, Philippe Paquette for his assistance during data analysis and Jasmine Arel for her assistance during data collection.

References

1. Abou L, Sung J, Sosnoff JJ, Rice LA, "Reliability and validity of the function in sitting test among non-ambulatory individuals with spinal cord injury," *Journal of Spinal Cord Medicine*, p. 1–8, 2019.
2. Milosevic M, Gagnon DH, Gourdou P, Nakazawa K, "Postural regulatory strategies during quiet sitting are affected in individuals with thoracic spinal cord injury," *Gait & Posture*, vol. 58, p. 446-52, 2017.
3. Simmons OL, Kressler J, Nash MS, "Reference Fitness Values in the Untrained Spinal Cord Injury Population," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 95, no.12, p. 2272-8, 2014.
4. Johnston TE, Smith BT, Mulcahey MJ, Betz RR, Lauer RT, "A Randomized Controlled Trial on the Effects of Cycling With and Without Electrical Stimulation on Cardiorespiratory and Vascular Health in Children With Spinal Cord Injury," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 90, no. 8, p. 1379-88, 2009.
5. Au JS, Zepetnek JOTD, Macdonald MJ, "Modeling Perceived Exertion during Graded Arm Cycling Exercise in Spinal Cord Injury," *Medicine & Sciences of Sport & Exercise*, vol. 49, no. 6, p. 1190-6, 2017.
6. Sharif H, Cotie LM, Fountaine MFL, Ditor DS, "The influence of cardiac autonomic activity on the QT-variability index in able-bodied and incomplete spinal cord injured individuals," *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical*, vol. 190, p. 46-52, 2015.
7. Sprigle S, Delaune W, "Factors that influence changes in wheelchair cushion performance over time," *Assistive Technology*, vol. 26, no. 2, p.61-8; quiz 69-70, 2014.
8. Fountaine MFL, Cirnigliaro CM, Emmons RR, Kirshblum SC, Galea M, Spungen AM, et al., "Lipoprotein heterogeneity in persons with spinal cord injury: a model of prolonged sitting and restricted physical activity," *Lipids in Health and Disease*, vol. 14, p. 81, 2015.
9. Wrigley PJ, Press SR, Gustin SM, Macefield VG, Gandevia SC, Cousins MJ, et al., "Neuropathic pain and primary somatosensory cortex reorganization following spinal cord injury," *Pain*, vol. 141, no. 1-2, p. 52-9, 2008.
10. Franz S, Finnerup NB, "Neurological Aspects of Spinal Cord Injury," p.283-302, 2017. Springer (e-Book)
11. Felix ER, "Chronic neuropathic pain in SCI: evaluation and treatment," *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, vol. 25, no. 3, p. 545-71, 2014.
12. Stuckenschneider T, Askew CD, Rüdiger S, Polidori MC, Abeln V, Vogt T, et al., "Cardiorespiratory fitness and cognitive function are positively related among participants with mild and subjective cognitive impairment," *Journal of Alzheimer's Disease*, vol. 62, no. 4, p. 1865-75, 2018.

13. Tasiemski T, Brewer BW, "Athletic identity, sport participation, and psychological adjustment in people with spinal cord injury," *Adapted Physical Activity Quarterly*, vol. 28, no. 3, p. 233-50, 2011.
14. Nas K, Yazmalar L, Şah V, Aydın A, Öneş K, "Rehabilitation of spinal cord injuries," *World Journal of Orthopedics*, vol. 6, no. 1, p. 8-16, 2015.
15. Requejo PS, Furumasu J, Mulroy SJ, "Evidence-based strategies for preserving mobility for elderly and aging manual wheelchair users," *Topics in Geriatric Rehabilitation*, vol. 31, no. 1, p. 26-41, 2015.
16. Shephard RJ, "Qualified fitness and exercise as professionals and exercise prescription: Evolution of the PAR-Q and Canadian Aerobic Fitness Test," *Journal of Physical Activity and Health*, vol. 12, no.4, p. 454-61, 2014.
17. Gauthier C, Arel J, Brosseau R, Hicks AL, Gagnon DH, "Reliability and minimal detectable change of a new treadmill-based progressive workload incremental test to measure cardiorespiratory fitness in manual wheelchair users," *Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 40, no. 6, p. 759-67, 2017.
18. Gauthier C, Grangeon M, Ananos L, Brosseau R, Gagnon DH, "Quantifying cardiorespiratory responses resulting from speed and slope increments during motorized treadmill propulsion among manual wheelchair users," *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 60, no. 5, p. 281-8, 2017.
19. Gauthier C, Brosseau R, Hicks AL, Gagnon DH, "Feasibility, safety, and preliminary effectiveness of a home-based self-managed high-intensity interval training program offered to long-term manual wheelchair users," *Rehabilitation Research and Practice*, p. 1-15, 2018.
20. Ordonez FJ, Rosety MA, Camacho A, Rosety I, Diaz AJ, Fornieles G, et al., "Arm-cranking exercise reduced oxidative damage in adults with chronic spinal cord injury," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 94, no. 12, p. 2336-41, 2013.
21. McArdle WD, Katch FI, Pechar GS, "Comparison of continuous and discontinuous treadmill and bicycle tests for max Vo₂," *Medicine Sciences and Sports*, vol. 5, no. 3, p. 156-60, 1973.
22. Dyson-Hudson TA, Sisto SA, Bond Q, Emmons R, Kirshblum SC, "Arm crank ergometry and shoulder pain in persons with spinal cord injury," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 88, no. 12, p.1727-9, 2007.
23. 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," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 51, no. 5, p. 789-802, 2014.

24. Gagnon DH, Babineau A-C, Champagne A, Desroches G, Aissaoui R., "Trunk and shoulder kinematic and kinetic and electromyographic adaptations to slope increase during motorized treadmill propulsion among manual wheelchair users with a spinal cord injury," *BioMed Research International*, vol. 2015, p. 1-15, 2015.
25. Eriks-Hoogland I, Groot S de, Snoek G, Stucki G, Post M, Woude L van der, "Association of shoulder problems in persons with spinal cord injury at discharge from inpatient rehabilitation with activities and participation 5 years later," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 97, no. 1, p. 84-91, 2016.
26. Subbarao J, Klopstein J, Turpin R, "Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury," *Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 18, no. 1, p. 9-13, 1995.
27. Nadeau M-J, Desrochers A, Lamontagne M, Larivière C, Gagnon DH, "Quantitative ultrasound imaging of Achilles tendon integrity in symptomatic and asymptomatic individuals: reliability and minimal detectable change," *Journal of Foot and Ankle Research*, vol. 9, no. 1, p. 30-47, 2016.
28. Collinger JL, Gagnon D, Jacobson J, Impink BG, Boninger ML, "Reliability of quantitative ultrasound measures of the biceps and supraspinatus tendons," *Academic Radiology*, vol. 16, no. 11, p. 1424-32, 2009.
29. Brose SW, Boninger ML, Fullerton B, McCann T, Collinger JL, Impink BG, et al., "Shoulder ultrasound abnormalities, physical examination findings, and pain in manual wheelchair users with spinal cord injury," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 89, no. 11, p. 2086-93, 2008.
30. Boninger ML, Towers JD, Cooper RA, Dicianno BE, Munin MC, "Shoulder imaging abnormalities in individuals with paraplegia," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 38, no. 4, p. 401-8, 2001.
31. Cook J, Purdam C, "Is tendon pathology a continuum? A pathology model to explain the clinical presentation of load-induced tendinopathy," *British Journal of Sports Medicine*, vol. 43, no. 6, p. 409-16, 2009.
32. Cook J, Kiss ZS, Ptasznik R, Malliaras P, "Is vascularity more evident after exercise? Implications for tendon imaging," *American Journal of Roentgenology*, vol. 185, p. 1138-1140, 2005.
33. Cook JL, Khan KM, Harcourt PR, Kiss ZS, Fehrmann MW, Griffiths L, et al., "Patellar tendon ultrasonography in asymptomatic active athletes reveals hypoechoic regions: a study of 320 tendons," *Victorian Institute of Sport Tendon Study Group. Clinical Journal of Sport Medicine : Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, vol. 8, no. 2, p. 73-77, 1998.

34. Mulroy SJ, Gronley JK, Newsam CJ, Perry J., "Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 77, p. 187-93, 1996.
35. Mazingo JD, Akbari-Shandiz M, Murthy NS, Van Straaten MG, Schueler BA, Holmes DR 3rd, McCollough CH, Zhao KD, "Shoulder mechanical impingement risk associated with manual wheelchair tasks in individuals with spinal cord injury," *Clinical Biomechanics*, vol. 71, p. 221–229, 2020.
36. Morrow MM, Kaufman KR, An KN, "Scapula kinematics and associated impingement risk in manual wheelchair users during propulsion and a weight relief lift, " *Clinical Biomechanics*, vol. 26, no. 4, p. 352-57, 2011.
37. Curtis KA, Roach KE, Applegate EB, Amar T, Benbow CS, Genecco TD, et al., "Development of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI)," *Spinal Cord*, vol. 33, no. 5, p. 290-3, 1995.
38. 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*, vol. 33, no. 10, p. 595-601, 1995.
39. American College of Sports Medicine Position and Stand, "Progression models in resistance training for healthy adults," *Medicine & Sciences of Sport & Exercise*, vol. 41, no. 3, p. 687-709, 2009.
40. Bredin SSD, Gledhill N, Jamnik VK, Warburton DER, "PAR-Q+ and ePARmed-X+: new risk stratification and physical activity clearance strategy for physicians and patients alike," *College of Family Physicians of Canada*, vol. 59, no. 3, p. 273-7, 2013.
41. Lin Y-S, Boninger ML, Day KA, Koontz AM, "Ultrasonographic measurement of the acromiohumeral distance in spinal cord injury: Reliability and effects of shoulder positioning," *Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 38, no. 6, p. 700-8, 2014.
42. Belley AF, Gagnon DH, Routhier F, Roy J-SS, "Ultrasonographic measures of the acromiohumeral distance and supraspinatus tendon thickness in manual wheelchair users with spinal cord injury," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 98, no. 3, p. 517-24, 2017.
43. Curtis K, Drysdale G, Lanza RD, Kobler M, Vitolo RS, West R, "Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 80, no. 4, p.453-7, 1999.
44. Langberg H, Skovgaard D, Asp S, Kjær M, "Time Pattern of Exercise-Induced Changes in Type I Collagen Turnover after Prolonged Endurance Exercise in Humans," *Calcified Tissue International*, vol. 67, no. 1, p. 41-4, 2000.

45. Langberg H, Skovgaard D, Petersen LJ, Bulow J, Kjaer M, "Type I collagen synthesis and degradation in peritendinous tissue after exercise determined by microdialysis in humans," *The Journal of Physiology*, vol. 521, no. 1, p. 299–306, 1999.
46. Cook JL, Rio E, Purdam CR, Docking SI, "Revisiting the continuum model of tendon pathology: what is its merit in clinical practice and research?," *British Journal of Sport Medicine*, vol. 50, no. 19, p. 1187-91, 2016.
47. Cook JL, Kiss ZS, Khan KM, "Patellar tendinitis: the significance of magnetic resonance imaging findings," *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 27, no. 6, p. 831, 1999.
48. Khan KM, Cook JL, Kiss ZS, Visentini PJ, Fehrmann MW, Harcourt PR, et al., "Patellar tendon ultrasonography and jumper's knee in female basketball players: a longitudinal study," *Clinical Journal of Sport Medicine : Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, vol. 7, no. 3, p. 199-206, 1997.
49. Olesen JL, Heinemeier KM, Gemmer C, Kjaer M, Flyvbjerg A, Langberg H, "Exercise-dependent IGF-I, IGFBPs, and type I collagen changes in human peritendinous connective tissue determined by microdialysis," *Journal of Applied Physiology*, vol. 102, no. 1, p. 214-20, 2006.
50. Miller BF, Olesen JL, Hansen M, Døssing S, Cramer RM, Welling RJ, et al., "Coordinated collagen and muscle protein synthesis in human patella tendon and quadriceps muscle after exercise," *Journal of Physiology*, vol. 567, no. 3, p. 1021-33, 2005.
51. Drongelen S van, Boninger ML, Impink BG, Khalaf T, "Ultrasound imaging of acute biceps tendon changes after wheelchair sports," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 88, no. 3, p. 381-5, 2007.
52. Magnusson S, Narici MV, Maganaris CN, Kjaer M, "Human tendon behaviour and adaptation, in vivo," *The Journal of Physiology*, vol. 586, no. 1, p. 71-81, 2008.
53. Miller BF, Hansen M, Olesen JL, Schwarz P, Babraj JA, Smith K, et al., "Tendon collagen synthesis at rest and after exercise in women," *Journal of Applied Physiology*, vol. 102, no. 2, p. 541-6, 2007.
54. Bossuyt FM, Boninger ML, Cools A, Hogaboom N, Eriks-Hoogland I, Arnet U, et al., "Changes in supraspinatus and biceps tendon thickness: influence of fatiguing propulsion in wheelchair users with spinal cord injury," *Spinal Cord*, vol. 58, no. 3, p. 324-33, 2019.
55. Hogaboom NS, Huang BL, Worobey LA, Koontz AM, Boninger ML, "Cross-sectional investigation of acute changes in ultrasonographic markers for biceps and supraspinatus tendon degeneration after repeated wheelchair transfers in people with spinal cord injury," *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 95, no. 11, p. 818, 2016.

56. Gil-Agudo A, Mozos M, Ruiz B, del-Ama A, Pérez-Rizo E, Segura-Fragoso A, et al., "Shoulder kinetics and ultrasonography changes after performing a high-intensity task in spinal cord injury subjects and healthy controls," *Spinal Cord*, vol. 54, no. 4, p. 277-82, 2015.
57. Collinger JL, Impink BG, Ozawa H, Boninger ML, "Effect of an intense wheelchair propulsion task on quantitative ultrasound of shoulder tendons. *PM&R Journal*, vol. 2, no. 10, p. 920-5, 2010.
58. Fahlstrom M, Alfredson H, "Ultrasound and Doppler findings in the Achilles tendon among middle-aged recreational floor-ball players in direct relation to a match," *British Journal of Sport Medicine*, vol. 44, no. 2, p.140-3, 2008.
59. Fredberg U, Bolvig L, Lauridsen A, Stengaard-Pedersen K, "Influence of acute physical activity immediately before ultrasonographic measurement of Achilles tendon thickness," *Scandinavian Journal of Rheumatology*, vol. 36, no. 6, p. 488-9, 2009.
60. Rosengarten SD, Cook JL, Bryant AL, Cordy JT, Daffy J, Docking SI, "Australian football players' Achilles tendons respond to game loads within 2 days: an ultrasound tissue characterisation (UTC) study," *British Journal of Sport Medicine*, vol. 49, no. 3, p. 183-7, 2014.
61. Docking SI, Daffy J, Schie HTM van, Cook JL, "Tendon structure changes after maximal exercise in the Thoroughbred horse: use of ultrasound tissue characterisation to detect in vivo tendon response," *Veterinary Journal*, vol. 194, no. 3, p. 338-42, 1997.

Chapitre 6 : Discussion

Considérant que les principaux constats qui émergent du projet ainsi que ses principales limites ont été discutés dans l'article scientifique présenté dans le chapitre précédent, cette discussion débutera avec un bref rappel des principaux constats et des limites avant d'aborder les retombées cliniques potentielles et explorer diverses avenues de recherche pouvant découler de ce projet dans le futur.

6.1 Principaux constats des travaux de recherche

L'objectif général de cette étude était de vérifier si la performance d'un test de propulsion sur tapis roulant avec une augmentation progressive de la charge de travail pour mesurer les aptitudes cardiorespiratoires des personnes ayant une LMÉ et utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion s'avérait sécuritaire pour l'intégrité des tendons de la longue portion du biceps et du supra-épineux (principales mesures de résultats). Pour ce faire, il a été vérifié, à partir d'images enregistrées par ultrasonographie, si la performance de ce test altère négativement les biomarqueurs ultrasonographiques caractérisant l'intégrité des tendons du biceps et du supra-épineux auprès d'un échantillon de 15 personnes ayant une lésion de la moelle épinière et utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion.

Contrairement à la première hypothèse formulée au chapitre 2 de cette étude, aucune adaptation tendineuse localisée immédiate (c.-à-d. réactive) significative n'a été mise en évidence lors de la comparaison des biomarqueurs ultrasonographiques d'intégrité tendineuse de la longue portion du biceps et du supra-épineux mesurés immédiatement avant (T0) et après (T1) avoir complété en moyenne 10.2 ± 2.93 paliers au test de propulsion sur tapis roulant avec une augmentation progressive de la charge de travail. De plus, en lien avec la seconde hypothèse formulée au chapitre 2, l'adaptation tendineuse localisée poursuivie pendant une période de 48 heures après la fin du test n'a également pas permis de mettre en évidence des différences significatives entre les biomarqueurs ultrasonographiques d'intégrité tendineuse mesurés immédiatement avant (T0) et 48 heures (T2) après le test. Par ailleurs, le fait que la distance acromio-humérale

et la douleur à l'épaule soient demeurées inchangées entre les différents temps de mesures renforce aussi les principaux constats présentés précédemment.

Au final, ces constats supportent le fait que la performance du test de propulsion sur tapis roulant avec une augmentation progressive de la charge de travail n'amène pas de changement délétère aux tendons de la longue portion du biceps et du supra-épineux. Ces constats s'inscrivent aussi en conformité avec ceux d'études ayant utilisé une approche méthodologique comparable afin de caractériser l'intégrité de tendons de l'épaule suite à la propulsion manuelle intensive d'un fauteuil roulant (36,55) La durée totale du test de propulsion sur tapis roulant, déterminée par chaque participant en fonction de sa propre tolérance cardiorespiratoire ou musculosquelettique, pourrait aussi s'avérer un élément clé permettant de moduler favorablement l'adaptation tendineuse réactive. À l'inverse, les études ayant rapporté des constats contraires aux membres supérieurs (44,45,67) avaient généralement investigué des tâches de propulsion manuelle d'un fauteuil roulant de plus longue durée, habituellement de plus de 30 minutes, ou dans un contexte où la fin de l'activité est prévue au préalable telle la durée d'un match de basketball ou un circuit d'entraînement (39,44,68,69). Somme toute, la performance du test de propulsion sur tapis roulant avec une augmentation progressive de la charge de travail, précédé d'une période d'échauffement, s'avère *a priori* sécuritaire pour l'intégrité tendineuse à l'épaule auprès des uFRM_{LMÉ}.

6.2 Principales limites des travaux de recherche

Certaines limites méritent d'être abordées et considérées sachant qu'elles pourraient influencer sur l'interprétation des résultats et le niveau de preuve des principaux constats.

Dans un premier spectre d'idées, la petite taille de l'échantillon de participants et l'hétérogénéité entre ces derniers, en termes de santé neuromusculosquelettique et d'aptitudes fonctionnelles, limitent le potentiel de généralisabilité des principaux constats auprès de la population de personnes vivant avec des déficiences sensorimotrices, particulièrement une LMÉ d'origine non-traumatique, et utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion. Par ailleurs, l'échantillon n'est pas équilibré en termes de sexe puisqu'il comporte une majorité d'hommes (13/15) par rapport aux femmes (2/15) et demeure relativement jeune (âge moyen= 36.4 ans \pm 11.9 ans). Cela dit, l'échantillon

reste tout de même représentatif de la population à l'étude sachant que la lésion de la moelle épinière d'origine traumatique (LMT) touche principalement les hommes (75%) et les jeunes adultes (1).

Autrement, le large étendu du niveau de lésion neurologique (C6 à L1) de l'échantillon représente aussi une limite. Cet étendu fait en sorte que l'aptitude des participants pour stabiliser le tronc via le recrutement des muscles abdominaux et paraspinaux ou encore la ceinture scapulaire et l'articulation gléno-humérale via les muscles scapulothoraciques et thoracohuméraux variait grandement entre les participants. Cette variation pourrait avoir eu un impact, entre autres, sur la force musculaire disponible et sur les exigences musculosquelettiques aux membres supérieurs, surtout à l'épaule, ainsi que sur la capacité à se propulser efficacement, particulièrement lorsque les exigences progressaient (c.-à-d. augmentation de la vitesse, augmentation de la pente) (62). L'efficacité mécanique de la technique de propulsion reste aussi influencée par plusieurs autres facteurs (ex : configuration du fauteuil roulant et positionnement de l'utilisateur, motivation, etc.) (56,70). Ultimement, les contraintes mécaniques auxquelles les tendons ont été exposés, tout comme leur réactivité en fonction du temps, pourraient se révéler fort différentes entre les participants. De plus, la sollicitation des membres supérieurs qui s'est poursuivie pendant la période de 48 heures, minimalement pour la propulsion manuelle du fauteuil roulant, risque aussi d'avoir été très hétérogène entre les participants et n'a pas été considérée. Cela dit, cet effet n'est probablement pas crucial dans le présent projet considérant qu'aucune différence significative n'a été identifiée.

Dans un deuxième spectre d'idées, l'imagerie musculosquelettique par ultrasonographie s'avère une technique connue pour être fortement influencée par les compétences et l'expérience professionnelles des utilisateurs. En ce sens, afin de réduire la variabilité des biomarqueurs associée à l'évaluateur, il demeure crucial d'assurer une formation optimale de l'évaluateur et d'adhérer à un protocole standardisé d'enregistrement des images et d'extraction des mesures de résultats à partir du logiciel d'analyse des images. Dans le contexte du projet, les compétences et l'expérience professionnelles de l'évaluateur s'avéraient minimalistes initialement autant avec l'enregistrement qu'avec le logiciel d'analyse des images et pourraient s'être peaufinées pendant la durée du projet. En parallèle, il est à noter qu'une portion de la variabilité pourrait aussi être imputable

directement aux participants. Entre autres, certaines marques sur la peau qui précisait la position de la sonde pour l'enregistrement des images avaient été effacées immédiatement (T1) et 48 heures (T2) après le test, même si elles avaient été faites avec un marqueur indélébile.

De plus, bien que certaines études aient révélé que plusieurs des biomarqueurs ultrasonographiques choisis dans le projet se différencient de façon significative entre différents temps de mesures (23,24), la sensibilité au changement des biomarqueurs (c.-à-d. *responsivness*) choisi pour caractériser l'intégrité tendineuse reste peu connue. En ce sens, il demeure possible que la sensibilité des biomarqueurs ne permette pas de mettre en évidence les effets estompés de façon satisfaisante lors d'une sollicitation tendineuse d'une durée limitée et inférieure à 30 minutes (36,71). De plus, un suivi échographique au-delà de 48 heures pourrait être recommandé, surtout si des adaptations sont encore possibles au-delà de cette période avant un retour à la normale (39,72).

Pour terminer, dans un dernier spectre d'idées, les constats spécifiques au projet reflètent uniquement les adaptations tendineuses de la longue portion du biceps et du supra-épineux en réponse à un test de propulsion sur tapis roulant avec une augmentation progressive de la charge de travail. Ces constats ne peuvent être généralisés à d'autres tests en fauteuil roulant manuel ou à des protocoles d'entraînement aérobique, tel l'entraînement à haute intensité par intervalles (c.-à-d. *high intensity interval training – HIIT*). Cependant, ces mêmes constats révèlent que dans le dosage de l'exercice aérobique, il apparaîtrait judicieux de favoriser les blocs d'entraînement de courte durée et de haute intensité pour limiter les risques d'atteinte tendineuse mal-adaptive aux épaules.

6.3 Implication clinique des travaux de recherche

Les principaux constats de ce projet pourront aussi servir d'assise afin de formuler certains messages pouvant renforcer la pratique clinique fondée sur des preuves scientifiques. D'emblée, il est possible d'affirmer que la performance du test de propulsion sur tapis roulant avec une augmentation progressive de la charge de travail afin de mesurer les aptitudes cardiorespiratoires s'avère sécuritaire pour l'intégrité des tendons

de la longue portion du biceps et du supra-épineux des personnes ayant une lésion de la moelle épinière et utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion. L'intention d'utilisation du test en pratique clinique ou en recherche étant entre autres influencée par sa sécurité, il est plausible que les preuves scientifiques fournies amènent les professionnelles de la réadaptation et de la physiologie de l'exercice à s'intéresser à ce test lorsqu'une évaluation rigoureuse des aptitudes aérobiques est requise pour différentes raisons. En fait, l'importance de l'évaluation des aptitudes aérobiques chez les personnes utilisant un fauteuil roulant manuel comme principal mode de locomotion est de plus en plus reconnue sachant que ces derniers sont sédentaires (c.-à-d. augmentation du *non-active sitting time*) et peu enclins à s'engager dans la pratique d'activités physiques. Par conséquent, ils sont exposés à un risque accru de développement ou d'exacerbation de problèmes de santé secondaires complexes et chroniques, tels que des problèmes de santé cardiorespiratoires et endocriniens-métaboliques (58,73). Ainsi, le test proposé sera utile pour surveiller les changements des aptitudes aérobiques au fil du temps et pour prescrire des programmes d'exercices aérobiques personnalisés. D'ailleurs, l'entraînement cardiorespiratoire (c.-à-d. aérobique), longtemps négligé aux dépens de l'entraînement musculaire, est de plus en plus valorisé en réadaptation alors qu'un équilibre en termes d'intervention entre ces approches est en constante définition en pratique clinique.

En lien avec les programmes d'exercices aérobiques personnalisés dédiés aux uFRM_{LMÉ}, les constats de ce projet pourraient aussi guider les professionnels de la réadaptation dans le développement, la mise en œuvre et l'évaluation de nouvelles interventions. La propulsion manuelle du fauteuil roulant sur tapis roulant, pouvant être compatible avec la pratique fondée sur la tâche (c.-à-d. *activity-based therapy*), représente une alternative pertinente et sécuritaire pour améliorer conjointement la santé cardiorespiratoire et musculosquelettique aux membres supérieurs. En plus, l'utilisation du tapis roulant permettrait de paramétrer spécifiquement les interventions (ex : vitesse, pente, durée) et pourrait possiblement même mener à la cocréation de programmes d'entraînement à haute intensité par intervalles de courtes durées (c.-à-d. *high intensity interval training – HIIT*) avec les cliniciens.

Finalement, ce projet contextualise l'utilisation de l'imagerie quantitative par ultrasonographie, une approche évaluative émergente en physiothérapie. Bien que la validité et la sensibilité au changement de l'imagerie quantitative par ultrasonographie restent à établir avec certitude, cette technique offre la possibilité aux physiothérapeutes de visualiser *in vivo* des structures anatomiques d'intérêt et de mettre en relation les données cliniques subjectives et objectives avec celles de l'imagerie afin d'enrichir la démarche évaluative et le diagnostic physiothérapeutique.

6.4 Futures perspectives de recherche

Bien que les principaux constats de ce projet répondent spécifiquement aux objectifs préétablis (*re* : chapitre 2), ils permettent également de dresser de futures perspectives de recherche qui mériteront d'être explorées à court, moyen ou long terme.

6.4.1 Court terme

Il serait pertinent de poursuivre les travaux de recherche en établissant en priorité les qualités métrologiques (*c.-à-d.* fiabilité, validité et sensibilité aux changements) du nouveau test de propulsion sur tapis roulant avec une augmentation progressive de la charge. Dans le même ordre, les qualités métrologiques des biomarqueurs géométriques, de luminosité et de texture mesurés par ultrasonographie qui caractérisent l'intégrité tendineuse, auxquels l'élastographie pourrait s'ajouter (74–76), mériteront aussi d'être étudiées davantage. Pour tous ces biomarqueurs, afin d'également mieux comprendre les adaptations tendineuses, les travaux pourront aussi se poursuivre auprès de différentes populations, tels les athlètes et les travailleurs, chez lesquels les membres supérieurs sont recrutés dans différents contextes et exposés à des risques accrus de déficiences musculosquelettiques secondaires. En parallèle, afin de renforcer les preuves scientifiques générées, le présent projet de recherche pourrait aussi être répété auprès d'un plus grand échantillon de participants. De plus, d'autres articulations et structures (*ex* : nerf médian au poignet) et des temps de mesures additionnels (*ex* : 72 heures avant et après le test) pourraient également s'ajouter au protocole.

6.4.2 Moyen terme

Il serait aussi pertinent de sonder la perception des professionnels de la réadaptation, de la physiologie de l'exercice ou de l'activité physique eu égard à la facilité d'utilisation et

l'utilité perçue du nouveau test de propulsion, deux précurseurs clés de l'attitude et l'intention comportementale vis-à-vis son utilisation. Ces perceptions, qui pourraient être articulées autour d'une adaptation du modèle d'acceptation de la technologie (*Technology Acceptance Model*) (77), permettraient de peaufiner le test et de mettre en place tous les éléments requis pour mener à une perception favorable du test en vue d'une implantation future. Ce sondage pourrait aussi vérifier l'intérêt de ces professionnels et colliger les attributs d'un programme '*idéal*' d'entraînement à haute intensité par intervalles de courtes durées sur tapis roulant offert, entre autres, aux uFRM_{LMÉ}. De plus, il permettrait d'identifier les meilleures mesures de résultats permettant de caractériser les adaptations musculosquelettiques aux membres supérieurs.

6.4.3. Long terme

Une fois les preuves scientifiques renforcées via les projets proposés à court et moyen termes, il pourrait être envisagé de bâtir un projet de recherche autour de l'implantation du nouveau test dans le contexte de la pratique clinique où un tapis roulant motorisé, permettant des ajustements pour la propulsion manuelle du fauteuil roulant, est disponible ainsi qu'en adhérant à une démarche scientifique des plus rigoureuses telle celle proposée par Dre Gauthier et ses collaborateurs (14,18,19). Ce projet d'implantation pourrait, par exemple, se dérouler au sein d'un programme de réadaptation ou de suivi médical offrant des services aux personnes ayant une lésion de la moelle épinière et utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion.

Chapitre 7 : Conclusion

Cette étude avait pour objectif de statuer sur la sécurité d'un test de propulsion sur tapis roulant avec une augmentation progressive de la charge de travail, nouvellement développé pour mesurer l'aptitude aérobie, en s'intéressant spécifiquement à l'intégrité des tendons de la longue portion du biceps et du supra-épineux. Pour ce faire, des images de ces tendons ont été enregistrées par ultrasonographie immédiatement avant (T0), immédiatement après (T1) et 48 heures après (T2) qu'un échantillon de 15 personnes ayant une lésion de la moelle épinière et utilisant un fauteuil roulant comme principal mode de locomotion ait complété le test. Par la suite, à partir des images enregistrées et d'un logiciel sophistiqué d'analyse de ces dernières, des biomarqueurs géométriques, de luminosité et de texture (principales mesures de résultats) qui caractérisent l'intégrité tendineuse ont été calculés. En comparant ces biomarqueurs entre les trois temps de mesures, aucune différence significative n'a été révélée. Ainsi, il appert plausible que des adaptations tendineuses immédiates de la longue portion du biceps et du supra-épineux en réaction à la performance du test demeurent dans un spectre acceptable et se dissipent à l'intérieur d'une période de 48 heures une fois le test terminé. Ces premières évidences soutiennent que la performance de ce test n'augmente pas de façon déraisonnable le risque de développer ou d'exacerber une tendinopathie réactive, voire dégénérative, de la longue portion du biceps ou du supra-épineux. Toutefois, davantage d'études seront nécessaires avant de statuer en toute connaissance de cause sur les risques sur la santé neuromusculosquelettique des membres supérieurs associés à la performance de ce test. Ce même constat demeure aussi vrai dans la perspective où, inspiré du test nouvellement développé, des programmes d'entraînement de haute intensité par intervalle en fauteuil roulant sur tapis roulant étaient développés et testés afin d'améliorer l'aptitude aérobie auprès de la population visée par le test.

Chapitre 8 : Références bibliographiques

1. Noonan V, Fingas M, Farry A, Baxter D. Incidence and prevalence of spinal cord injury in Canada: a national perspective. 2012;
2. Harvey LA, Lin C-W, Glinsky JV, Wolf AD. The effectiveness of physical interventions for people with spinal cord injuries: a systematic review. *Spinal Cord*. 2009;47(3):184–95.
3. Mehrholz J, Kugler J, Pohl M. Locomotor training for walking after spinal cord injury. *Cochrane Database of Systematic Review*. 2012;11(11):CD006676.
4. Salbach NM, O'Brien K, Brooks D, Irvin E, Martino R, Takhar P, et al. Speed and distance requirements for community ambulation: A systematic review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2014;95(1):117-128.e11.
5. Ginis KAM, Tomasone JR, Latimer-Cheung AE, Arbour-Nicitopoulos KP, Bassett-Gunter RL, Wolfe DL. Developing physical activity interventions for adults with spinal cord injury. part 1: A comparison of social cognitions across actors, intenders, and nonintenders. *Rehabilitation Psychology*. 2013;58(3):299–306.
6. Ginis KAM, Latimer AE, Arbour-Nicitopoulos KP, Buchholz AC, Bray SR, Craven BC, et al. Leisure time physical activity in a population-based sample of people with spinal cord injury part I: Demographic and injury-related correlates. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2010;91(5):722–8.
7. Ginis KAM, Hicks AL, Latimer AE, Warburton DER, Bourne C, Ditor DS, et al. The development of evidence-informed physical activity guidelines for adults with spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2011;49(11):1088–96.
8. Otom A, Ahmar MRA. Bone loss following spinal cord injury. *Journal of Neurorestoratology*. 2014; 2:81–4.
9. Scheer JW van der, Ginis KAM, Ditor DS, Goosey-Tolfrey VL, Hicks AL, West CR, et al. Effects of exercise on fitness and health of adults with spinal cord injury: A systematic review. *Neurology*. 2017;89(7):736–45.
10. Blair SN. Influences of cardiorespiratory fitness and other precursors on cardiovascular disease and all-cause mortality in men and women. *JAMA The Journal of American Medical Association*. 1996;276(3):205–10.
11. Tremblay MS, Shields M, Laviolette M, Craig CL, Janssen I, Gorber SC. Fitness of canadian children and youth: results from the 2007-2009 Canadian Health Measures Survey. *Health Rep*. 2010;21(1):7–20.

12. Scheer JW van der, Groot S de, Postema K, Veeger DHEJ, Woude LHV van der. Design of a randomized-controlled trial on low-intensity aerobic wheelchair exercise for inactive persons with chronic spinal cord injury. *Disability Rehabilitation*. 2012;35(13):1119–26.
13. Scheer JW van der, Groot S de, Vegter RJK, Hartog J, Tepper M, Sloopman H, et al. Low-intensity wheelchair training in inactive people with long-term spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2015;94(11):975–86.
14. Gauthier C, Brosseau R, Hicks AL, Gagnon DH. Feasibility, safety, and preliminary effectiveness of a home-based self-managed high-intensity interval training program offered to long-term manual wheelchair users. *Rehabilitation Research and Practice*. 2018;2018:1–15.
15. Horiuchi M, Fukuoka Y. Absence of cardiovascular drift during prolonged arm-crank exercise in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2019;57(11):942–52
16. Dyson-Hudson TA, Sisto SA, Bond Q, Emmons R, Kirshblum SC. Arm crank ergometry and shoulder pain in persons with spinal cord injury. *Archives of Physical and Medicine Rehabilitation*. 2007;88(12):1727–9.
17. Schneider DA, Sedlock DA, Gass E, Gass G. $\dot{V}O_2$ peak and the gas-exchange anaerobic threshold during incremental arm cranking in able-bodied and paraplegic men. *European Journal of Applied Physiology*. 1999;80(4):292–7.
18. Gauthier C, Grangeon M, Ananos L, Brosseau R, Gagnon DH. Quantifying cardiorespiratory responses resulting from speed and slope increments during motorized treadmill propulsion among manual wheelchair users. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2017;60(5):281–8.
19. Gauthier C, Arel J, Brosseau R, Hicks AL, Gagnon DH. Reliability and minimal detectable change of a new treadmill-based progressive workload incremental test to measure cardiorespiratory fitness in manual wheelchair users. *The Journal of Spinal Cord Medicine*. 2017;40(6):759–67.
20. McArdle WD, Katch FI, Pechar GS. Comparison of continuous and discontinuous treadmill and bicycle tests for max $\dot{V}O_2$. *Medicine Sciences and Sports*. 1973;5(3):156–60.
21. Eriks-Hoogland I, Groot S de, Snoek G, Stucki G, Post M, Woude L van der. Association of shoulder problems in persons with spinal cord injury at discharge from inpatient rehabilitation with activities and participation 5 years later. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2016;97(1):84–91.
22. Jensen MP, Hoffman AJ, Cardenas DD. Chronic pain in individuals with spinal cord injury: a survey and longitudinal study. *Spinal Cord*. 2005;43(12):704–12.

23. Nadeau M-J. Fiabilité et changement minimum détectable de mesures obtenues à partir d'images enregistrées par ultrasonographie afin de caractériser l'intégrité du tendon d'Achille. 2013;
24. Nadeau M-J, Desrochers A, Lamontagne M, Larivière C, Gagnon DH. Quantitative ultrasound imaging of Achilles tendon integrity in symptomatic and asymptomatic individuals: reliability and minimal detectable change. *Journal of Foot Ankle Research*. 2016;9(1):30.
25. Iannotti JP, Ciccone J, Buss DD, Visotsky JL, Mascha E, Cotman K, et al. Accuracy of office-based ultrasonography of the shoulder for the diagnosis of rotator cuff tears. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2005;87(6):1305–11.
26. Sipola P, Niemitukia L, Kröger H, Höfling I, Väätäinen U. Detection and quantification of rotator cuff tears with ultrasonography and magnetic resonance imaging – A prospective study in 77 consecutive patients with a surgical reference. *Ultrasound Medicine Biology*. 2010;36(12):1981–9.
27. Teefey S, Rubin D, Middleton W. Detection and quantification of rotator cuff tears. Comparison of ultrasonographic, magnetic resonance imaging, and arthroscopic findings in seventy-one consecutive cases. 2004;86(4) :708-16
28. Roy J-SS, Braën C, Leblond J, Desmeules F, Dionne CE, MacDermid JC, et al. Diagnostic accuracy of ultrasonography, MRI and MR arthrography in the characterisation of rotator cuff disorders: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*. 2015;49(20):1316–28.
29. Kaux J-F, Crielaard J-M. Tendon et tendinopathie. *Journal De Traumatologie Du Sport*. 2014;31(4):235–40.
30. James R, Kesturu G, Balian G, Chhabra AB. Tendon: Biology, biomechanics, repair, growth factors, and evolving treatment options. *Journal of Hand Surgery*. 2008;33(1):102–12.
31. Maffulli N, Wong J, Almekinders LC. Types and epidemiology of tendinopathy. *Clinical Sport Medicine*. 2003;22(4):675–92.
32. Cook J, Purdam C. Is tendon pathology a continuum? A pathology model to explain the clinical presentation of load-induced tendinopathy. *British Journal of Sports Medicine*. 2009;43(6):409–16.
33. Simpson MR, Howard TM. Tendinopathies of the foot and ankle. *American Family Physician*. 2009;80(10):1107–14.
34. Xu Y, Murrell GAC. The basic science of tendinopathy. *Clinical Orthopedic Related Research*. 2008;466(7):1528–38.

35. Thornton KL. Principles of ultrasound. *Journal of Reproductive Medicine*. 1992;37(1):27–32.
36. Collinger JL, Impink BG, Ozawa H, Boninger ML. Effect of an intense wheelchair propulsion task on quantitative ultrasound of shoulder tendons. *PM&R Journal*. 2010;2(10):920–5.
37. Collinger JL, Gagnon D, Jacobson J, Impink BG, Boninger ML. Reliability of quantitative ultrasound measures of the biceps and supraspinatus tendons. *Academic Radiology*. 2009;16(11):1424–32.
38. Collinger JL, Fullerton B, Impink BG, Koontz AM, Boninger ML. Validation of grayscale-based quantitative ultrasound in manual wheelchair users. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2010;89(5):390–400.
39. Rosengarten SD, Cook JL, Bryant AL, Cordy JT, Daffy J, Docking SI. Australian football players' Achilles tendons respond to game loads within 2 days: an ultrasound tissue characterisation (UTC) study. *British Journal of Sport Medicine*. 2014;49(3):183–7.
40. Cook JL, Kiss ZS, Khan KM. Patellar tendinitis: the significance of magnetic resonance imaging findings. *The American Journal of Sports Medicine*. 1999;27(6):831.
41. Cook JL, Khan KM, Kiss ZS, Griffiths L. Patellar tendinopathy in junior basketball players: a controlled clinical and ultrasonographic study of 268 patellar tendons in players aged 14-18 years. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2000;10(4):216–20.
42. Khan KM, Cook JL, Kiss ZS, Visentini PJ, Fehrmann MW, Harcourt PR, et al. Patellar tendon ultrasonography and jumper's knee in female basketball players: a longitudinal study. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 1997;7(3):199–206.
43. Popchak AJ, Hogaboom NS, Vyas D, Abt JP, Delitto A, Irrgang JJ, et al. Acute response of the infraspinatus and biceps tendons to pitching in youth baseball. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2006; 49(6):1168–75.
44. Bossuyt FM, Boninger ML, Cools A, Hogaboom N, Eriks-Hoogland I, Arnet U, et al. Changes in supraspinatus and biceps tendon thickness: influence of fatiguing propulsion in wheelchair users with spinal cord injury. *Spinal Cord*. 2019;58(3):324–33.
45. Drongelen S van, Boninger ML, Impink BG, Khalaf T. Ultrasound imaging of acute biceps tendon changes after wheelchair sports. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007;88(3):381–5.
46. Khan K, Forster B, Robinson J, Cheong Y, Louis L, Maclean L, Taunton J. Are ultrasound and magnetic resonance imaging of value in assessment of Achilles tendon disorders? A two year prospective study. *British Journal of Sports Medicine*. 2003;37(2) :149-153

47. Rutten MJCM, Maresch BJ, Jager GJ, Blickman JG, Holsbeeck MT van. Ultrasound of the rotator cuff with MRI and anatomic correlation. *European Journal of Radiology*. 2007;62(3):427–36.
48. Boninger ML, Dicianno BE, Cooper RA, Towers JD, Koontz AM, Souza AL. Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2003;84(11):1615–20.
49. Sconfienza LM, Albano D, Allen G, Bazzocchi A, Bignotti B, Chianca V, et al. Clinical indications for musculoskeletal ultrasound updated in 2017 by European Society of Musculoskeletal Radiology (ESSR) consensus. *European Radiology*. 2018;28(12):5338–51.
50. Subbarao J, Klopstein J, Turpin R. Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine*. 1995;18(1) :9-13
51. 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. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2009;90(1):20–6.
52. Dyson-Hudson T, Kirshblum S. Shoulder pain in chronic spinal cord injury, part 1: epidemiology, etiology, and pathomechanics. *Journal of Spinal Cord Medicine*. 2004;27(1) :4-17
53. Dyson-Hudson TA, Hogaboom NS, Nakamura R, Terry A, Malanga GA. Ultrasound-guided platelet-rich plasma injection for the treatment of recalcitrant rotator cuff disease in wheelchair users with spinal cord injury: A pilot study. *Journal of Spinal Cord Medicine*. 2020;1–7.
54. Belley AF, Gagnon DH, Routhier F, Roy J-SS. Ultrasonographic measures of the acromiohumeral distance and supraspinatus tendon thickness in manual wheelchair users with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2017;98(3):517–24.
55. Gil-Agudo Á, Solís-Mozos M, Crespo-Ruiz B, Eng AJ del-Ama, Pérez-Rizo E, Segura-Fragoso A, et al. Echographic and kinetic changes in the shoulder joint after manual wheelchair propulsion under two different workload settings. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2014;2:77.
56. Gagnon DH, Roy A, Gabison S, Duclos C, Verrier MC, Nadeau S. Effects of seated postural stability and trunk and upper extremity strength on performance during manual wheelchair propulsion tests in individuals with spinal cord injury: An exploratory study. *Rehabilitation Research and Practice*. 2016;2016.
57. Roy J-S, Moffet H, Hébert LJ, Lirette R. Effect of motor control and strengthening exercises on shoulder function in persons with impingement syndrome: A single-subject study design. *Manual Therapy*. 2009;14(2):180–8.

58. Haisma JA, Woude LH van der, Stam HJ, Bergen MP, Sluis TA, Busmann JB. Physical capacity in wheelchair-dependent persons with a spinal cord injury: a critical review of the literature. *Spinal Cord*. 2006;44(11):642–52.
59. Ballinger D, Rintala D, Hart K. The relation of shoulder pain and range-of-motion problems to functional limitations, disability, and perceived health of men with spinal cord injury: A multifaceted longitudinal study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2000;81(12):1575–81.
60. Pentland W, Cord T-L. The weight-bearing upper extremity in women with long term paraplegia. *Paraplegia*. 1991;28(8):521-30
61. 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. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2014;51(5):789–802.
62. Gagnon DH, Babineau A-C, Champagne A, Desroches G, Aissaoui R. Trunk and shoulder kinematic and kinetic and electromyographic adaptations to slope increase during motorized treadmill propulsion among manual wheelchair users with a spinal cord injury. *BioMed Research International*. 2015;2015:1–15.
63. Richter WM, Rodriguez R, Woods KR, Axelson PW. Stroke pattern and handrim biomechanics for level and uphill wheelchair propulsion at self-selected speeds. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007;88(1):81–7.
64. Rankin JW, Richter WM, Neptune RR. Individual muscle contributions to push and recovery subtasks during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*. 2011;44(7):1246–52.
65. Yang Y-SS, Koontz AM, Yeh S-JJ, Chang J-JJ. Effect of backrest height on wheelchair propulsion biomechanics for level and uphill conditions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2012;93(4):654–9.
66. De Fina LF, Haskell WL, Willis BL, Barlow CE, Finley CE, Levine BD, et al. Physical activity versus cardiorespiratory fitness: Two (partly) distinct components of cardiovascular health? *Progress in Cardiovascular Diseases*. 2015;57(4):324–9.
67. Hogaboom NS, Huang BL, Worobey LA, Koontz AM, Boninger ML. Cross-sectional investigation of acute changes in ultrasonographic markers for biceps and supraspinatus tendon degeneration after repeated wheelchair transfers in people with spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2016;95(11):818.
68. Curtis KA, Roach KE, Applegate EB, Amar T, Benbow CS, Genecco TD, et al. Development of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI). *Spinal Cord*. 1995;33(5):290–3.

69. 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.
70. Chenier F, Gagnon DH, Blouin M, Aissaoui R. A Simplified upper-body model to improve the external validity of wheelchair simulators. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2016;21(3):1641–9.
71. Gil-Agudo A, Mozos M, Ruiz B, del-Ama A, Pérez-Rizo E, Segura-Fragoso A, et al. Shoulder kinetics and ultrasonography changes after performing a high-intensity task in spinal cord injury subjects and healthy controls. *Spinal Cord*. 2015;54(4):277–82.
72. Docking SI, Daffy J, Schie HTM van, Cook JL. Tendon structure changes after maximal exercise in the Thoroughbred horse: use of ultrasound tissue characterisation to detect in vivo tendon response. *Veterinary Journal London England* 1997. 2012;194(3):338–42.
73. Rivers CS, Fallah N, Noonan VK, Whitehurst DG, Schwartz CE, Finkelstein JA, et al. Health conditions: effect on function, health-related quality of life, and life satisfaction after traumatic spinal cord injury. A prospective observational registry cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2018;99(3):443–51.
74. Domenichini R, Pialat J-B, Podda A, Aubry S. Ultrasound elastography in tendon pathology: state of the art. *Skeletal Radiology*. 2017;46(12):1643–55.
75. Washburn N, Onishi K, Wang JH-C. Ultrasound elastography and ultrasound tissue characterisation for tendon evaluation. *Journal of Orthopedic Translation*. 2018;15:9–20.
76. Prado-Costa R, Rebelo J, Monteiro-Barroso J, Preto AS. Ultrasound elastography: compression elastography and shear-wave elastography in the assessment of tendon injury. *Insights Imaging*. 2018;9(5):791–814.
77. Holden RJ, Karsh B-T. The Technology acceptance model: its past and its future in health care. *Journal of Biomedical Informatics*. 2010;43(1):159–72.

Annexe 1 : Certificat d'éthique

Montréal, le 9 juin 2016

Monsieur Dany Gagnon, Ph.D.
CRIR - site de l'IRGLM du
CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal
6300, avenue Darlington
Montréal (Québec) H3S 2J4

- o Centre de réadaptation
Constance-Leithbridge
- 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 : Votre demande de modification pour le projet de recherche intitulé
« Effet de l'ajout d'un programme d'entraînement cardiorespiratoire
par intervalles ou en continu en fauteuil roulant manuel sur un tapis
roulant motorisé lors de la réadaptation fonctionnelle intensive de
nouveaux usagers d'un fauteuil roulant manuel »
Notre dossier : CRIR-1068-0315**

Partenaires

- o Centre de réadaptation en
déficience physique Le Bouclier
- o Centre de réadaptation Estrie
- o Centre de réadaptation
MAB-Mackay

Monsieur,

À la suite de l'analyse de la demande de modification que vous nous avez soumise le 12 avril dernier, le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR tient à vous informer qu'il vous autorise à poursuivre le projet cité en rubrique, tout en lui apportant les amendements suivants :

- Nouveaux critères d'inclusion : Participants en réadaptation à la veille de leur congé et retournant dans la communauté et les usagers d'un fauteuil roulant manuel (FRM) déjà dans la communauté.

Les individus habitant dans un rayon de 75 km de l'île de Montréal pourront participer à ce projet.

- Nouvelles tâches expérimentales : Considérant qu'il demeure difficile pour ces personnes à mobilité réduite de se déplacer 3 fois/semaine pour les séances à l'IRGLM, les entraînements proposés sous supervision directe et indirecte seront complétés dans la communauté.

Les entraînements seront effectués de façon autonome par les participants dans la communauté avec une supervision indirecte d'un physiothérapeute, sauf pour la 1^{ère} séance qui sera sous supervision directe. Un suivi téléphonique hebdomadaire sera effectué afin d'ajuster l'entraînement. Des programmes de 6 semaines auront lieu. L'évaluation de la VO₂max sera réalisée à domicile à l'aide d'un ergocycle portatif pour membres supérieurs.

.../2

FORMULAIRE M

Titre: Effet de l'ajout d'un programme d'entraînement cardiorespiratoire par intervalles ou en continu en fauteuil roulant manuel sur un tapis roulant motorisé lors de la réadaptation fonctionnelle intensive de nouveaux usagers d'un fauteuil roulant manuel

Dossier: CRIR-1068-0315

Chercheur principal: Dany Gagnon

Veuillez cocher et remplir les cases correspondantes aux modifications que vous voulez apportées

Une fois que vous aurez terminé le formulaire M, n'oubliez pas d'aller ajouter les nouveaux documents au dossier!

Modification au protocole de recherche

S'il y a de nouveaux participants, veuillez inscrire le nombre dans les cases suivantes

Nombre de participants à recruter au total :	20
CRCL	0
INLB	0
IRGLM	0
CRLB	0
IRD	0
HJR	0
CR Le Bouclier	0
CR Estrie	0
CMR	0
CRMM	0
IRDPQ	0

Veuillez remplir les champs suivants pour justifier ces modifications

Critères d'inclusion :	Participants en réadaptation à la veille de leur congé et retournant dans la communauté et les usagers d'un fauteuil roulant manuel (FRM) déjà dans la communauté. Les individus habitant dans un rayon de 75 km de l'île de Montréal pourront participer à ce projet.
Critères d'exclusion :	Aucun changement.
Modalités de recrutement :	Ajout d'une lettre d'invitation sera envoyée à une liste de personnes utilisant un FRM suite à une lésion médullaire (LM) et qui ont accepté d'intégrer le Registre Rick Hansen et d'être informées des futurs projets initiés par notre équipe de recherche.

APPROUVÉ PAR LE CÉR
DES ÉTABLISSEMENTS DU CRIR

LE: 9 juin 2016

<http://ethique.crir.ca/AccessChercheur/FormA.asp?Provenance=acesEthique&ID=2956&...> 2016-04-12

Justifiez la modification :

La durée de séjour en réadaptation à l'IRGLM a grandement diminué dernièrement et elle limite considérablement la tenue du projet tel que proposé initialement. Pour pallier à ce problème, nous proposons d'inclure des personnes vivant dans la communauté. Considérant qu'il demeure difficile pour ces personnes à mobilité réduite de se déplacer 3 fois/semaine pour les séances à l'IRGLM nous proposons des entraînements sous supervisions directe et indirecte qui seront complétés dans la communauté.

Veuillez remplir la case suivante s'il y a modification des tâches expérimentales

Précisez :

Les entraînements seront effectués de façon autonome par les participants dans la communauté avec une supervision indirecte d'un physiothérapeute, sauf pour la lère séance qui sera sous supervision directe. Un suivi téléphonique hebdomadaire sera effectué afin d'ajuster l'entraînement. Des programmes de 6 semaines sont proposés. L'évaluation de la VO2max sera réalisée à domicile à l'aide d'un ergocycle portatif pour membres supérieurs.

Modification au formulaire de consentement

Précisez la nature de cette modification, s'il y a lieu et ne pas oublier de soumettre la nouvelle version du formulaire de consentement avec les changements surlignés en jaune une fois que aurez terminé le formulaire M :

[Voir formulaire](#)

Précisez :

Modification du budget ou du financement

Modification au questionnaire ou autre document de recherche à être complété

Modification au(x) document(s) utilisé(s) pour recruter les sujets

Précisez la nature de cette modification, s'il y a lieu et ne pas oublier de soumettre les ou les nouveaux documents une fois que aurez terminé le formulaire M :

Ajout d'une lettre d'invitation qui sera envoyée à une liste de personnes utilisant un FRM suite à une LM, ayant eu congé de l'IRGLM dans les 5 dernières années, qui ont accepté d'intégrer le Registre Rick Hansen et d'être informées des futurs projets de recherche initiés localement par notre équipe de recherche.

Précisez :

Le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR demande à ce que vous lui transmettiez une copie de toute publication découlant du présent projet.

Montréal, le 24 avril 2016,

Me Anik Nolet
Coordonnatrice à l'éthique de la recherche
des établissements du CRIR

**Objet : Justification des modifications apportées au projet de recherche intitulé initialement
« Effet de l'ajout d'un programme d'entraînement cardiorespiratoire par intervalles ou en
continu en fauteuil roulant manuel sur un tapis roulant motorisé lors de la réadaptation
fonctionnelle intensive de nouveaux usagers d'un fauteuil roulant manuel »**

Me Nolet,

D'importants changements institutionnels ont lieu actuellement à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) suite à la réforme du système de la santé. Ces changements affectent grandement le déroulement du projet de recherche nommé en rubrique tel qu'initialement proposé et approuvé par le CÉR. Afin de s'adapter à cette réforme et de contribuer au maintien de la qualité des services offerts aux individus en réadaptation à l'IRGLM, nous proposons une modification au projet de recherche sur l'entraînement cardiorespiratoire des usagers d'un fauteuil roulant manuel.

Le projet initial avait comme objectif principal d'évaluer et de comparer les effets de l'ajout d'un programme d'entraînement cardiorespiratoire par intervalles ou d'un programme d'entraînement en continu en fauteuil roulant manuel chez des usagers d'un fauteuil roulant manuel lors de leur réadaptation fonctionnelle intensive. Le programme d'entraînement proposé était d'une durée de quatre semaines et des évaluations initiale et finale devaient être effectuées entre deux à cinq jours avant et après le programme d'entraînement. Ainsi, approximativement six semaines étaient nécessaires pour la réalisation complète du projet de recherche sans compter le temps requis pour le recrutement. Or, la durée moyenne de séjour des usagers d'un fauteuil roulant manuel a considérablement chuté et est actuellement de moins de six semaines. Par conséquent, plusieurs participants ne sont pas en mesure de compléter l'étude avant d'obtenir un congé de la réadaptation fonctionnelle intensive et retourner à domicile. De plus, plusieurs personnes n'ont pu débiter le projet, car il y a eu un délai de plusieurs jours entre leur arrivée en réadaptation et le moment de recrutement pour différentes raisons. La durée de séjour actuelle limite considérablement l'avancement du projet tel que proposé initialement proposé.

Les modifications proposées au projet de recherche ont pour objectif de permettre aux usagers d'un fauteuil roulant manuel d'obtenir tout de même un programme d'entraînement cardiorespiratoire adapté à leur condition, malgré les contraintes de temps et leur court séjour en réadaptation. Nous proposons donc de modifier nos critères de sélection (seulement le critère temporel/lieu) et d'étudier l'efficacité des deux programmes d'entraînement dans la communauté sous supervision indirecte d'un physiothérapeute. Tout comme pendant la réadaptation fonctionnelle intensive complétée à l'IRGLM, ces programmes seront personnalisés afin d'être sécuritaires et de réduire les barrières à l'activité physique telles que des barrières d'accessibilité et de transport. De plus, les physiothérapeutes pourront plus facilement proposer ces programmes d'entraînement puisqu'ils ne requièrent qu'une supervision indirecte, sauf pour la première séance qui est complétée sous supervision directe.

Les modifications apportées au projet de recherche initialement proposé permettraient aux professionnels de la réadaptation d'offrir à la fin du séjour en réadaptation un programme d'entraînement cardiorespiratoire sécuritaire et adéquat aux usagers d'un fauteuil roulant manuel.

N'hésitez pas à communiquer avec nous si davantage d'information s'avère nécessaire pour l'étude de cette demande de modification.

Veuillez recevoir, Me Nolet, nos plus sincères salutations.

Cindy Gauthier, pht, MSc
Candidate au doctorat
IRGLM
Téléphone : (514) 340-2111 poste : 3151
Courriel : [REDACTED]

Dany Gagnon, pht, Ph.D.
Chercheur principal
IRGLM
Téléphone : (514) 340-2111 poste : 2260
Courriel : dany.gagnon.2@umontreal.ca

Annexe 2 : Formulaire de consentement



Formule d'information et de consentement pour votre participation à un projet de recherche

Effets d'un entraînement par intervalles à haute intensité de la propulsion du fauteuil roulant manuel sur l'intégrité musculo-squelettique de tendons de la coiffe des rotateurs : Une étude préliminaire

► ÉQUIPE DE RECHERCHE

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)

Mylène Leclerc, pht, B. Sc.

Étudiante à la maîtrise

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

François Desmeules, Ph. D, pht

Centre de recherche de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont

Chercheur

Unité de recherche clinique en orthopédie

PRÉAMBULE

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui implique un entraînement par intervalle à haute intensité en fauteuil roulant manuel (FRM) sur un tapis roulant motorisé et une échographie à l'épaule.

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

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

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

La prise en charge d'individus présentant une déficience sensori-motrice sévère représente un défi pour les professionnels de la santé. Ces personnes en perte d'autonomie présentent des faiblesses majeures dans les membres inférieurs et leur tronc ce qui les confinent souvent au fauteuil roulant. Les usagers de fauteuil roulant manuel utilisent beaucoup leurs membres supérieurs pour se déplacer et par conséquent

ont besoin d'une bonne force au niveau des muscles de la ceinture scapulaire. Les patients avec une Lésion de la moelle épinière (LMÉ) sont la plupart du temps admis en réadaptation fonctionnelle intensive après avoir passé un long séjour en hospitalisation interne. Alors, les thérapeutes se concentrent sur les déficits musculosquelettiques principalement pour améliorer la condition physique de ces grands blessés. Or il y a peu d'études qui s'intéressent à la condition cardio-vasculaire de cette même clientèle.

La propulsion d'un fauteuil roulant manuel (FMR) est facilitée lorsque l'aptitude cardiorespiratoire est optimale chez les individus ayant une lésion médullaire (LMÉ). Lorsqu'un usager de FMR décide de s'entraîner à haute intensité, cela peut engendrer des blessures aux tendons de la coiffe des rotateurs ainsi qu'au tendon de la longue portion du biceps. Il n'est ainsi pas toujours recommandé de suivre un programme d'entraînement cardio-vasculaire à haute intensité lorsque l'on utilise un FMR pour les déplacements. Toutefois la participation à un programme d'entraînement cardiorespiratoire appert indiqué selon de récentes études sur le sujet.

Les résultats de la présente étude fourniront des données probantes utiles à l'évaluation de la capacité cardiorespiratoire lors de la propulsion du FRM sur tapis roulant chez des usagers de FRM. Plus spécifiquement, les résultats des mesures d'échographie permettront de savoir si ce type d'entraînement est sécuritaire pour les structures musculosquelettiques de l'épaule.

NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION

Votre participation à ce projet implique que vous devrez participer à deux séances d'évaluation à l'intérieur d'une période d'une semaine (3-7 jours) au Laboratoire de pathokinésiologie au Centre de recherche (4^{ième} étage) de l'IRGLM. La première séance sera d'une durée maximale de 4 heures alors que la deuxième séance sera d'une durée maximale de 2 heures.

Séance #1 évaluation et entraînement par intervalle à haute intensité (Durée estimée = 4 heures)

► Examen clinique (Durée estimée= 30 minutes)

Un examen clinique, effectué par un physiothérapeute, comprendra une cueillette de certaines informations personnelles (âge, taille, masse corporelle, condition de santé, etc.), une évaluation clinique de la force des membres supérieurs, la force de préhension et la fonction respiratoire. Vous aurez aussi à remplir un questionnaire évaluant vos douleurs aux épaules lors d'activités fonctionnelles et un questionnaire évaluant votre aptitude à l'activité physique. Finalement, les données en lien avec votre FRM et votre positionnement dans celui-ci seront collectées. Cette première partie devrait durer environ 30 minutes et sera suivie d'une période de repos d'environ 15 minutes avant l'évaluation en laboratoire.

► Évaluation en laboratoire

L'évaluation en laboratoire lors de la première séance sera effectuée en deux parties distinctes séparées par une période de repos de deux heures. Vous effectuerez en premier une évaluation par échographie des tendons de la coiffe des rotateurs, puis vous devrez faire un entraînement par intervalle à haute intensité sur tapis roulant motorisé.

► Entraînement par intervalle à haute intensité (Durée estimée = 40 minutes):

Avant de débiter le test, un cardiofréquencemètre sera installé autour de votre poitrine afin de surveiller continuellement votre fréquence cardiaque pendant le test d'effort. Le taux de saturation en oxygène sera mesuré par un oxymètre de pouls et votre perception des efforts seront continuellement surveillée pendant le test. Vous devrez

aussi indiquer votre niveau d'effort cardiorespiratoire perçu ainsi que la fatigue ressentie au niveau de vos bras sur une échelle de mesure après la fin de l'entraînement.

Nous devons procéder à l'échographie de l'épaule pour prendre trois images longitudinales et trois images transversales des tendons du supra-épineux et de la longue portion du biceps au membre supérieur non-dominant seront enregistrées par un physiothérapeute suivant un protocole standardisé.

Avant de débiter le test, vous devrez maintenir une position de repos confortable dans votre FRM pendant 2 minutes pour l'enregistrement de vos paramètres cardiorespiratoires au repos. Il vous sera ensuite demandé de prendre place sur le tapis roulant afin que tout le matériel permettant votre sécurité soit installé. Le système de sécurité mis en place permet d'éviter toute chute ou sortie accidentelle du tapis roulant.

Vous aurez ensuite une période d'échauffement de cinq minutes durant laquelle vous pourrez propulser votre FRM aux différentes vitesses et différentes inclinaisons utilisées pendant le test. Ensuite, vous devrez propulser votre FRM de manière continue sur le tapis roulant dont l'inclinaison et la vitesse varieront de manière à induire un effort d'intensité progressivement augmentée jusqu'à ce que vous ayez atteint votre niveau d'effort maximal perçu et que le test cesse. Ensuite vous bénéficierez d'un intervalle de repos d'une durée de 60 sec pour récupérer. La vitesse ou l'inclinaison sera modifiée à chaque 30 ou 60 secondes. Vous serez informé lorsque la vitesse ou l'inclinaison sera modifiée. L'évaluateur restera à proximité pour surveiller l'ensemble des paramètres cardiorespiratoires.

Notez que lors de ce test des roues instrumentées, permettant d'enregistrer la force appliquée aux cerceaux des roues pendant la propulsion, seront installées sur votre FRM. Une fois montées sur votre FRM, ces roues ne modifieront pas significativement les caractéristiques de votre FRM.

Séance #2 : Test d'effort maximal en FRM sur tapis roulant motorisé (Durée estimée = 2 heures)

Vous serez invité à revenir au Laboratoire de pathokinésiologie au Centre de recherche (4^{ième} étage) de l'IRGLM pour une deuxième séance d'évaluation en laboratoire deux jours plus tard

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

Puisque cette étude est expérimentale, il est probable que vous ne retiriez aucun avantage personnel en participant au présent projet de recherche. Par ailleurs, vous aurez contribué à l'avancement des connaissances nécessaires à l'amélioration des protocoles d'évaluation de la capacité cardiorespiratoire chez des usagers d'un fauteuil roulant manuel. Un rapport individuel d'évaluation résumant les résultats obtenus lors de vos tests d'effort pourra vous être remis après l'étude si vous formulez cette demande à l'équipe de recherche

RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

La propulsion du FRM sur le tapis roulant sans ou avec inclinaison, qui diffère de celle au sol, ne devrait pas endommager votre fauteuil roulant personnel et comporte peu de risques de chutes lorsque des mesures de sécurité strictes sont respectées. Parmi ces dernières, soulignons que 1) le FRM sera ancré au sol (tapis) avec des bandes élastiques ajustées afin de permettre une amplitude de déplacement avant-arrière d'environ 30 cm et d'éviter toutes sorties latérales ou arrières du FRM, 2) un membre de l'équipe de recherche se tiendra également à proximité de vous en tout temps et 3) la

vitesse et l'angle d'inclinaison seront augmentés progressivement 4) un seul paramètre (vitesse ou inclinaison) sera augmenté à la fois. Une période de familiarisation de la propulsion du FRM sur le tapis roulant est également réalisée au début du protocole.

L'exécution d'un test d'effort sous-maximal comporte de faibles risques pour votre santé cardiorespiratoire générale ou musculosquelettique des bras (ex : muscle, tendon) et toutes les mesures de sécurité afin de minimiser ses risques seront respectées. Parmi ces dernières, soulignons 1) que votre capacité cardiorespiratoire à effectuer un test d'effort et l'intégrité musculosquelettique de vos bras seront préalablement évaluées avec des questionnaires et lors de l'évaluation clinique, 2) vos signes vitaux ainsi que les signes et symptômes d'intolérance à l'exercice ou de douleurs au bras seront surveillés tout au long des tests d'effort et 3) une période d'échauffement et de retour au calme seront effectués avant et après les tests respectivement.

De plus, l'ultrason est bien connu comme méthode non-invasive pour examiner les tissus mous y compris ceux de l'épaule tels que le tendons du supra-épineux et de la longue portion du biceps. Donc vous ne courez aucun risque à faire évaluer les structures musculo-tendineuses de votre épaule, mais nous allons quand même vous exposer de façon minimale de sorte à réduire les risques le plus possible.

Pour certains participants, une irritation cutanée ou réaction allergique cutanée localisée pourrait survenir à l'endroit où seront collées les électrodes de surface et les marqueurs. Si tel est le cas, une lotion calmante sera initialement appliquée et tout disparaîtra en général en l'espace de quelques heures. Si l'irritation cutanée persiste plus de 3 jours, vous devrez aviser un des responsables du projet et possiblement consulter un professionnel de la santé. Cette situation pourrait même entraîner votre retrait de l'étude. L'utilisation d'électrodes hypoallergéniques sans latex minimise, voire élimine, généralement ce risque chez la majorité des personnes. De plus, le positionnement de certaines électrodes peut nécessiter le rasage des poils sur de petites surfaces de la peau.

Les opérations de préparation de la peau sont faites selon les règles d'hygiène les plus strictes (rasoirs jetables, nettoyage de la peau avec alcool). Notez que ces électrodes et les marqueurs ne comportent pas d'aiguille et qu'aucune douleur ne peut être ressentie lors de leur utilisation.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

Les inconvénients reliés à votre participation à cette étude sont minimes. Nous sommes toutefois conscients que la durée totale de la séance d'évaluation en laboratoire (4 heures pour la première séance et de 1,5 heures pour la deuxième séance) peut entraîner une certaine fatigue. Dans ce cas, des pauses sont permises en tout temps sur demande. Le déplacement pour vous rendre au laboratoire pourrait représenter un inconvénient pour certaines personnes.

Il se peut que les efforts demandés lors de l'évaluation en laboratoire (tests d'effort maximal) provoquent une certaine fatigue temporaire. Cette fatigue temporaire pourrait occasionnellement diminuer la force musculaire de votre tronc ou de vos bras, voire réduire votre capacité fonctionnelle, pendant quelques jours (<3 jours). Par ailleurs, si la fatigue devenait insupportable lors d'un test, vous pourrez arrêter et vous reposer selon vos besoins.

Finalement, des douleurs musculaires diffuses aux membres supérieurs ou au tronc pourraient survenir dans les deux jours suivant votre participation à ce projet de recherche. Ces douleurs sont normales suite à une sollicitation accrue et devraient disparaître rapidement par la suite. Pour soulager ces douleurs, l'application de glace et la performance d'exercices d'étirements seront suggérées.

ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL

Vous acceptez que les personnes responsables de ce projet aient accès à votre dossier médical, si nécessaire, à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal afin de recueillir certaines données utiles en lien avec l'histoire de votre condition (ex : date, niveau ou région de la lésion de la moelle épinière, chirurgie effectuée), vos antécédents médicaux et sur les traitements que vous avez déjà reçus, recevez actuellement ou recevrez pendant la durée de la présente étude.

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 et cliniques recueillis à votre sujet au cours de l'étude sur les différents formulaires en papier seront codés de façon à ce qu'ils demeurent confidentiels et conservés sous clé dans une filière du Laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM par le chercheur principal de l'étude pendant une période de 5 ans suivant la fin du projet. Quant aux documents et chiffriers électroniques associés à cette étude, ces derniers n'incluront aucune donnée permettant de vous identifier et seront conservés sur un réseau informatique sécurisé et à accès restreint par mot de passe à l'IRGLM.

Seuls les membres de l'équipe de recherche auront accès aux documents en papier ou en version électronique. 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 ou par l'Unité de l'éthique du ministère de la Santé et des Services sociaux du Québec, qui adhère à une politique de stricte confidentialité. L'ensemble des renseignements personnels des participants sera détruit 5 ans après la fin du projet.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS

Vous acceptez que l'information recueillie puisse être utilisée pour fins de communication scientifique, professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que lors de la 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 Dany Gagnon, pht, Ph.D., responsable du projet, au numéro de téléphone 514-343-6111 au poste 26382 ou par courriel à l'adresse : dany.gagnon.2@umontreal.ca ou, s'il est absent, avec Mylène Leclerc, pht, B.Sc., étudiante à la maîtrise et coordonnatrice du projet par courriel à l'adresse suivante : mylene.leclerc@umontreal.ca

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-4527 poste 2649 ou par courriel à l'adresse : anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca. Pour ces questions, vous pouvez aussi contacter le commissaire local de votre établissement.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET RETRAIT DE VOTRE PARTICIPATION

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire; il est également entendu que vous avez le droit de refuser d'y participer ou que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice et sans que cela n'affecte les services de santé auxquels vous aurez droit à l'IRGLM ou dans d'autres établissements. En cas de retrait de votre part, les données préalablement recueillies seront conservées par l'équipe de recherche à moins que vous ne nous demandiez de les détruire.

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, les organismes subventionnaires et les institutions impliqués de leurs obligations légales et professionnelles.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE

Une indemnité compensatoire de 50.00\$ (Séance #1= 4 heures) et de 30.00\$ (Séance #2= 1,5 heure) vous sera remise afin de compenser les dépenses encourues par votre participation à la séance évaluation prévue dans le présent projet de recherche. De plus, les participants se déplaçant en véhicule pourront se garer gratuitement dans le stationnement de l'IRGLM.

CONSENTEMENT

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

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer aux parties suivantes de cette étude :

Séance #1

Séance #2

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 principal pour d'autres études dans un domaine de recherche connexe :

non

oui (pour une durée d'un an) *

oui (pour une durée de deux ans) *

oui (pour une durée de trois ans) *

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

- 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 _____, 201__.

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;
- (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_____.

Laboratoire de patho**in**ésiologie



INSTITUT DE RÉADAPTATION
Gingras-Lindsay-de-Montréal

Formule d'information et de consentement pour votre participation à un projet de recherche

Effet de l'ajout d'un programme d'entraînement cardiorespiratoire en continu ou par intervalles en fauteuil roulant manuel lors de la réadaptation fonctionnelle intensive d'usagers d'un fauteuil roulant manuel

► ÉQUIPE DE RECHERCHE

Cindy Gauthier, pht, M.Sc.

Candidate au doctorat

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

Mylène Leclerc, pht, B.Sc.

Étudiante à la maîtrise

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

Audrey L. Hicks, Ph.D.

Chercheure

McMaster University

Département de Kinésiologie

Dany Gagnon, pht, Ph.D.

Chercheur

Centre de recherche interdisciplinaire en
réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR), site

Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-
Montréal (IRGLM)

PRÉAMBULE

Nous vous invitons à participer à un projet de recherche visant à évaluer et comparer les effets de deux nouveaux programmes d'entraînement cardiorespiratoire en fauteuil roulant manuel (FRM) sur un tapis roulant motorisé complétés 3 fois par semaine pendant 4 semaines sous la supervision directe d'un(e) physiothérapeute.

Avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement l'ensemble des renseignements présentés dans ce formulaire de consentement. Ce formulaire de consentement vous explique le but de ce projet de recherche, les procédures, les avantages, les risques et les inconvénients, 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

Plusieurs individus ayant une atteinte neurologique ou musculosquelettique grave doivent apprendre à utiliser un FRM comme moyen alternatif de locomotion. La propulsion d'un FRM requiert une bonne force musculaire aux bras et au tronc en plus d'une bonne capacité cardiorespiratoire. Une partie importante des programmes de réadaptation offerts pendant la réadaptation fonctionnelle intensive vise l'augmentation de la force musculaire des bras et du tronc et l'amélioration de la capacité fonctionnelle chez les individus qui utilisent un FRM. En revanche, l'entraînement cardiorespiratoire est parfois sous-optimal pendant cette période, entre autres, étant donné qu'aucun équipement permettant de réaliser un entraînement spécifique à la tâche de propulsion, comme par exemple un tapis roulant motorisé pouvant accommoder un FRM en toute sécurité, n'est disponible.

Un tapis roulant extra-large pouvant être utilisé de façon sécuritaire pour l'évaluation et l'entraînement de la capacité cardiorespiratoire pendant la propulsion du FRM est maintenant à la disposition des physiothérapeutes de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM). Cependant, l'approche à privilégier (c.-à-d. entraînement en continu vs par intervalles) afin d'augmenter la capacité cardiorespiratoire avec l'entraînement en FRM sur le tapis roulant a été peu étudié à ce jour et reste à clarifier. De nouvelles évidences portent à croire que l'entraînement par intervalles pourrait être une option à privilégier puisque ce type d'entraînement est très efficace et requiert moins de temps qu'un entraînement en continu afin d'obtenir des résultats comparables, voire supérieurs.

L'objectif principal de ce projet vise à comparer les effets d'un programme d'entraînement cardiorespiratoire en continu et d'un programme d'entraînement cardiorespiratoire par intervalles sur tapis roulant motorisé de 4 semaines, ajoutés à la

réadaptation conventionnelle pendant votre séjour à l'IRGLM, sur votre capacité cardiorespiratoire et votre force musculaire aux bras ainsi que sur votre performance lors de la propulsion du FRM. Pour ce faire, les participants seront répartis au hasard entre 3 groupes distincts : 1) groupe sans entraînement cardiorespiratoire, 2) groupe d'entraînement en continu et 3) groupe d'entraînement par intervalles. L'objectif secondaire vise à comparer les effets immédiats et à court-terme (c.-à-d. 48 heures) d'une séance d'entraînement par intervalles de la propulsion du FRM sur tapis roulant motorisé sur l'intégrité de deux tendons de muscles à l'épaule et d'un nerf périphérique au poignet.

Les résultats du présent projet fourniront des données probantes utiles à l'ajout d'un programme d'entraînement de la capacité cardiorespiratoire en FRM sur tapis roulant chez des usagers de FRM au cours de leur réadaptation fonctionnelle intensive. Plus spécifiquement, les résultats pourront appuyer l'ajout d'un programme d'entraînement cardiorespiratoire de type continu ou par intervalles au programme de réadaptation actuellement offert aux usagers d'un FRM.

NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION

Votre participation à ce projet implique que vous devrez participer à deux séances d'évaluation initiale consécutives au Laboratoire de pathokinésiologie au Centre de recherche (4^{ième} étage) de l'IRGLM. Par la suite, si vous êtes réparti dans l'un des 2 groupes d'entraînement (en continu ou par intervalles), vous devrez participer à l'un des deux programmes d'entraînement cardiorespiratoire étudiés comprenant 3 séances d'entraînement par semaine d'environ 30-40 minutes chacune pendant une durée de 4 semaines. Finalement, vous devrez participer aux 2 séances d'évaluation finale à la fin du programme d'entraînement. Si vous êtes réparti dans le groupe contrôle ne recevant pas d'entraînement cardiorespiratoire, vous devrez uniquement participer aux 2 séances d'évaluation initiale et aux 2 séances d'évaluation finale prévues 4 semaines plus tard.

Séance d'évaluation initiale #1 : Évaluation clinique (Durée estimée = 60 minutes)

► Examen clinique (Durée estimée= 60 minutes)

Un examen clinique, effectué par un physiothérapeute, comprendra une cueillette de certaines informations personnelles (âge, taille, masse corporelle, condition de santé, etc.), une évaluation objective de la fonction respiratoire et de la force des bras et de la force de préhension. Vous aurez aussi à remplir un questionnaire évaluant vos douleurs aux épaules lors d'activités fonctionnelles et un questionnaire évaluant votre niveau de confiance à faire de l'activité physique. Finalement, les données en lien avec votre FRM et votre positionnement dans celui-ci seront collectées. Cette première partie devrait durer environ 60 minutes et sera suivie d'une période de familiarisation de la propulsion sur le tapis roulant motorisé afin de vous préparer à l'évaluation en laboratoire qui aura lieu le jour suivant.

Séance d'évaluation initiale #2 : Évaluation en laboratoire (Durée estimée = 60 minutes)

► Évaluation en laboratoire

L'évaluation en laboratoire comprend différents tests de propulsion de votre FRM qui seront réalisés au corridor et sur le tapis roulant motorisé sous la supervision directe d'un physiothérapeute. Lors de tous ces tests, des roues instrumentées seront installées sur votre FRM pour enregistrer la force appliquée aux cerceaux des roues lors des poussées pendant la propulsion. Une fois montées sur votre FRM, ces roues ne modifient pas significativement les caractéristiques de votre FRM.

▷ **Tests de propulsion en FRM au corridor (Durée estimée = 30 minutes)**

Vous devrez compléter un test de propulsion de 20 mètres à vitesse naturelle (3 essais) et à vitesse maximale (3 essais) ainsi qu'un test de propulsion de 6 minutes pendant lequel vous devrez tenter de parcourir la plus grande distance possible autour d'un trajet balisé (1 essai seulement).

▷ **Tests de propulsion en FRM sur tapis roulant (Durée estimée = 30 minutes)**

Avant de débiter les tests de propulsion sur le tapis roulant motorisé, un cardiofréquence-mètre sera installé autour de votre poitrine afin de surveiller continuellement votre fréquence cardiaque pendant ces tests. Un masque souple en caoutchouc, préalablement stérilisé, recouvrant votre bouche et votre nez sera aussi installé sur votre visage. Un tube reliera ce masque au système portatif fixé derrière le dossier de votre FRM afin d'analyser les échanges gazeux avant, pendant et après la propulsion du FRM sur le tapis roulant. Vous garderez ce matériel pendant toute la durée des tests de propulsion en FRM réalisé sur tapis roulant. De plus, votre tension artérielle, votre taux de saturation en oxygène et votre perception des efforts seront continuellement surveillés pendant les tests.



Test d'effort sous-maximal en FRM sur tapis roulant motorisé (Durée estimée = 12 minutes):

Avant de débiter ce test, vous devrez maintenir une position de repos confortable dans votre FRM pendant 3 minutes pour l'enregistrement de vos paramètres cardiorespiratoires au repos. Il vous sera ensuite demandé de prendre place sur le tapis

roulant afin que tout le matériel permettant votre sécurité soit installé. Le système de sécurité mis en place permet d'éviter toute chute ou sortie accidentelle de votre FRM du tapis roulant. Par la suite, vous devrez propulser votre FRM sur le tapis roulant à plat (c.-à-d. aucune pente) à une vitesse de 0,8 m/s pendant 6 minutes. À la fin de cette période, vos paramètres cardiorespiratoires seront mesurés pendant une période de repos de 3 minutes.

Test d'effort maximal perçu en FRM sur tapis roulant motorisé (Durée estimée = 20 minutes):

Suite au test d'effort sous-maximal, vous ferez un test d'effort maximal. Pour ce test, vous devrez propulser votre FRM de manière continue sur le tapis roulant, sauf que cette fois la pente et la vitesse varieront progressivement et par paliers à chaque minute de manière à augmenter l'intensité des efforts, et ce, jusqu'à ce que vous ayez atteint votre niveau d'effort maximal perçu. À ce moment, le test cessera. Vous serez informé lorsque la vitesse ou la pente sera modifiée.

Notez que lors des tests en laboratoire, un physiothérapeute et un autre collaborateur de recherche restera à proximité de vous pour surveiller l'ensemble de vos paramètres cardiorespiratoires et assurer votre sécurité. De plus, une équipe médicale est disponible à l'IRGLM et disposée à répondre rapidement à toute situation d'urgence au besoin.

INTERVENTION-Programmes d'entraînement

À la fin de l'évaluation initiale, vous devrez visionner une vidéo éducative sur les éléments associés à la technique de propulsion optimale recommandée pour réduire les risques de blessure aux bras et optimiser votre performance avant d'être assigné à l'un des trois groupes au hasard : 1) groupe sans entraînement cardiorespiratoire, 2) groupe d'entraînement en continu et 3) groupe d'entraînement par intervalles. Si vous êtes

assigné à l'un des groupes d'entraînement, votre programme d'entraînement de 4 semaines sera débuté dès que possible après votre évaluation initiale. Vous devrez vous entraîner 3 fois par semaine pendant 4 semaines.

Entraînement continu : Les participants répartis dans ce groupe devront propulser leur FRM de façon continue à une vitesse confortable tout en s'assurant qu'une fatigue modérée s'installe progressivement pendant l'entraînement de 20-30 minutes sur le tapis roulant motorisé. L'intensité de l'effort sera réévaluée toutes les 3 minutes et, si besoin, la vitesse ou la pente du tapis roulant sera ajustée afin de soutenir un effort d'intensité modéré. La progression de l'entraînement se fera de façon individualisée et hebdomadaire.

Entraînement par intervalles : Les participants devront propulser leur FRM sur le tapis roulant en alternant des périodes de haute et faible intensités. Lors des périodes de haute intensité, les participants devront propulser leur FRM pendant 30 secondes avec différentes combinaisons de vitesses et pentes afin que l'intensité de l'effort soit élevée. Lors des périodes de faible intensité, les participants devront propulser leur FRM pendant 60 secondes à vitesse confortable (sans pente) afin que l'intensité des efforts soit faible et qu'une récupération soit possible (c.-à-d. période de repos actif). Le cycle 'haute-faible intensités' sera répété en fonction de votre endurance. L'intensité des périodes de haute intensité sera augmentée à chaque semaine selon votre aptitude cardiorespiratoire.

Avant et après chaque séance d'entraînement en FRM, il y aura une période d'échauffement et de retour de calme de 5 minutes. Votre fréquence cardiaque et votre saturation en oxygène seront surveillées en continu pendant les entraînements alors que votre tension artérielle et votre perception de l'effort seront mesurées avant et après les

entraînements ainsi qu'après chaque palier à haute intensité pour l'entraînement par intervalles.

OPTION : Évaluation de l'effet de l'entraînement sur les tendons de votre épaule

Vous avez l'option de participer à cette évaluation lors de l'une des séances d'entraînement que vous complèterez dans le cadre du projet. Dans l'affirmative, un examen d'imagerie par échographie, effectué par un membre de l'équipe de recherche, sera réalisé au niveau de votre épaule non-dominante immédiatement avant et après une séance d'entraînement ainsi que juste avant d'initier la prochaine séance d'entraînement (~48 heures plus tard). Avant l'enregistrement des images, des marques seront faites à l'aide d'un crayon à l'encre sur votre épaule pour s'assurer que la sonde d'échographie demeure au même endroit lors de l'enregistrement des images. Lors de l'enregistrement d'images, vous resterez en position assise dans votre FRM et votre bras non-dominant sera placé dans deux positions différentes et confortables. Un total de 6 images sera enregistré dans chaque position suivant un protocole standardisé. Notez qu'un gel de conduction à base d'eau sera appliqué entre la peau et la sonde lors de l'enregistrement des images.

Séances d'évaluation finales : Évaluation clinique et en laboratoire (Durée estimée = 2 fois 60 minutes)

À la fin de votre programme d'entraînement ou 4 semaines après vos évaluations initiales pour ceux n'étant pas assignés à un groupe d'entraînement, vous devrez participer à une nouvelle séance d'évaluation clinique ainsi qu'une nouvelle séance d'évaluation en laboratoire telles que décrites plus haut. Ces séances d'évaluation seront

effectuées 2 à 5 jours après les dernières séances d'entraînement pour les groupes ayant effectué un des 2 entraînements.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

Puisque ce projet de recherche est expérimental, il est probable que vous ne retiriez aucun avantage personnel en participant au présent projet de recherche. Par ailleurs, vous aurez contribué à l'avancement des connaissances nécessaires à l'amélioration des protocoles d'entraînement de la capacité cardiorespiratoire chez des individus utilisant un FRM. Un rapport individuel d'évaluation résumant les résultats obtenus lors de vos tests pourra vous être remis pendant ou après ce projet si vous formulez cette demande à l'équipe de recherche.

RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

La propulsion du FRM sur le tapis roulant sans ou avec pente, qui diffère de celle au sol, ne devrait pas endommager votre FRM personnel. De plus, elle comporte peu de risques de chutes lorsque des mesures de sécurité strictes sont respectées. Parmi ces dernières, soulignons que 1) votre FRM sera ancré sur un système de sécurité avec des bandes élastiques ajustées afin de permettre une amplitude de déplacement avant-arrière d'environ 30 cm et d'éviter toutes sorties latérales ou arrières du FRM, 2) un membre de l'équipe de recherche se tiendra également à proximité de vous en tout temps, 3) la vitesse et l'angle de la pente seront augmentés progressivement et 4) un seul paramètre (vitesse ou pente) sera augmenté à la fois. Une période de familiarisation de la propulsion du FRM sur le tapis roulant sera également réalisée avant les tests initiaux.

L'exécution du test d'effort maximal ainsi que l'entraînement cardiorespiratoire comporte de faibles risques pour votre santé et toutes les mesures de sécurité afin de minimiser ces risques seront respectées. Parmi ces dernières, soulignons 1) que votre capacité à effectuer un test d'effort et un entraînement cardiorespiratoire et l'intégrité musculosquelettique de vos bras seront préalablement évaluées avec des questionnaires et lors de l'évaluation clinique, 2) vos signes vitaux ainsi que les signes et symptômes d'intolérance à l'exercice ou de douleurs au bras seront surveillés tout au long des tests et des séances d'entraînement, 3) une période d'échauffement et de retour au calme seront effectuées avant et après chaque entraînement respectivement et 4) votre état de santé général ainsi que l'intégrité de vos bras seront vérifiés avant chaque entraînement.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

Les inconvénients reliés à votre participation à ce projet de recherche sont minimes. Nous sommes toutefois conscients que les séances d'évaluation ainsi que les séances d'entraînement peuvent entraîner une certaine fatigue temporaire. C'est pourquoi des pauses sont permises en tout temps sur demande. Cette fatigue temporaire pourrait occasionnellement diminuer la force musculaire de votre tronc ou de vos bras, voire réduire votre capacité fonctionnelle, pendant quelques jours (<3 jours).

L'apparition de douleurs musculaires diffuses aux membres supérieurs ou au tronc est probable au début de votre participation à ce projet de recherche. Ces douleurs sont normales suite à une sollicitation accrue des muscles et devraient disparaître rapidement par la suite. Pour soulager ces douleurs, l'application de glace et la performance d'exercices d'étirement seront suggérées.

L'horaire de vos séances d'évaluation et d'entraînement sera établi afin de ne pas perturber vos séances de physiothérapie et d'ergothérapie. Il est cependant anticipé que votre participation au projet augmentera le nombre de rendez-vous dans votre agenda pendant votre séjour à l'IRGLM.

ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL

Vous acceptez que les personnes responsables de ce projet aient accès à votre dossier médical, si nécessaire, à l'IRGLM afin de recueillir certaines données utiles en lien avec l'histoire de votre condition (ex : date, niveau ou région de la lésion de la moelle épinière, chirurgie effectuée), vos antécédents médicaux ou sur les traitements que vous avez déjà reçus, recevez actuellement ou recevrez pendant la durée du présent projet de recherche.

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 et cliniques recueillis à votre sujet au cours du projet sur les différents formulaires en papier seront codés de façon à ce qu'ils demeurent confidentiels. De plus, ils seront conservés sous clé dans une filière du Laboratoire de pathokinésiologie de l'IRGLM par le chercheur principal du projet pendant une période de 5 ans suivant la fin du projet. Quant aux documents et chiffriers électroniques associés à ce projet, ces derniers n'incluront aucune donnée permettant de vous identifier et seront conservés sur un réseau informatique sécurisé et à accès restreint par mot de passe à l'IRGLM.

Seuls les membres de l'équipe de recherche auront accès aux documents en papier ou en version électronique. 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 ou par l'Unité de l'éthique du ministère de la Santé et des Services sociaux du Québec, qui adhère à une politique de stricte confidentialité. L'ensemble des renseignements personnels des participants sera détruit 5 ans après la fin du projet.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS

Vous acceptez que l'information recueillie puisse être utilisée pour fins de communication scientifique, professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que lors de la présentation des résultats de ce projet de 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 Dany Gagnon, pht, Ph.D., co-directeur du laboratoire, au numéro de téléphone 514-343-6111 au poste 26382 ou par courriel à l'adresse : dany.gagnon.2@umontreal.ca ou, s'il est absent, avec Cindy Gauthier, pht, M.Sc., candidate au doctorat et responsable du projet au 514-340-2111 poste 3151.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-4527 poste 2649 ou par courriel à l'adresse : anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca. Pour ces questions, vous pouvez aussi contacter le commissaire local de votre établissement.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET RETRAIT DE VOTRE PARTICIPATION

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Il est également entendu que vous avez le droit de refuser d'y participer ou que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice et sans que cela n'affecte les services de santé auxquels vous aurez droit à l'IRGLM ou dans d'autres établissements. En cas de retrait de votre part, les données préalablement recueillies seront conservées de façon anonymisée par l'équipe de recherche à moins que vous nous demandiez de les détruire.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ

Il est entendu qu'en acceptant de participer à ce projet de recherche, vous ne renoncez à aucun de vos droits, ni ne libérez les chercheurs, les organismes subventionnaires et les institutions impliqués de leurs obligations légales et professionnelles.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE

Une indemnité compensatoire vous sera remise lorsque les séances d'évaluation clinique (20.00\$) et en laboratoire (\$20.00) seront complétées au début et à la fin du projet de recherche afin de compenser les dépenses encourues par votre participation.

CONSENTEMENT

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

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer aux parties suivantes de ce projet de recherche :

- Évaluations initiales et finales**
- Programme d'entraînement avec 3 séances par semaine pendant 4 semaines advenant que vous êtes assigné à un des groupes d'entraînement**
- Évaluation des tendons de l'épaule avant et après un entraînement et 48 heures plus tard**

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 principal pour d'autres projets de recherche dans un domaine de recherche connexe :

non

oui (pour une durée d'un an) *

oui (pour une durée de deux ans) *

oui (pour une durée de trois ans) *

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

- J'accepte que les données recueillies au cours de ce projet de recherche 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 _____, 201__.

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;
- (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 _____, 201__.

Annexe 3 : Questionnaire WUSPI

Date : _____ Dominance : _____ Sujet : _____

Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI)

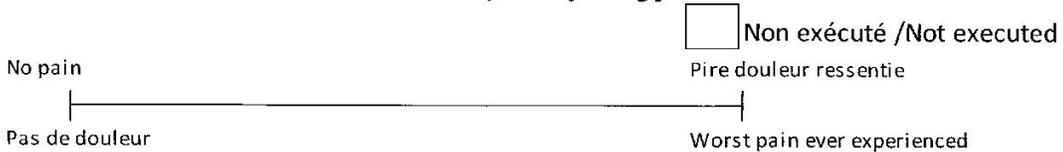
Estimer votre niveau de douleur en plaçant un "X" sur l'échelle (la ligne) variant de "Pas de douleur" à "Pire douleur ressentie". Cochez la case de droite si l'activité n'a pas été exécutée au courant de la semaine passée.

Answer each question by 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?



2. Transfert d'un fauteuil roulant à une voiture? / Transferring from a wheelchair to a car?



3. Transfert d'un fauteuil roulant à un bain ou une douche? / Transferring from a wheelchair to a tub or shower?



4. Chargement de votre fauteuil roulant dans une voiture? / Loading your wheelchair into a car?



Date : _____ Dominance : _____ Sujet : _____

5. Propulsion de votre fauteuil roulant durant 10 minutes ou plus? / Pushing your chair for 10 minutes or more?

Non exécuté /Not executed
No pain |-----| Pire douleur ressentie
Pas de douleur |-----| 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
No pain |-----| Pire douleur ressentie
Pas de douleur |-----| Worst pain ever experienced

7. Soulever et descendre des objets d'une étagère au-dessus de la tête? / Lifting objects down from a overhead shelf?

Non exécuté /Not executed
No pain |-----| Pire douleur ressentie
Pas de douleur |-----| Worst pain ever experienced

8. Mettre un pantalon? / Putting on pants?

Non exécuté /Not executed
No pain |-----| Pire douleur ressentie
Pas de douleur |-----| Worst pain ever experienced

9. Mettre un T-Shirt ou un chandail? / Putting on a t-shirt or pullover?

Non exécuté /Not executed
No pain |-----| Pire douleur ressentie
Pas de douleur |-----| Worst pain ever experienced

10. Boutonner une chemise avec des boutons? / Putting on a button down shirt?

Non exécuté /Not executed
No pain |-----| Pire douleur ressentie
Pas de douleur |-----| Worst pain ever experienced

Date : _____ Dominance : _____ Sujet : _____

11. Laver votre dos? / Washing your back?

Non exécuté /Not executed
Pire douleur ressentie

No pain
|-----|
Pas de douleur
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
Pire douleur ressentie

No pain
|-----|
Pas de douleur
Worst pain ever experienced

13. Conduire? / Driving?

Non exécuté /Not executed
Pire douleur ressentie

No pain
|-----|
Pas de douleur
Worst pain ever experienced

14. Réaliser des tâches de ménage? / Performing household chores?

Non exécuté /Not executed
Pire douleur ressentie

No pain
|-----|
Pas de douleur
Worst pain ever experienced

15. Dormir? / Sleeping?

Non exécuté /Not executed
Pire douleur ressentie

No pain
|-----|
Pas de douleur
Worst pain ever experienced

Total: /150

Prenez note qu'il y a une traduction dans cet exemple, mais que la traduction n'a pas été validée en français. Dans l'article de Curtis en 1995, ils ont utilisé la version anglophone.

Annexe 4 : Protocole d'imagerie

Protocole

Choix du membre supérieur :

- Prendre le membre supérieur non dominant pour l'expérimentation.

Positionnement du thérapeute:

- Le thérapeute se place du côté du membre supérieur non dominant en ayant bien à vue le moniteur et le faciès du patient (triade).

Protocole – Biceps

Positionnement du sujet :

- Épaule:
 - Neutre de flexion-abduction
 - Légère rotation externe
- Coude
 - Flexion de 90°, avant-bras supporté
 - Supination maximale
 - Le bras soutenu par une oreiller

Standardisation et positionnement de la sonde :

1. Placez la sonde au niveau du sillon intertuberculaire (vue transversale) au point le plus proéminent de la tête humérale.
2. Déplacez légèrement la sonde en direction caudale afin qu'elle soit sous cette proéminence osseuse.
3. Jouez avec l'angle de la sonde afin d'optimiser la vue du tendon du long biceps.

4. À l'aide d'un crayon marqueur permanent, délimitez les contours de la sonde afin de reproduire avec précision sa position. Prenez également en photo la position de la sonde sur le membre supérieur du sujet.
5. De ce point, faites une rotation de 90 degrés afin d'avoir une vue longitudinale du biceps.
6. Tenez la sonde de façon à ce qu'elle soit parallèle au tendon du biceps et appliquez une légère pression sur sa pointe inférieure.
7. Afin de standardiser la position de la sonde, assurez-vous que l'image enregistrée contienne l'apex de la tête humérale. Cette portion anatomique servira de point de repère lors de l'analyse des images enregistrées.

Paramètres suggérés:

- Profondeur: 3-4 cm
- Gain: 70-75
- D/4/2

Protocole supra-épineux

Position du sujet

- Assis avec l'épaule découverte
- Consigne : Aller porter la face palmaire de la main sur le dessus de la crête iliaque ipsilatérale, en pointant le coude vers l'arrière. (Si le patient est en fauteuil roulant, la main peut être déposée sur le dossier du fauteuil.)

- Épaule :
 - Extension
 - Rétraction de la ceinture scapulaire (pour éviter d'avoir le coude qui pointe vers l'extérieur)

- Coude :
 - Flexion
 - Supination
 - Pointe du coude dirigée vers l'arrière

Standardisation et positionnement de la sonde :

1. Placer la sonde en vue longitudinale au niveau du sillon intertuberculaire, comme pour l'évaluation longitudinale de la portion intra-articulaire du tendon du long biceps

2. Tourner le transducteur de manière à ce que le tendon du long biceps apparaisse aussi allongé que possible (c.-à-d. pour que ses fibres soient idéalement parfaitement horizontales à l'écran). Cela représente une inclinaison d'environ 45 degrés par rapport à l'acromion.



3. Tout en conservant l'orientation de la sonde, déplacer le transducteur vers le haut (crânial) et vers l'arrière afin d'aller chercher le supra-épineux
4. Doucement osciller le transducteur en visualisant le tendon afin d'éviter toute anisotropie
5. Pour avoir des images en vue transversale, faites simplement une rotation de 90 degrés de la sonde afin de visualiser l'espace sous-acromial.

Paramètres suggérés:

- Profondeur: 3-4 cm
- Gain: 70-75
- D/4/2

Protocole espace acromio-claviculaire

Positionnement du sujet : (même que pour le tendon du biceps)

- Épaule:
 - Neutre de flexion-abduction
 - Légère rotation externe

- Coude
 - Flexion de 90°, avant-bras supporté
 - Supination maximale
 - Bras appuyé sur un oreiller

Standardisation et positionnement de la sonde :

1. Pour capter l'espace acromio-claviculaire, la sonde doit être positionnée dans un plan frontal ou coronal afin d'être presque aligné avec le long axe de la clavicule (soit à l'aspect antérieur de l'articulation).
2. Balayer légèrement la sonde en antéro-postérieur afin de bien balayer l'ensemble de l'articulation

Paramètres suggérés:

- Profondeur: 2-3 cm
- Gain: 70-75
- D/2/3

Marqueur de référence et nombre d'image:

- La zone de référence sera marquée au crayon feutre indélébile pour les 2 premières prises de données (suite à l'intervention et 48 hres plus tard).
- Pour la prise d'images à la fin du programme, les points de repères anatomiques seront utilisés pour repérer la zone de référence pour chaque patient.
- Trois images seront collectées pour les vue transversale et longitudinale du biceps,
- Trois images pour la vue transversale du supra-épineux et trois autres images pour la vue longitudinale qui représente l'espace acromial-huméral.
- Trois images de l'espace acromio-claviculaire seront également collectées.
- Une image noire sera collectée entre chaque séquence d'images.

Annexe 5 : Protocole d'entraînement

Protocole standardisé utilisé lors de la prise de données pour l'augmentation des vitesses et des pentes.

Palier d'exercice (60 sec)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Pente (°)	0°	0°	0°	1.7°	1.7°	2.9°	2.9°	3.6°	4.8°	4.8°	4.8°	5.8°	5.8°	7.1°	7.1°
Vitesse(m/s)	0.6	0.8	1.0	0.6	0.8	0.6	0.8	0.8	0.6	0.8	1.0	0.8	1.0	0.8	1.0

Annexe 6 : Affiche OPPQ

Laboratoire de Pathokinésiologie
 Université de Montréal
 Santé et Services sociaux Québec

Test de propulsion par paliers sur tapis roulant motorisé pour évaluer l'aptitude aérobique: Effets sur l'intégrité musculosquelettique de tendons de la coiffe des rotateurs

Mylène Leclerc, PT, MSc (cand.)^{1,2}, Cindy Gauthier, PT, PhD (cand.)^{1,2}, François Desmeules^{2,3}, PT, PhD & Dany H. Gagnon, PT, PhD^{1,2}

CRIR
 Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain

INSPIRE

¹Laboratoire de pathokinésiologie, CRIR – Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique de Montréal (IURDPM – IIRLM) ou CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal; ²École de réadaptation, Université de Montréal; ³Unité de recherche clinique en orthopédie, Centre de recherche, Hôpital Maisonneuve-Rosemont du CIUSSS de l'Est-de-l'Île-de-Montréal, Montréal QC Canada

Introduction/Contexte

- Un nouveau test de propulsion par paliers sur tapis roulant a récemment été développé pour évaluer l'aptitude aérobique de pointe auprès d'usagers d'un fauteuil roulant manuel (FRM).
- Les exigences musculosquelettiques (MSK) liées à la performance de ce test, particulièrement celles aux épaules, pourraient avoir des effets néfastes sur l'intégrité des tendons de la coiffe des rotateurs.
- L'imagerie quantitative par ultrasonographie (IQU) permet de mesurer avec précision l'intégrité des structures MSK et des changements dans le temps.

Objectifs

- Vérifier la sécurité du nouveau test de propulsion par paliers en comparant des biomarqueurs de l'intégrité des tendons de la coiffe des rotateurs obtenus via l'IQU pré, post et 48h après le test.

Méthodologie

Participants

- Quinze participants ayant une lésion médullaire complète ou incomplète et utilisant un FRM comme principal mode de locomotion.

Tableau 1: Sommaire des participants

	Moyenne (min-max)
Âge (années)	36,4 (19-51)
Temps depuis lésion LM (années)	15,5 (1-32)
Niveau de lésion	T6-T9 (C6-L1)
DIV épaulée	0,5 (0-4)
PRÉ-TEST (7/10)	0,5 (0-4)
POST-TEST (7/10)	0 (0-15)



Figure 1: Test sur tapis

Test de propulsion

- Les participants propulsaient de façon continue leur FRM sur un tapis roulant motorisé jusqu'à l'épuisement.
- l'intensité de l'exercice était augmentée en modifiant la pente et/ou la vitesse tous les 2 minutes selon un protocole standardisé.

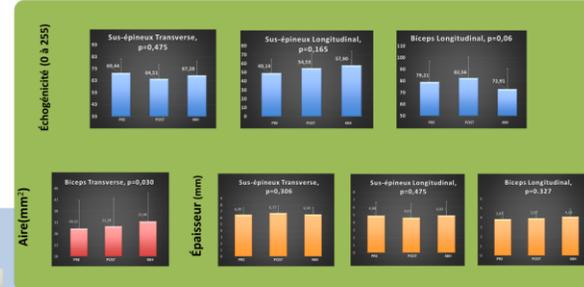
Tableau 2: Sommaire des pentes et vitesse pour chaque paliers

Paliers	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Pentes (%)	0°	0°	1,3°	2,5°	3,6°	4,8°	4,8°	5,8°	5,8°	7,1°	7,1°	7,1°	7,1°	7,1°	7,1°
Vitesse (m/s)	0,6	0,8	1,0	0,6	0,8	0,8	0,8	0,8	1,0	0,8	1,0	0,8	1,0	0,8	1,0

IMAGERIE QUANTITATIVE PAR ULTRASONOGRAPHIE

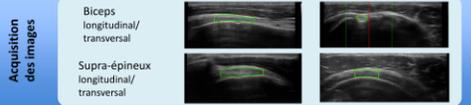
- Un évaluateur unique a enregistré 3 images ultrasonographiques de la longue portion du biceps et du supra-épineux du côté non-dominant dans les plans longitudinal et transverse avec un appareil Philips HD11RE et une sonde linéaire (5-12 MHz) ayant une empreinte de 5 cm.
- L'enregistrement des images a été complété pré, post et 48 heures après le test.
- Une région d'intérêt (largeur=1 cm) et l'aire transverse ont été utilisés pour calculer les 3 principales mesures de résultats: épaisseur (plan longitudinal), aire (plan transverse) et écho-généricité.
- L'écho-généricité représente la moyenne des valeurs sur une échelle de gris variant de 0 à 255 accordée à chacun des micropixels inclus dans la région d'intérêt ou l'aire transverse analysée.

Résultats



Analyse

Régions d'intérêt (ROIs) identifiées à l'aide du logiciel d'analyse des données MATLAB



Statistique

- Les principales mesures de résultats (colleges pré, post et 48 heures après le test ont été comparées avec un test ANOVA unidirectionnel pour mesures répétées.
- Les tests post hoc pour les comparaisons appariées ont été réalisés avec un ajustement de Bonferroni.
- Le seul de significations a été ajouté à p=0,017 pour isoler les différences.

Discussion

La performance du nouveau test de propulsion par paliers sur tapis roulant motorisé :

- Ne cause pas de douleur aux épaules
- Ne cause pas de changements statistiquement significatifs et cliniquement importants de l'intégrité du tendon du sus-épineux
- Ne cause pas de changements statistiquement significatifs et cliniquement importants de l'intégrité du tendon du biceps. Cependant, une analyse approfondie d'avenir est cruciale considérant que :
 - Une tendance est notée pour une augmentation de l'aire transverse du biceps et pour une diminution de l'écho-généricité entre les conditions pré et 48 hrs.
 - Ces observations pourraient être compatibles avec l'apparition de signes d'une réaction inflammatoire transitoire qui apparaissent progressivement de 12 à 48 heures après le test ou, bien que moins probable, du développement d'une tendinopathie.
 - Des résultats semblables en lien avec la propulsion du FRM ont été rapportés dans la littérature (Van Drongelen S, et coll. (2007), Cellinger et coll. (2010))
 - Un suivi post-test de plus de 48 heures sera souhaitable dans les études futures

Conclusion

- Le nouveau test de propulsion par paliers sur tapis roulant motorisé pour évaluer l'aptitude aérobique est sécuritaire pour les tendons de la coiffe des rotateurs
- Plus d'études sont nécessaires pour mieux comprendre les effets du test et d'un programme d'entraînement à haute intensité par intervalles en FRM sur les structures MSK aux membres supérieurs, incluant les poignets.

*Remerciements à l'Ordre professionnel de la physiothérapie du Québec (OPPQ) pour l'aide financière dans le cadre de son programme de bourse pour les stages de recherche.