

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE
CONCENTRATION TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

PAR
Martine BLOUIN

MESURE DES EFFETS IMMÉDIATS D'UN ENTRAÎNEMENT SUR UN SIMULATEUR
DE FAUTEUIL ROULANT MANUEL OFFRANT UNE RÉTROACTION HAPTIQUE :
UN REGARD SUR L'EFFICACITÉ DE LA PROPULSION ET SUR LES
CHARGEMENTS AUX ÉPAULES

MONTRÉAL, LE 9 JUILLET 2014

© Tous droits réservés, Martine Blouin, 2014

© Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre media une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Rachid Aissaoui, directeur de mémoire
Département de génie de la production automatisée, École de technologie supérieure

M. Dany Gagnon, codirecteur
École de réadaptation, Université de Montréal

Nicola Hagemeister, présidente du jury
Département de génie de la production automatisée, École de technologie supérieure

Vincent Duchaine, membre du jury
Département de génie de la production automatisée, École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 2 JUILLET 2014

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

À tous ceux et celles qui m'ont accompagné sur le chemin de la maîtrise depuis ces deux dernières années...

Rachid, merci pour ton soutien, tes idées et toutes les opportunités que tu as pu m'offrir. Je pense notamment au contact avec Kinova, au projet de recherche Engage sur les vibrations en fauteuil roulant, à toutes ces conférences auxquelles j'ai assisté, à ton appui pour la révision de mon article, à ces discussions interminables à travers lesquelles j'apprenais tellement, à ces nombreuses lettres d'appui que tu m'a écrites pour des demandes de bourse, à toutes ces pistes de réflexion que tu as pu soulever lors de nos échanges et qui ont certainement enrichi mon travail de beaucoup. Grâce à toi, j'ai pu non seulement avoir une expérience de maîtrise enrichissante sur le plan de la recherche, mais également sur les plans personnel et professionnel.

Dany, merci pour tes conseils et tes idées toujours réfléchis et ciblés. Tu savais ajouter une bonne dose de dynamisme et même une pointe d'humour à nos échanges, tout en partageant généreusement ta grande expérience de recherche. Tu as définitivement été un acteur clé dans la réalisation de mon projet et la rédaction de mon article.

Mathieu, ton entrain, ta bonne humeur et ton entretien avec nos participants ont rendu notre été d'expérimentations inoubliable à mes yeux. La complicité qui s'est développée entre nous m'a aidée à garder ma motivation tout au long du projet. Merci pour ces beaux moments passés, présents et à venir. Merci d'être là pour 'Lalumiariser' mes journées!

Félix, il n'y a pas à dire, tu as été essentiel à ce projet réalisé sur ton 'bébé' le simulateur. Sans toi, rien de tout cela n'aurait été possible. Merci de ta patience, merci de ton appui en programmation et en électronique, merci de ton appui dans la rédaction de mon article, merci d'avoir pris le temps de répondre à mes questions quand j'en avais et d'avoir partagé avec moi tes réflexions. Ça a été un plaisir de travailler avec toi.

Gérald, merci de tes explications sur le système Vicon et merci pour ton appui technique lors de la synchronisation des systèmes pour mes expérimentations. Ta bonne humeur était contagieuse et tu étais toujours prêt à m'aider quand j'en avais besoin. Je garde le vidéo de la boîte vide des connecteurs analogue de Vicon en souvenir!

À Joanie, Mikael, Perrine et Alex, mes compagnons du lab, ça a toujours été un plaisir pour moi de rentrer le matin pour vous côtoyer tout au long de la journée. Avec chacun de vous, j'ai eu l'occasion de vivre de très belles expériences qui m'ont fait évoluer positivement, Joanie avec les Savoirs Affaires, Mikael avec les portes ouvertes et la préparation d'une « capsule simulateur », et Perrine et Alex avec la fin de semaine de survie. On reste en contact!

À Nic, le coach de l'équipe de bateau dragon, et à tous mes coéquipiers, vous êtes les meilleurs. Le bateau-dragon est un merveilleux sport d'équipe, un sport où tu apprends à te dépasser pour toi-même, mais surtout pour le groupe, parce que nous sommes tous dans le même bateau! J'ai déjà hâte à la prochaine saison ☺

Finalement, je voudrais sincèrement remercier ma famille et mes amis qui m'ont soutenu tout au long de mes projets, toute ma vie. Mes parents, Myriam et Richard, vous êtes remarquables. Merci pour tous ces petits cafés et dîners au terminus Centre-ville, merci d'avoir été là dans les bons moments comme dans les plus difficiles. Ma sœur et mon beau-frère, Steph et Jo, vous êtes une belle source d'inspiration. Même si le temps manque parfois pour se voir, je sais que la complicité que nous avons ensemble restera pour toujours. Mes grands-parents, Camille, Annette, Albert et Yvonne, ainsi que Frédéric, Natalie et Steven, c'est toujours un plaisir de vous retrouver dans les soupers de famille. Même si je ne sais toujours pas exactement ce que je ferai dans la vie, je marque un nouveau tournant avec la complétion de ma maîtrise. Mes amis et amies enfin, particulièrement Mélina, Sotch, Eleni, Sarah et Alex, je me compte très chanceuse de vous avoir pour complices, depuis parfois quelques années jusqu'à plus d'une décennie! Longue vie à notre amitié, peu importe où la vie nous mènera...

MESURE DES EFFETS IMMÉDIAT D'UN ENTRAÎNEMENT SUR UN SIMULATEUR DE FAUTEUIL ROULANT MANUEL OFFRANT UNE RÉTROACTION HAPTIQUE : UN REGARD SUR L'EFFICACITÉ DE LA PROPULSION ET SUR LES CHARGEMENTS AUX ÉPAULES

Martine BLOUIN

RÉSUMÉ

Près de 100 millions de personnes dans le monde utilisent un fauteuil roulant manuel, mais peu reçoivent des instructions sur comment le propulser de façon efficace. Optimiser l'efficacité de la propulsion pourrait pourtant diminuer le risque de développer des déficiences secondaires à l'épaule. Notre équipe a développé un simulateur ciblant la propulsion de fauteuil roulant manuel qui permet de donner une rétroaction haptique en temps réel sur l'efficacité mécanique de la propulsion tout au long de la poussée. Le projet visait à évaluer l'impact de l'entraînement avec rétroaction haptique sur l'efficacité de la propulsion et sur les chargements observés aux épaules.

Dix-huit utilisateurs de fauteuil roulant manuel avec une lésion médullaire ont participé à une séance d'entraînement sur le simulateur avec une rétroaction haptique. Les forces et les moments appliqués aux cerceaux ainsi que le mouvement du tronc et des membres supérieurs ont été enregistrés avant, durant et immédiatement après l'entraînement. L'efficacité de la propulsion a été calculée en utilisant la Mechanical Effective Force (MEF), le carré du ratio entre les forces tangentielle et totale appliquées aux cerceaux. Durant l'entraînement, la MEF moyenne des participants dans la partie centrale de la poussée a augmenté jusqu'à 15,7% du côté dominant et 12,4% du côté non-dominant par rapport à la valeur mesurée au pré-entraînement. De plus, les participants ont généralement dépassé le patron cible de la MEF dans la première moitié de la poussée normalisée, et s'en ont rapproché dans la deuxième moitié. Toutefois, les moments de réaction articulaires mesurés au niveau de l'épaule, et particulièrement ceux en flexion et en adduction, ont augmenté significativement durant l'entraînement par rapport au pré-entraînement. Enfin, huit participants ont réussi à modifier leur patron de MEF vers la cible même en post-entraînement pour maintenir une meilleure efficacité de propulsion, sans pour autant augmenter leurs chargements à l'épaule.

Les résultats de cette étude confirment que certains utilisateurs de fauteuil roulant manuel sont capables de réagir à la rétroaction haptique en développant un patron de poussée plus efficace. Les paramètres de la rétroaction haptique et le simulateur seront raffinés à partir des connaissances générées à travers cette étude. Ces futures améliorations permettront de peaufiner les paramètres optimaux d'entraînement afin de permettre l'apprentissage d'une technique de propulsion plus efficace chez les utilisateurs de fauteuil roulant manuel.

Mot-clés : Robotique de réadaptation, Rétroaction haptique, Propulsion, Entraînement, Fauteuil roulant, Lésion Médullaire, Dynamique inverse.

**.CHARACTERIZATION OF THE IMMEDIATE IMPACTS OF A TRAINING
SESSION ON A WHEELCHAIR SIMULATOR WITH HAPTIC BIOFEEDBACK :
AN OVERLOOK ON PROPULSION EFFECTIVENESS AND ON NET SHOULDER
JOINT MOMENTS**

Martine BLOUIN

ABSTRACT

Near a hundred million people worldwide are manual wheelchair users, but only a few are taught how to propel their wheelchair effectively. Optimizing propulsion mechanical effectiveness could however decrease the risk of developing secondary shoulder impairments. Our team recently designed a new wheelchair simulator that provides a real-time haptic biofeedback on propulsion mechanical effectiveness all along the push phase. Haptic biofeedback uses the sense of touch to provide information to an end user. The main purpose of the study was to investigate the impacts of the training session on propulsion effectiveness and on net shoulder articular moments.

Eighteen long-term manual wheelchair users with a spinal cord injury participated in a training session on the wheelchair simulator with haptic biofeedback. Handrim force and moment data, as well as upper body movements, were recorded prior, during and immediately after the training session. Propulsion mechanical effectiveness was calculated using the mechanical effective force (MEF), a squared ratio between the tangential and total forces applied on the handrims during the pushes. During the training session with haptic biofeedback, participants' mean MEF ratio in the middle portion of the push increased up to 15.7% on their dominant side and 12.4% on their non-dominant side compared to the pre-training. Furthermore, participants generally exceeded the target MEF pattern in the first half portion of the normalized push, and achieved it more in the second half. However, net shoulder moments, and especially those in flexion and in adduction, increased significantly during the training compared to the pre-training. Finally, eight participants were able to modify their MEF pattern towards the target even during the post-training. These participants maintained a higher propulsion effectiveness without increasing the loads on their shoulders.

The results of this study confirm that some manual wheelchair users are able to react to the haptic biofeedback by reaching a more effective propulsion pattern. Haptic biofeedback parameters, as well as the simulator itself, will be refined using the new knowledge gained throughout this study. These future improvements will contribute to identify optimal training parameters for teaching manual wheelchair users a more efficient propulsion technique.

Keywords : Rehabilitation robotics, Haptic biofeedback, Propulsion, Training, Wheelchair, Spinal cord injury, Inverse kinematics.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES ACTUELLES.....	5
1.1 Le patron de propulsion en fauteuil roulant manuel	5
1.2 Définition de l'efficacité mécanique de la propulsion	7
1.3 Facteurs qui influencent l'efficacité mécanique de la propulsion	8
1.3.1 Positionnement de l'utilisateur	8
1.3.2 Type de patron de propulsion	9
1.3.3 Inclinaison du siège par rapport au sol	9
1.3.4 Expérience de propulsion.....	10
1.3.5 Autres facteurs influençant l'efficacité	10
1.4 Effets de l'entraînement sur l'efficacité mécanique de la propulsion.....	10
1.4.1 Entraînement à la propulsion sur simulateurs.....	11
1.4.2 Entraînement à la propulsion sur le terrain	14
1.5 Évaluation des chargements à l'épaule lors de la propulsion en fauteuil roulant	15
1.5.1 Douleur à l'épaule et sollicitations associées.....	15
1.5.2 Évaluation des sollicitations par la dynamique inverse	16
1.5.3 Compromis biomécanique de l'efficacité mécanique de la propulsion	18
1.6 Utilisation d'une rétroaction haptique en rééducation et réadaptation du membre supérieur.....	21
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS, HYPOTHÈSES ET RETOMBÉES DU PROJET.....	23
2.1 Problématique	23
2.2 Objectifs du projet.....	23
2.3 Approche.....	24
2.4 Hypothèses de recherche.....	24
2.5 Délimitations de l'étude.....	24
2.6 Retombées attendues et importance de l'étude	25
CHAPITRE 3 DESCRIPTION DU SIMULATEUR.....	27
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE	31
4.1 Participants.....	31
4.2 Collecte des informations des participants	32
4.3 Mesure des paramètres de propulsion sur le terrain.....	33
4.4 Mesure du moment maximal volontaire statique (MVM)	33
4.5 Acquisition cinématique du mouvement de propulsion.....	34
4.6 Ajustement des paramètres du simulateur	36
4.7 Pré-entraînement sur le simulateur sans la rétroaction haptique	36

4.8	Configuration de la rétroaction haptique	38
4.9	Entraînement avec la rétroaction haptique.....	41
4.10	Post-entraînement sans la rétroaction haptique.....	42
4.11	Mesure du post-effet sur le terrain	42
4.12	Clôture de l'expérimentation	43
 CHAPITRE 5 IMPACT DE L'ENTRAÎNEMENT SUR L'EFFICACITÉ DE LA PROPULSION.....45		
5.1	Méthodologie	45
5.1.1	Identification des patrons de MEF	45
5.1.2	Extraction des paramètres pertinents	45
5.1.3	Statistiques	46
5.2	Résultats	47
5.2.1	Vitesse linéaire, intensité de la rétroaction haptique et puissance	47
5.2.2	Déviation avec le patron de MEF cible durant l'entraînement	48
5.2.3	Patrons d'apprentissage typiques durant l'entraînement	50
5.2.4	Évolution de la MEF moyenne durant l'entraînement.....	51
5.2.5	Effets en post-entraînement	52
5.3	Discussion	53
5.3.1	Limites de l'étude	59
 CHAPITRE 6 IMPACT DE L'ENTRAÎNEMENT SUR LES MOMENTS AUX ÉPAULES		
6.1	Méthodologie	61
6.1.1	Paramètres d'entrée pour le calcul de la dynamique inverse	61
6.1.2	Filtrage et ré-échantillonnage des données	63
6.1.3	Expression des données de cinématique dans le repère de la roue	63
6.1.4	Calcul de la dynamique inverse	65
6.1.5	Extraction des moments aux épaules	65
6.1.6	Statistiques	66
6.2	Résultats	66
6.2.1	Analyse des patrons de moments	66
6.2.2	Comparaison des moments maximaux avant, durant et après l'entraînement	69
6.2.3	Variation des moments aux épaules par groupe de participants	73
6.3	Discussion	77
6.3.1	Limites de l'étude	81
 CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE.....83		
 CHAPITRE 8 CONCLUSION.....89		
 ANNEXE I CONTRIBUTION DÉTAILLÉE.....93		

ANNEXE II	ARTICLE “CHARACTERIZATION OF THE IMMEDIATE EFFECT OF A TRAINING SESSION ON A MANUAL WHEELCHAIR SIMULATOR WITH HAPTIC BIOFEEDBACK: TOWARDS MORE EFFECTIVE PROPULSION”	95
LISTE DES RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	125	

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 4.1 Caractéristique des participants	32
Tableau 4.2 Placement des marqueurs de cinématique sur les repères anatomiques des membres supérieurs	35
Tableau 4.3 Placement des corps rigides sur les segments anatomiques des membres supérieurs	35
Tableau 4.4 Placement des marqueurs de cinématique sur les roues du fauteuil du simulateur.....	36
Tableau 5.1 Moments de biofeedback moyens, puissance moyenne et vitesse linéaire moyenne du fauteuil.....	48
Tableau 5.2 Valeurs de ΔMEF_{RMS} en % obtenues pour les quartiles Q ₂ et Q ₃ (moyenne \pm SD)	49
Tableau 5.3 Valeurs de \overline{MEF} en % obtenues pour les quartiles Q ₂ et Q ₃ (moyenne \pm SD)	52
Tableau 6.1 Définition des systèmes d'axes des segments exprimés dans le repère de la roue (repère global)	63
Tableau 6.2 Moments maximaux aux épaules en Newtons-mètres pour la flexion observés avant, pendant et après l'entraînement.....	71
Tableau 6.3 Moments maximaux aux épaules en Newtons-mètres pour la rotation interne observés avant, pendant et après l'entraînement	71
Tableau 6.4 Moments maximaux aux épaules en Newtons-mètres pour la rotation externe observés avant, pendant et après l'entraînement.....	72
Tableau 6.5 Moments maximaux aux épaules en Newtons-mètres pour l'adduction observés avant, pendant et après l'entraînement	72
Tableau 6.6 Caractéristiques des six participants qui se sont le plus rapprochés de la MEF cible durant l'entraînement (groupe 1) versus les six participants qui se sont le plus écartés de la MEF cible durant l'entraînement (groupe 2)	75

Tableau 6.7	Moments maximaux en flexion dans les quartiles Q ₂ /Q ₃ en pré- entraînement et post-entraînement pour les participants qui ont réussi à se rapprocher de la cible de MEF en post-entraînement	76
Tableau 6.8	Moments maximaux en adduction dans les quartiles Q ₂ /Q ₃ en pré- entraînement et post-entraînement pour les participants qui ont réussi à se rapprocher de la cible de MEF en post-entraînement	77

LISTE DES FIGURES

	Page	
Figure 0.1	Simulateur de propulsion avec rétroaction haptique.....	3
Figure 1.1	Quatre types de mouvement pour la phase de recouvrement	6
Figure 1.2	Représentation d'une phase de poussée.....	7
Figure 1.3	Rétroaction visuelle sous forme.....	12
Figure 1.4	Modélisation du bras de levier et de la direction de la force et du mouvement lors de la propulsion avec une MEF (a) inférieure à 100% et (b) égale à 100%	19
Figure 3.1	Vitesse de rotation des roues en fonction du moment M_z	27
Figure 3.2	Schématisation du fonctionnement du simulateur de propulsion avec rétroaction haptique	28
Figure 4.1	Représentation graphique montrant le déroulement des essais de propulsion sur le simulateur.....	37
Figure 4.2	Définition de $MEF_T(\%)$ à partir de $MEF_{ini}(\%)$. (a) $MEF_T(\%)$ est le patron cible de MEF normalisé, et $MEF_{ini}(\%)$ est le patron de MEF normalisé moyen réalisé durant le pré-entraînement. (b) $MEF_T(\theta)$ est le patron cible ré-échantillonné, maintenant fonction de la position relative de la main sur la roue (θ)	39
Figure 4.3	Définition de $\epsilon(\%)$ en fonction de \overline{MVM}_{GD} , $Mz_{ini}(\%)$ et BL. (a) $\epsilon(\%)$ est le patron normalisé représentant le modulateur d'intensité de la rétroaction haptique, \overline{MVM}_{GD} est le moment maximal volontaire moyen en bilatéral, $Mz_{ini}(\%)$ est le moment propulsif moyen en pré-entraînement, $\max(Mz_{ini})$ est la valeur maximale de $Mz_{ini}(\%)$, et BL est une constante de biofeedback. (b) $\epsilon(\theta)$ est le patron ré-échantillonné de $\epsilon(\%)$, maintenant fonction de la position relative de la main sur la roue (θ)	40
Figure 4.4	Affichage conçu pour aider les participants à garder leur vitesse actuelle proche de V_{ini}	42
Figure 5.1	Patron de MEF moyens pour le groupe de participants (n=18) en pré-entraînement, entraînement et post-entraînement	49

Figure 5.2	Patrons de MEF typiques complétés durant l'entraînement: (a) participant qui a réussi à se rapprocher du patron de MEF cible; (b) participants qui a dépassé la cible; (c) participant qui a diminué sa MEF	51
Figure 5.3	Patrons de MEF moyens complétés durant le pré- versus le post- entraînement : Cas (a) sont les participants qui ont réussi à se rapprocher du patron de MEF cible en post-entraînement par rapport au pré- entraînement; Cas (b) sont les autres participants.....	53
Figure 6.1	Patrons de moments moyens (n=18) aux épaules en flexion/extension à l'épaule avant (pré-entraînement), pendant (BL1 à BL5) et après (post- entraînement) les blocs d'entraînement	68
Figure 6.2	Patrons de moments moyens (n=18) aux épaules en rotation interne/rotation externe à l'épaule avant (pré-entraînement), pendant (BL1 à BL5) et après (post-entraînement) les blocs d'entraînement	68
Figure 6.3	Patrons de moments moyens (n=18) aux épaules en adduction/abduction externe à l'épaule avant (pré-entraînement), pendant (BL1 à BL5) et après (post-entraînement) les blocs d'entraînement	69

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AIS	Score moteur ASIA
BL1 à BL5	Blocs d'entraînement avec intensités de rétroaction haptique 1 à 5
c.-à-d.	c'est-à-dire
CIRI	Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain
EMG	Électromyographique
ÉTS	École de technologie supérieure
FEF	Fraction effective de la force appliquée
FRM	Fauteuil roulant manuel
MEF	Fraction mécanique effective de la force appliquée (<i>mechanical effective force</i>)
PA	Angle de poussée (push angle)
PFA	Point d'application de la force sur la roue
Post	Post-entraînement
Pré	Pré-entraînement
Q-APP	Questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique
Q ₁	Quartile 1 correspondant à la portion 0%-25% de la poussée normalisée
Q ₂	Quartile 2 correspondant à la portion 25%-50% de la poussée normalisée
Q ₃	Quartile 3 correspondant à la portion 50%-75% de la poussée normalisée
Q ₄	Quartile 4 correspondant à la portion 75%-100% de la poussée normalisée
RMS	Déviation quadratique moyenne (root-mean-square)
SD	Écart-type (Standard deviation)

WUSPI Questionnaire sur le niveau de douleur aux épaules chez les utilisateurs de fauteuil roulant (Wheelchair User's Shoulder Pain Index)

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

BL	Constante de biofeedback (<i>biofeedback level</i>), un des facteurs multiplicateurs dans la définition de ε
F_{roll}	Force de résistance au roulement
F_{\tan}	Composante tangentielle de F_{tot}
F_{tot}	Force totale appliquée sur la roue par l'utilisateur
$F_{x,y,z}$	Forces mesurées par la roue instrumentée
g	Accélération gravitationnelle terrestre
I_{0y}	Moment d'inertie vertical du système fauteuil-utilisateur
m	Masse du système fauteuil-utilisateur
$\max(M_{Z_{\text{ini}}})$	Valeur maximale de $M_{Z_{\text{ini}}}$
M_{BF}	Moment de biofeedback
MEF_{ini}	Patron de MEF moyen durant le pré-entraînement
MEF_T	Patron cible de MEF
M_{eff}	Moment effectif (égal à $M_z - M_{\text{BF}}$)
M_{VM}	Moment volontaire propulsif maximal
$M_{x,y,z}$	Moments mesurés par la roue instrumentée
M_z	Moment propulsif appliqué par l'utilisateur
$M_{Z_{\text{ini}}}$	Patron de M_z moyen durant le pré-entraînement
O_{roue}	Origine du repère de la roue, exprimé dans le repère du VICON
PA_{ini}	Angle de poussée moyen durant le pré-entraînement (en degrés)
R	Rayon de la roue

V_{ini}	Vitesse linéaire de propulsion moyenne durant le pré-entraînément (en mètres par seconde)
X_{roue}	Axe X du repère de la roue, exprimé dans le repère du VICON
Y_{roue}	Axe Y du repère de la roue, exprimé dans le repère du VICON
Z_{roue}	Axe Z du repère de la roue, exprimé dans le repère du VICON
ϵ	Modulateur de l'intensité de la rétroaction haptique
θ	Position relative de la main sur la roue
ω	Vitesse angulaire de la roue
μ	Coefficient de friction du sol
(%push)	Patron normalisé entre 0% et 100% de la phase de poussée
(θ)	Patron exprimé en fonction de la position relative de la main sur la roue
(t)	Patron exprimé en fonction du temps
$[P_{\text{roue} \rightarrow \text{Vicon}}]$	Matrice de passage du repère de la roue vers le repère du Vicon
$[P_{\text{Vicon} \rightarrow \text{roue}}]$	Matrice de passage du repère du Vicon vers le repère de la roue, défini comme l'inverse de $[P_{\text{roue} \rightarrow \text{Vicon}}]$
ΔMEF_{RMS}	Déviation RMS entre le patron de MEF du participant et le patron de MEF cible
\overline{MEF}	MEF moyenne

INTRODUCTION

On compte plus de 100 millions de personnes dans le monde qui utilisent à ce jour un fauteuil roulant ou qui en auraient besoin (Cooper, 2010). De ce nombre, la grande majorité emploie un fauteuil roulant manuel (FRM), dont 1,5 millions d'utilisateurs aux États-Unis (Kaye, Kang et LaPlante, 2002) et 155 000 au Canada (MacGillivray et al., 2010). En moyenne, ces gens agripperont, pousseront et lâcheront la roue 3500 fois par jour (Boninger et al., 2003). La propulsion en FRM implique un mouvement répétitif, en général peu efficace mécaniquement (van Kemenade et al., 1999). La forte incidence de la douleur et des blessures à l'épaule parmi les utilisateurs de FRM s'avère une problématique préoccupante pour cette population (Boninger et al., 2002; Desroches, 2008; Rodgers et al., 1994).

Par ailleurs, les nouveaux utilisateurs de FRM ne reçoivent en général que très peu d'encadrement en clinique pour apprendre à se propulser conformément aux meilleures techniques (Smith, 2009). L'idée d'entraîner des utilisateurs de FRM à se propulser plus efficacement apparaît donc alléchante. D'autant plus qu'une amélioration de la technique de propulsion pourrait réduire les risques de déficiences secondaires à l'épaule (Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005). Une augmentation de l'efficacité mécanique de la propulsion permet, quant à elle, de réduire la quantité de force que l'utilisateur doit appliquer pour déplacer son FRM à une vitesse fixe (de Groot et al., 2002; Desroches, Aissaoui et Bourbonnais, 2008).

La faible efficacité mécanique et les risques accrus de blessures qui accompagne la propulsion en FRM ont inspiré le développement de certains programmes d'entraînement visant à augmenter la portion efficace de l'effort biomécanique qui est transférée au mouvement du FRM (Dallmeijer, van der Woude et Pathuis, 1999; de Groot et al., 2002; Kotajarvi et al., 2006). Les entraînements impliquaient généralement une rétroaction visuelle, et ont produit des résultats contradictoires. De plus, une augmentation non-contrôlée de l'efficacité de la propulsion, souvent mesurée à l'aide de la fraction mécanique effective de la

force appliquée (*mechanical effective force*, MEF), a été associée à une augmentation marquée des chargements aux épaules (Bregman, van Drongelen et Veeger, 2009; Rankin et al., 2010; Veeger, 1999). Il apparaît donc important d'explorer les alternatives disponibles afin de concevoir un entraînement qui permettrait à la fois d'augmenter l'efficacité de la propulsion tout en minimisant l'augmentation des chargements observés aux épaules.

En 2008, Desroches a observé par simulation numérique qu'une augmentation modérée de la MEF de l'ordre de 10% n'augmentait pas substantiellement les chargements à l'épaule chez une cohorte d'utilisateurs de FRM (Desroches, 2008). Fort de ce résultat encourageant, Chénier a développé un simulateur qui permettrait de tester expérimentalement les résultats de Desroches (Chénier, 2012; Chénier, Bigras et Aissaoui, 2014). Ce simulateur, montré à la figure 0.1, atteint deux objectifs. Dans un premier temps, le dispositif développé permet de simuler le comportement d'un fauteuil roulant réel grâce au modèle dynamique qui y est implémenté. Dans un deuxième temps, il permet de modifier la réponse du fauteuil aux poussées réalisées par l'utilisateur dans le but d'augmenter, grâce à une rétroaction haptique, l'efficacité mécanique de la propulsion. En conclusion de sa thèse, Chénier présente une étude pilote indiquant que la MEF avait pu être augmentée de 10% chez un utilisateur grâce à la rétroaction fourni par le simulateur (Chénier, 2012).

Dans ce mémoire, le résultat de l'étude pilote de Chénier (2012) est vérifié et complémenté grâce à une étude expérimentale de plus grande envergure portant sur l'amélioration de l'efficacité mécanique de la propulsion grâce à la rétroaction haptique. Plus précisément, ce mémoire rapporte le développement ainsi que les changements immédiats observés suite à un entraînement sur le simulateur avec une rétraction haptique. Les paramètres investigués étaient la MEF produite par l'utilisateur ainsi que les moments calculés aux épaules par la méthode de la dynamique inverse.

Le premier chapitre de ce document permettra de faire le point sur les connaissances actuelles par rapport aux différents paramètres de propulsion en FRM, aux méthodes d'entraînement proposées par le passé, aux enjeux relatifs à l'efficacité mécanique de la

propulsion (MEF), et à l'évaluation des contraintes biomécaniques aux épaules durant la propulsion. Le rôle d'une rétroaction haptique en rééducation et réadaptation du membre supérieur sera également investigué. Le deuxième chapitre présentera une première définition du projet de maîtrise déclinée en ses objectifs, hypothèses, délimitations et retombées prévues. Le troisième chapitre donnera un aperçu du simulateur et de son fonctionnement. Le quatrième chapitre détaillera la méthodologie des expérimentations qui ont été menées à l'été 2013. Les cinquième et sixième chapitres présenteront respectivement les effets de l'entraînement observés sur la MEF et sur les moments calculés aux épaules par la méthode de la dynamique inverse. Le septième chapitre sera consacré à une discussion générale des forces et des faiblesses de l'entraînement proposé avec la suggestion de certaines pistes d'amélioration qui pourraient être explorées dans le futur. Une brève conclusion et quelques recommandations pour la suite du projet seront enfin fournies au huitième chapitre.



Figure 0.1 Simulateur de propulsion avec rétroaction haptique

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES ACTUELLES

1.1 Le patron de propulsion en fauteuil roulant manuel

La propulsion se caractérise par deux phases : la poussée et le recouvrement. La poussée démarre au moment où l'utilisateur attrape la roue par la main et se poursuit jusqu'au relâchement de celle-ci. Durant cette phase, le mouvement de la main est contraint par le mouvement de la roue (van Kemenade et al., 1999). Le recouvrement, pour sa part, constitue la période où le contact main-roue est interrompu pour permettre à l'utilisateur de ramener son bras aux côtés de son corps pour une nouvelle propulsion.

Certains auteurs se sont attardés à étudier la cinématique des patrons de propulsion. Quatre catégories de mouvements de la main ont été répertoriées pour la phase de recouvrement : le pompage (ARC, *arcing*), la boucle simple (SLOP, *Single loop*), la boucle double (DLOP, *Double loop*) et le patron semi-circulaire (SC). Ces patrons sont illustrés à la figure 1.1. Desroches a testé l'influence de ces quatre patrons sur les sollicitations à l'épaule pour en conclure que la propulsion de type pompage engendrait des moments significativement plus élevés à l'épaule en rotation interne, en extension dans le plan sagittal et en flexion dans les plans horizontal et sagittal (Desroches, 2008). Les observations de Desroches vont dans la même direction que celles de Boninger et al. (2002). Le type de patron de propulsion adopté influencerait aussi l'orientation des forces appliquées à la roue, et donc l'efficacité globale de la poussée (Aissaoui et Desroches, 2008).

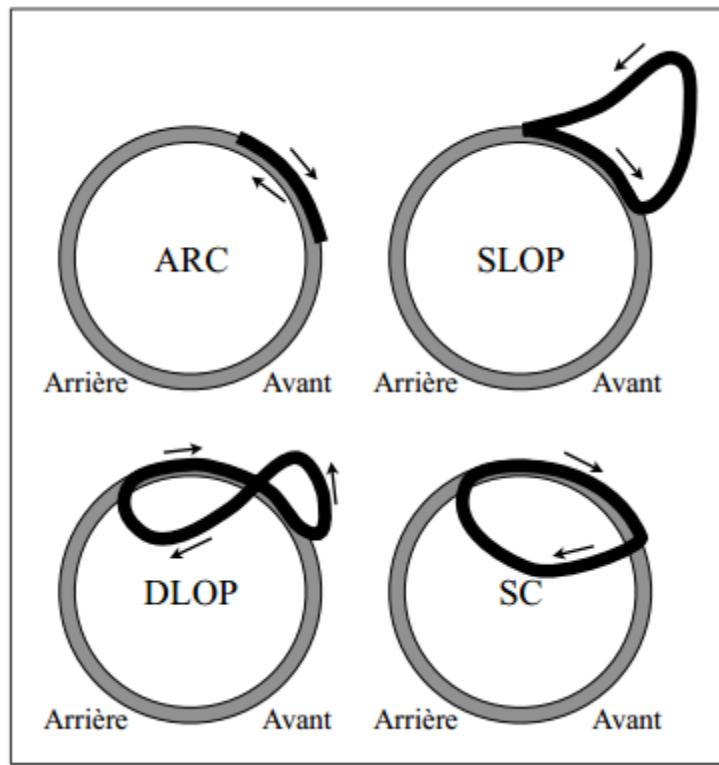


Figure 1.1 Quatre types de mouvement pour la phase de recouvrement
Tirée de Chénier (2012, p.6)

La propulsion est également définie par un certain angle de poussée. Cet angle correspond à la portion d'une révolution accomplie par la roue durant la période où elle est en contact avec la main. Un encodeur optique simple, tel que celui contenu dans la roue instrumentée SmartWheel (Three Rivers Holdings LLC, Mesa, AZ), fournira l'information nécessaire pour calculer l'amplitude relative de l'angle de poussée. Toutefois, pour retrouver l'emplacement de la poussée sur la roue, il importe de connaître le point de saisie et le point de relâchement de la roue, tel que montré à la figure 1.2. Afin de pouvoir calculer sans approximation la fraction mécanique effective de la force appliquée, ou *mechanical effective force* (MEF) tel que défini à la section 1.2, il importe de connaître en tout temps le point d'application de la force sur la roue (PFA). Toutefois, le PFA ne peut pas être obtenu directement à partir des capteurs de la roue SmartWheel. Dans cette étude, la MEF devra donc être approximée à partir des forces et moments directement mesurés par la SmartWheel, comme nous le verrons au chapitre 3.

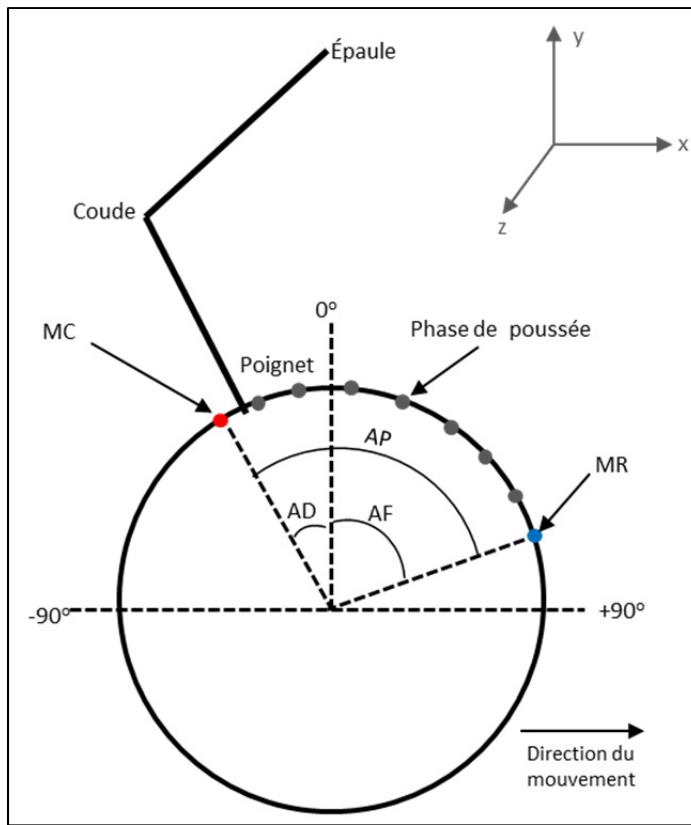


Figure 1.2 Représentation d'une phase de poussée
 Point de saisie (MC), point de relâche (MR), angle de départ (AD),
 angle de fin (AF) et angle de poussée (AP)
 Reproduit et adapté avec l'autorisation de Desroches (2008, p.11)

1.2 Définition de l'efficacité mécanique de la propulsion

L'efficacité mécanique de la propulsion a été décrite principalement de deux façons dans la littérature. La première décrit ce que nous appellerons ici l'efficacité métabolique de propulsion, soit la fraction de l'énergie métabolique dépensée par l'utilisateur qui est transformée en mouvement du fauteuil (van der Woude et al., 2001; van Kemenade et al., 1999).

La deuxième se rapporte directement à la fraction mécanique effective de la force appliquée (*mechanical effective force*, ou MEF), soit le rapport de la composante tangentielle de la force appliquée aux roues par l'utilisateur sur la force résultante totale (Boninger et al., 1997;

Chénier, 2012; Desroches, 2008). L'équation de la MEF est rapportée en (1.1). Cette définition découle du fait que seule la composante tangentielle de la force appliquée à la roue contribue à créer un moment selon l'axe médio-latéral, et donc à faire avancer le fauteuil roulant. Dans ce mémoire, nous allons adopter la deuxième définition de l'efficacité mécanique de la propulsion.

$$MEF = \frac{F_{tan}^2}{F_{tot}^2} \quad (1.1)$$

Notons qu'une dernière définition, analogue à celle de la MEF, est employée par certains auteurs pour se référer à l'efficacité de propulsion. Il s'agit de la fraction effective de la force appliquée (*Fraction Effective Force*, ou FEF) (Boninger et Cooper, 1999; Bregman, van Drongelen et Veeger, 2009). La FEF est égale à la racine carrée de la MEF. L'élévation au carré du ratio dans le cas de la MEF permet de normaliser entre zéro (0%) et un (100%).

1.3 Facteurs qui influencent l'efficacité mécanique de la propulsion

L'efficacité de la propulsion serait influencée par plusieurs facteurs. Les sections suivantes résument les effets de quelques paramètres liés à la configuration du fauteuil roulant et aux habitudes de propulsion de l'utilisateur de FRM.

1.3.1 Positionnement de l'utilisateur

La position verticale et horizontale de l'utilisateur par rapport à l'axe de la roue du fauteuil aurait un impact sur l'efficacité de la poussée. Ainsi, une position plus haute serait associée à des poussées plus courtes (Guthrie, 2008). Pour allonger la phase de poussée, il serait donc préférable de placer le siège plus bas. Ce résultat est également corroboré par Boninger et al. (2000). Kotajarvi et al. (2004) ont étudié l'influence de la position verticale et horizontale sur les paramètres cinétiques et cinématiques de la propulsion et ont trouvé qu'une position plus basse avait un effet positif sur le temps de poussée, le temps de recouvrement ainsi que l'angle de poussée. Toutefois, cette position engendre aussi des forces radiales et axiales

(mécaniquement non efficace) plus élevées. La FEF n'était cependant pas affectée significativement.

Guthrie rapporte aussi qu'une position plus reculée dans le fauteuil, plaçant une plus grande proportion du poids du sujet sur les roues arrière, diminuerait de 6% la résistance au roulement (Guthrie, 2008). Il propose de positionner l'assise du fauteuil de telle sorte que l'axe de la roue soit localisé environ 7.6 cm (3 pouces) devant l'épaule. Desroches, Aissaoui et Bourbonnais (2006) recommandent pour leur part de placer l'axe de la roue à 4-8 cm devant l'épaule. Une position de la roue plus reculée a cependant été associée à une stabilité inférieure (Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005).

1.3.2 Type de patron de propulsion

Aissaoui et Desroches (2008) ont observé que la MEF était significativement plus élevée lorsque qu'un individu adoptait un patron de propulsion de forme C1 ou C2 (présentant des caractéristiques proches du SLOP de la figure 1.1) plutôt qu'un patron de propulsion de forme C3 ou C4 (présentant des caractéristiques proches du proche du DLOP de la figure 1.1). Deux autres groupes, qui se sont penchés sur le même type de question, n'ont cependant pas trouvé de différence significative dans la MEF développée selon le patron de propulsion (Boninger et al., 2002; Shimada et al., 1998). Cette différence pourrait être attribuable à la manière différente dont Aissaoui et Desroches classifiaient leurs patrons de propulsion par rapport à d'autres équipes de recherche. Ainsi, Aissaoui et Desroches (2008) utilisaient une approche quantitative basée sur deux ratios pour classifier leurs patrons alors que les autres équipes se basaient sur une approche qualitative.

1.3.3 Inclinaison du siège par rapport au sol

Aissaoui et al. (2002) sont un des rares groupes à avoir investigué l'effet d'une modification de l'inclinaison du siège par rapport au sol et de l'angle siège-dossier sur l'efficacité mécanique de la propulsion (MEF). L'équipe a trouvé une amélioration significative de la

MEF pour une inclinaison du siège de 10° par rapport aux cas 5° et 0°. L'angle siège-dossier n'avait pas d'influence sur ce paramètre.

1.3.4 Expérience de propulsion

Singla (2009) a comparé différents paramètres cinétiques de la propulsion entre un groupe de nouveaux utilisateurs de FRM (groupe aigu) et un groupe d'utilisateurs de longue date (groupe chronique). Treize participants ont été inclus dans chaque groupe. Des valeurs de FEF de 70% et 60% ont été trouvées respectivement pour les groupes d'utilisateurs aigus et chroniques. L'idée d'entraîner les utilisateurs de FRM à se propulser avec une efficacité mécanique accrue même après quelques années de pratique apparaît donc justifiée par les résultats de Singla.

1.3.5 Autres facteurs influençant l'efficacité

Plusieurs autres facteurs influençant l'efficacité de la propulsion ont été mentionnés dans différentes études. Parmi ceux-ci, on note le poids du fauteuil ainsi que la friction entre ses différentes pièces mécaniques (Vegter et al., 2010). Un fauteuil plus léger et un minimum de friction rendent la propulsion plus efficace. Également, des roues avec un rayon plus grand réduiraient la friction avec le sol (Guthrie, 2008). Enfin, une vitesse plus élevée diminuait la MEF (Boninger et al., 2002) alors qu'une puissance plus élevée l'augmentait (Kotajarvi et al., 2006).

1.4 Effets de l'entraînement sur l'efficacité mécanique de la propulsion

L'apprentissage d'une poussée efficace ne serait peut-être pas aussi intuitif qu'on le pense. L'équipe de Veeger et al. (1992) a constaté par exemple des performances similaires entre un groupe d'utilisateurs (N=9) et un groupe de non-utilisateurs (N=10) de FRM en termes d'orientation de la force appliquée aux roues (mesurée par la FEF), et de puissance développée lors de la propulsion (Veeger et al., 1992). La performance des utilisateurs de FRM, notamment en termes d'efficacité de propulsion, était même beaucoup plus variable

que celle des non-utilisateurs (Veeger et al., 1992). Si la diversité des handicaps entre certainement en ligne de compte, tel que le suggèrent les auteurs, il semblerait que les utilisateurs de FRM ne développent nécessairement un patron de propulsion efficace, même après quelques années de pratique. Dans cette optique, on comprend mieux l'intérêt pour une forme d'entraînement incluant une rétroaction qui rendrait plus intuitive l'amélioration de l'orientation des forces de poussée.

Partant de ce principe que l'humain aurait besoin d'une certaine forme d'aide pour apprendre à se propulser plus efficacement, plusieurs auteurs se sont attardés à différents types d'entraînement avec ou sans rétroaction. Ainsi, Dallmeijer, van der Woude et Pathuis (1999) ont investigué l'effet d'un programme d'entraînement de sept semaines sur l'efficacité mécanique de la propulsion, l'efficacité métabolique de propulsion, ainsi que la longueur des poussées. Les 28 sujets sains de cette étude étaient divisés en trois groupes : un groupe contrôle de neuf individus, et deux groupes de neuf et dix individus qui suivaient trois fois par semaine un entraînement sur fauteuil roulant à 50% et 70% de leur rythme cardiaque maximal respectivement. Les résultats de l'étude montrent que tous les groupes avaient réussi à augmenter leur FEF entre la première et la deuxième séance de test, séparées par la durée de l'entraînement. Cette observation indique qu'il est possible d'augmenter l'efficacité mécanique de la propulsion grâce à un entraînement. De plus, pour expliquer l'absence de différence significative entre le groupe contrôle et les groupes entraînés, les auteurs ont avancé que la modification par un utilisateur de son patron de propulsion pour le rendre plus efficace impliquerait un apprentissage de courte durée qui pourrait se dérouler en l'espace d'une seule séance de test. Ce résultat a été corroboré par d'autres auteurs (Kotajarvi et al., 2006).

1.4.1 Entraînement à la propulsion sur simulateurs

De nombreuses équipes se sont penchées sur la manière d'amener des sujets à améliorer différents paramètres de leur patron de propulsion en FRM grâce à un entraînement sur un simulateur avec une rétroaction visuelle et/ou auditive (de Groot et al., 2002; DeGroot et al.,

2009; Kotajarvi et al., 2006; Rice et al., 2010; Richter et al., 2011). Les résultats obtenus se sont contredis par moment, mais ils se sont avérés somme toute encourageants. Richter et al. (2011) ont montré que les individus présentant une lésion médullaire ($N=31$) avaient, de manière générale, un bon contrôle sur leur cadence, leur longueur de poussée et leur angle de contact avec la roue. Si la force de poussée maximale était plus difficile à réduire sur un cycle et le rapport de la force moyenne/force maximale, plus difficile à augmenter, il n'en demeure pas moins que les sujets ont réussi à améliorer leurs performances de propulsion sur 9 des 11 paramètres testés (Richter et al., 2011). Les paramètres étaient testés un à un sur la totalité du cycle de propulsion et les performances du sujet lui étaient affichés sous forme d'histogramme tel que montré à la figure 1.3. L'étude de Richter et al. a ouvert la voie à l'investigation de nouveaux types de rétroactions ainsi qu'à la redirection de l'entraînements vers une seule portion du cycle de propulsion, telle que la partie centrale, au lieu du cycle dans son entièreté. Les auteurs soulignent toutefois que l'amélioration d'un paramètre peut se traduire par la détérioration d'un autre (Richter et al., 2011). Il y aurait donc un compromis à faire lorsque l'on cherche à améliorer la propulsion, d'où l'intérêt de surveiller l'évolution des chargements à l'épaule lors d'un entraînement visant à améliorer l'efficacité mécanique de la propulsion.

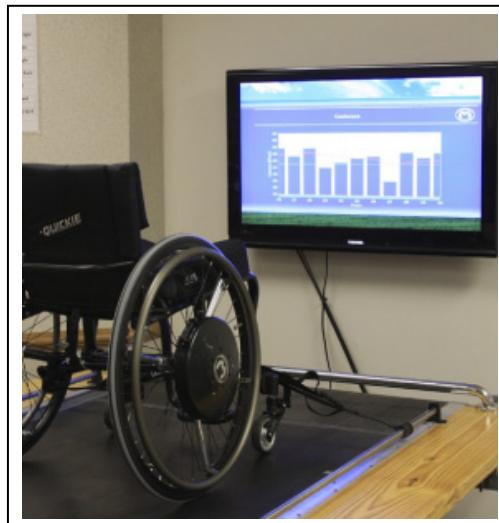


Figure 1.3 Rétroaction visuelle sous forme d'histogramme fournie lors des tests de Richter et al.
Tirée de Richter et al. (2011, p.574)

À travers une étude de cas sur un sujet expérimenté, Rice et al. (2010) ont testé l'effet d'un entraînement réalisé sur trois séances espacées de dix jours et d'une durée de 26 minutes, dont 12 minutes de propulsion active. L'entraînement, dirigé vers l'augmentation de l'angle de poussée, la diminution de la cadence et le maintien de la vitesse de propulsion, consistait en une rétroaction visuelle provenant d'un logiciel basé sur les principes de la théorie de l'apprentissage moteur. Cet entraînement a été réalisé sur un simulateur alors que la mesure des paramètres de propulsion initiaux et finaux avait été conduite directement au sol. Rice et al. (2010) ont ainsi observé qu'il était possible d'améliorer les paramètres visés par l'entraînement (c.-à-d. la cadence et l'angle de poussée), mais aussi de diminuer la force moyenne appliquée à la roue tout conservant la vitesse de propulsion du sujet constante. Il est également pertinent de noter que les paramètres de propulsion finaux du sujet ont été mesurés plus de deux mois après la fin des entraînements. Il semblerait donc que les améliorations apportées à la technique de poussée perdureraient dans le temps (Rice et al., 2010).

DeGroot et al. (2009) et Kotajarvi et al. (2006), comme Richter et al. (2011) et Rice et al. (2010), ont obtenu des résultats positifs et significatifs en termes de diminution de la cadence et d'augmentation de l'angle de poussée. Dans l'étude de DeGroot et al., ces deux paramètres devaient être améliorés simultanément alors qu'une rétroaction auditive sous forme de commentaires d'un évaluateur était fournie en plus de la rétroaction visuelle. Dans l'étude de Kotajarvi et al., seule une rétroaction visuelle sous forme de graphique était employée. L'équipe de DeGroot (2009) a observé, en contrepartie des améliorations sur la cadence et l'angle de poussée, ainsi qu'une augmentation des forces maximales et moyennes fournies par les participants avec une blessure médullaire ($n=9$) durant l'entraînement, ce qui rejoint l'idée du compromis avancée par Richter et al. (2011). De plus, les résultats prometteurs obtenus par DeGroot et al. n'ont pas semblé perdurer dans le temps (DeGroot et al., 2009). Au niveau de l'étude de Kotajarvi et al., la FEF faisait partie des paramètres étudiés en plus de la cadence et de l'angle de poussée. La FEF n'a cependant pas pu être améliorée par l'entraînement avec rétroaction visuelle à la différence des deux autres paramètres. Le groupe expérimental de Kotajarvi et al. (2006) était constitué de 18 participants présentant une lésion traumatique de la moelle épinière entre les niveaux vertébraux T4-L2.

Enfin, De Groot et al. (2002) ont réussi à augmenter significativement la FEF d'un groupe de dix sujets sains grâce à une rétroaction visuelle sans augmenter la force totale appliquée, mais au détriment de l'efficacité métabolique de propulsion. Le groupe expérimental était comparé avec un groupe témoin de dix individus, qui ont aussi suivi les huit séances d'entraînement sur trois semaines, mais sans la rétroaction visuelle. Le groupe témoin n'a pas réussi à augmenter significativement sa FEF moyenne. Cette observation rejoint l'idée présentée au début de cette section qu'il serait peu intuitif, pour un utilisateur, de gagner une meilleure efficacité mécanique de la propulsion, même avec la pratique. La FEF moyenne du groupe expérimental a été augmentée de la valeur de 70% à plus de 90% grâce à la rétroaction visuelle. Toutefois, cette augmentation importante de la FEF a été associée à une diminution de l'efficacité métabolique observée. Un entraînement plus contrôlé, visant une augmentation de 10% de la MEF sur une portion du cycle de propulsion, donnerait potentiellement d'autres résultats plus proches de ceux obtenus avec les simulations de Desroches (2008).

1.4.2 Entraînement à la propulsion sur le terrain

Rares sont les études qui ont testé l'effet des entraînements non pas sur un simulateur ou un dynamomètre, mais sur le terrain directement. À ce chapitre, l'étude de Rice et al. (2013) est l'une des pionnières. L'équipe a comparé trois groupes de participants : un groupe contrôle, un groupe qui recevait seulement des instructions sous forme de vidéo, et un groupe qui recevait à la fois les instructions sous forme de vidéo et une rétroaction visuelle en temps réel sur différents paramètres de propulsion. Les paramètres d'intérêt étaient la cadence, l'angle de poussée, la force totale maximale et le taux maximal de croissance de la force totale. Les participants propulsaient dans leur propre fauteuil dont les roues avaient été remplacées par des SmartWheel. Chaque groupe recevait de deux (groupe contrôle) à trois (groupes expérimentaux) entraînements. Un suivi était effectué après trois mois.

L'étude a montré une amélioration significative des quatre paramètres d'intérêt sur le long terme (visite de suivi à trois mois). Directement après les entraînements, la force maximale

avait été significativement plus élevée qu'en pré-entraînement pour le deuxième et troisième groupe. La tendance s'est renversée à la visite de suivi à trois mois alors que c'est le groupe contrôle qui a montré une force maximale significativement plus élevée qu'en pré-entraînement. Les deuxième et troisième groupes ont présenté une différence significative dans la cadence (avantage au 3^e groupe) et dans l'angle de poussée (avantage au 2^e groupe) au suivi de trois mois, mais pas lors de l'évaluation conduite directement après le dernier entraînement.

Les résultats de Rice et al. (2013) ont aussi suggéré que l'entraînement avec ou sans une rétroaction visuelle pouvait conduire à une diminution du taux maximal de variation de la force totale, ce qui serait probablement associé à une augmentation de l'angle de poussée. Au niveau de la cadence et de l'angle de poussée, comme chacun des groupes expérimentaux a obtenu un résultat supérieur à l'autre pour un critère, il n'y avait pas suffisamment d'évidence pour conclure qu'un des deux entraînements était supérieur à l'autre. Dans cette optique, l'équipe de Rice recommandait alors de porter une attention particulière à l'alternative à faible coût, c'est-à-dire la vidéo.

1.5 Évaluation des chargements à l'épaule lors de la propulsion en fauteuil roulant

1.5.1 Douleur à l'épaule et sollicitations associées

La répétitivité du mouvement de propulsion, l'intensité des forces de poussée et le taux de croissance des forces rendent les utilisateurs de FRM grandement à risque de développer diverses pathologies du membre supérieur (Boninger et Cooper, 1999; DeGroot et al., 2009) telles que le syndrome du tunnel carpien ou le syndrome d'accrochage, qui apparaissent généralement avec l'installation de la fatigue (Desroches, 2008). Des douleurs seraient présentes à l'épaule dans 30-72% des cas (Mercer et al., 2006). Ces douleurs auraient un impact sur la capacité des utilisateurs de FRM à se propulser par eux-mêmes, surtout dans le cas de personnes âgés (Desroches, 2008).

Le biceps et le grand pectoral seraient actifs lors de la poussée, alors que le trapèze et le deltoïde postérieur seraient davantage actifs dans le recouvrement. Le muscle sous-scapulaire serait le muscle qui produirait la plus grande force durant la phase de poussée ($>150\text{N}$ en moyenne) (Veeger, Rozendaal et van der Helm, 2002). Le muscle supra-épineux serait, pour sa part, très sollicité par rapport à la force maximale qu'il peut générer, et ce pendant les phases de poussée (30% en moyenne) et même de recouvrement (Veeger, Rozendaal et van der Helm, 2002). Il serait donc davantage à risque de subir des déchirures associées à une surutilisation (Mulroy et al., 1996). Les muscles grand pectoral et deltoïde antérieur seraient particulièrement actifs au début de la poussée (premier 11%) alors que la main atteint le zénith de la roue (Mulroy et al., 1996). La génération d'une force de poussée efficace (tangentielle) entraînerait principalement un mouvement d'abduction dans le plan frontal (Mulroy et al., 1996). Le moment maximal en abduction se produirait au moment du contact entre la main et la roue (Vanlandewijck, Spaepen et Lysens, 1994).

1.5.2 Évaluation des sollicitations par la dynamique inverse

Pour être en mesure d'estimer les forces et moments aux articulations de manière non invasive, l'approche de la dynamique inverse est souvent utilisée. La dynamique inverse implique de reporter itérativement le long du squelette les forces et moments mesurés à l'extrémité distale d'un segment du corps humain pour ensuite inférer les forces et moments aux segments proximaux (Boukhelif, 2007).

Pour être en mesure d'accomplir cette tâche, il faut connaître les paramètres inertIELS de chaque segment ainsi que l'orientation relative des segments entre eux. La connaissance des paramètres inertIELS provient généralement d'études anthropométriques comme celles de McConville et al. (1980) et Young et al. (1983). Quant à l'orientation relative des segments dans le temps, elle est souvent mesurée par stéréophotogrammétrie en utilisant des caméras vidéo ou d'autres appareillages de suivi du mouvement à haute vitesse (Cooper et al., 1999).

Une fois les paramètres d'entrée en main, il importe de choisir un modèle représentatif de la portion du corps humain que l'on cherche à étudier pour estimer les efforts articulaires en sortie. Dans le cas du membre supérieur, que l'on cherche à se représenter dans les études sur la propulsion en FRM, de nombreux auteurs ont proposé des modèles biomécaniques (Asadi Nikooyan et al., 2011; Dumas, Aissaoui et de Guise, 2004; van der Helm, 1994; Veeger et al., 1997). Le modèle de van der Helm (1994) utilise les éléments finis pour représenter des principaux muscles du membre supérieur. Vingt muscles, quatre os et trois ligaments extra-capsulaires étaient inclus dans le modèle original (van der Helm, 1994). La distribution des chargements obtenue en sortie répond à un critère de minimisation de la somme des contributions musculaires individuelles élevées au cube (Veeger, Rozendaal et van der Helm, 2002). Ce type de modèle permet donc non seulement d'obtenir les forces et moments articulaires à l'extrémité proximale, mais également d'estimer les forces que devront exercer plusieurs muscles (Desroches, 2008; Veeger, Rozendaal et van der Helm, 2002). Ce modèle est cependant d'une complexité considérable.

D'autres modèles plus simples, tel que celui de Dumas et al. (2004), ne cherchent pas à représenter la répartition des forces exercées par chaque muscle, mais permettent d'obtenir la valeur nette des forces et moments de réaction articulaires. Quoique plus globale et assorties de certaines limites, la connaissance des chargements nets permet généralement une bonne estimation de l'ampleur des sollicitations articulaires (Desroches, Aissaoui et Bourbonnais, 2008). Ainsi, plusieurs auteurs établissent un lien entre les forces de contact à l'articulation scapulo-humérale et les moments nets mesurés à l'épaule (Desroches, 2008). L'étude des forces de contact entre l'humérus et la cavité glénoïdale permet une certaine évaluation du risque de blessures liées à la sur-sollicitation de l'épaule (Desroches, 2008; Mercer et al., 2006; Veeger, Rozendaal et van der Helm, 2002). On estime que les forces de contact à l'articulation scapulo-humérale devraient être aussi faibles que possible pour minimiser le risque de blessure à l'épaule (Desroches, 2008; Mercer et al., 2006).

1.5.3 Compromis biomécanique de l'efficacité mécanique de la propulsion

Bon nombre d'auteurs se sont penchés sur l'efficacité mécanique de la propulsion et ont réalisé des simulations pour évaluer comment une augmentation de la composante tangentielle de la force de poussée pourrait se traduire sur les chargements observés aux épaules (Bregman, van Drongelen et Veeger, 2009; Desroches, 2008; Rankin et al., 2010; Rozendaal, Veeger et van der Woude, 2003; Veeger, 1999). À partir de données provenant d'étude antérieures (Veeger, 1999, tableau 1), Veeger (1999) a estimé les chargements à l'épaule par dynamique inverse dans les deux cas où la totalité de la force produite par l'utilisateur était appliquée à la roue (condition réelle, cas 1) et où seulement la composante tangentielle de la force produite était appliquée à la roue (condition simulée, cas 2). L'auteur (Veeger, 1999) a noté une augmentation de l'activité des muscles de l'épaule afin de contrer l'action des muscles extenseurs du coude et de stabiliser le mouvement selon la trajectoire désirée dans la propulsion tangentielle. Cette notion de stabilisation est reprise par Desroches et al. (2010). On observe également, dans la modélisation (figure 1.4) réalisée par Chénier (2012) et inspirée de celle de Veeger (1999), que le bras de levier entre la main et l'épaule dans le cas de la propulsion tangentielle est beaucoup plus long que celui dans le cas de la propulsion dite « naturelle ». De plus, le prolongement de la ligne de force n'intersecte pas le segment du bras dans le cas de la propulsion tangentielle. Ces deux critères prédisent des contraintes plus élevées à l'épaule, et donc un risque de blessure accru (Aissaoui et al., 2002; Chénier, 2012; Veeger, 1999).

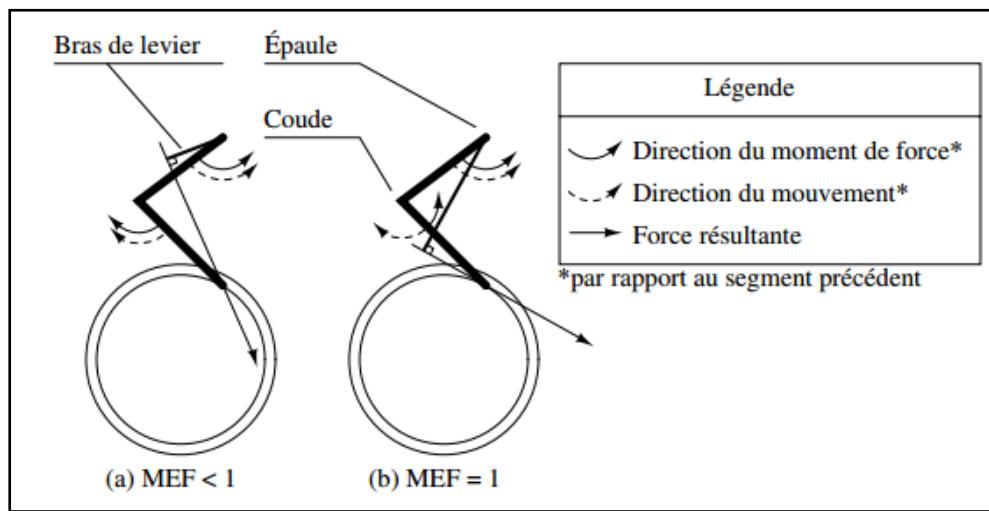


Figure 1.4 Modélisation du bras de levier et de la direction de la force et du mouvement lors de la propulsion avec une MEF (a) inférieure à 100% et (b) égale à 100%
Tirée de Chénier (2012, p.11)

Dans une expérience similaire, Bregman et al. (2009) ont demandé à 16 participants, dont 5 sains et 8 paraplégiques et 3 tétraplégiques, de se propulser à 0.83 m/s sur un fauteuil instrumenté monté sur un tapis roulant. Les auteurs ont ensuite employé le modèle biomécanique *Delft Shoulder and Elbow Model* pour calculer les forces et moments à l'épaule dans les deux cas aussi testés par Veeger. Les résultats qu'ils ont observés, soit une augmentation de la puissance développée par les muscles de la coiffe des rotateurs particulièrement dans la deuxième moitié du cycle, une sollicitation plus marquée du chef claviculaire du deltoïde et l'apparition d'une co-contraction peu efficace des muscles fléchisseurs et extenseurs du coude (Bregman, van Drongelen et Veeger, 2009), corroborent ceux de Veeger (1999), ainsi que ceux de Rankin et al. (2010) qui ont suivi une méthodologie très rapprochée de celle de Veeger.

Néanmoins, ces trois études comparaient uniquement le cas de la propulsion naïve à celui d'une propulsion quasi-entièrement tangentielle (FEF entre 80%-100%; un seul cas testé par étude). Au contraire, Desroches s'est attardé au lien entre l'augmentation graduelle de la MEF et les sollicitations à l'épaule. Se basant initialement sur les données collectées par Aissaoui et al. (2002) sur 14 participants âgées, Desroches a ensuite modifié successivement

l'orientation des forces appliquée aux roues pour améliorer la MEF par paliers de 10%. Sur un cas témoin, il a mesuré le moment net à l'épaule pour en conclure qu'il existerait une fenêtre d'apprentissage où l'efficacité de propulsion peut être augmentée sans induire de chargements substantiellement plus élevés sur l'articulation scapulo-humérale (Desroches, Aissaoui et Bourbonnais, 2008). Il semblerait donc qu'il y ait un certain compromis à faire entre l'efficacité mécanique de la propulsion et la préservation d'une saine biomécanique du membre supérieur. Sachant cela, une amélioration plus modérée de la MEF, à l'intérieur de la fenêtre d'apprentissage de chaque individu, serait donc à privilégier. En effet, améliorer l'efficacité mécanique de la propulsion comporte certains avantages non négligeables, tel qu'une diminution de la force totale nécessaire pour déplacer le FRM à une certaine vitesse. Toutefois, cette amélioration de l'efficacité devrait se faire en faveur d'une diminution des sollicitations et chargements observés aux articulations du membre supérieur et non pas vers leur augmentation.

Qui plus est, Boninger et al. (2003) ont trouvé un lien entre une augmentation de la composante radiale de la force de propulsion et le risque de trouver des anomalies à la coiffe des rotateurs lors d'un test en IRM. Les femmes avaient davantage tendance à appliquer une force radiale durant la propulsion et toutes (représentant six participants sur quatorze) ont connu une augmentation des anomalies apparentes à la coiffe des rotateurs entre les deux examens IRM, espacés de deux ans (Boninger et al., 2003). Cette présence accrue d'anomalies ne s'est cependant pas traduite en une douleur significativement plus présente qu'au sein du groupe d'individus qui propulsraient de manière plus tangentielle. En conclusion de leur étude, les auteurs recommandent tout de même aux cliniciens d'enseigner à leurs patients à limiter la composante radiale de la force qu'ils appliquent à la roue durant la propulsion pour minimiser les risques de blessures (Boninger et al., 2003). Le travail de maîtrise présenté dans ce mémoire s'inscrit dans cette veine.

1.6 Utilisation d'une rétroaction haptique en rééducation et réadaptation du membre supérieur

La rétroaction haptique a été employée dans de nombreuses applications pour enseigner différents patrons de forces et de mouvement, notamment impliqués dans la réadaptation du membre supérieur (Jones, 2000; Lum, Burgar et Shor, 2004; Morris et al., 2007). Dans sa thèse, Chénier décrit les trois principaux modes de rétroaction haptique normalement retrouvés en robotique appliquée dans le domaine de la réadaptation (Chénier, 2012). Le mode passif correspond à la situation où le participant n'applique aucune force alors que son mouvement est guidé par celui du robot. Il sert principalement à améliorer la souplesse d'un membre ou d'une articulation. Le mode actif assisté, à l'inverse, exige que le participant initie le mouvement pour l'aider à le compléter au besoin. Il sert donc à renforcer les muscles et à améliorer le contrôle du mouvement. Le robot utilisé dans l'étude de Krebs et al. (1998) configuré dans un tel mode (Chénier, 2012).

Le troisième mode de rétroaction haptique, utilisé dans le cadre de l'étude de Lum, Burgar et Shor (2004) pour le robot MIME, serait ce que l'on pourrait appeler un mode actif contraint. Dans ce mode, un robot n'aidera pas le participant à accomplir un mouvement ciblé, mais plutôt l'empêchera d'effectuer un mouvement qui s'en éloigne (Chénier, 2012; Lum, Burgar et Shor, 2004). En d'autres mots, il s'agit de faire ressentir à l'utilisateur une résistance variable à son mouvement selon la direction des forces qu'il applique. Le but ici est de renforcer certains patrons d'activation musculaire qui permettront au participant d'effectuer son mouvement selon la trajectoire désirée.

Si le mode actif contraint pouvait très bien être appliqué intégralement selon la définition précédente dans le cas du robot MIME, le cas d'un simulateur avec rétroaction haptique est légèrement plus complexe. En effet, le mode actif contraint nécessite normalement deux degrés de liberté, alors que la propulsion en FRM n'en offre qu'un seul (Chénier, 2012). Il en est ainsi puisqu'aucun mouvement n'est permissible dans un plan perpendiculaire à la roue. Il n'était donc pas possible, avec une interface appareil-usager sous forme de roue, de contrôler

les deux degrés de liberté à la main qui sont normalement encadrés par le robot dans la version conventionnelle d'un mode actif contraint.

Dans la conception de son simulateur, Chénier s'est donc inspiré du mode actif contraint tout en l'adaptant aux contraintes de la propulsion en FRM (Chénier, 2012). La logique du modèle a été conservée, en ce sens que l'appareil permet de faire ressentir à l'utilisateur une résistance au roulement plus ou moins grande selon l'efficacité de sa poussée. Toutefois, dans le cas où l'on cherche à augmenter la MEF, le simulateur ne réagira pas aux forces appliquées par le participant en résistant dans la direction radiale et en amortissant dans la direction tangentielle tel que ça aurait été le cas avec le mode actif contraint dans sa forme conventionnelle. Plutôt, le participant ressentira l'équivalent d'une résistance au roulement plus faible (poussée plus facile) lorsque sa MEF se rapprochera d'un patron de MEF cible choisi. À l'inverse, la résistance au roulement apparaîtra plus élevée (poussée plus difficile) lorsque la MEF du participant s'écartera du patron ciblé. Plus de détails sur la rétroaction haptique et sa configuration seront fournis au chapitre 3.

Si l'idée générale de la rétroaction haptique sur le simulateur est là (Chénier, 2012), ses effets réels pour une utilisation dans le cadre d'un entraînement à la propulsion en FRM demeurent encore méconnus. On ne sait pas non plus quelle loi de commande pourrait encadrer le comportement du simulateur de manière à obtenir un entraînement aussi efficace et sécuritaire que possible. Ce mémoire constitue un premier pas dans l'investigation de ces questions de recherche.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS, HYPOTHÈSES ET RETOMBÉES DU PROJET

2.1 Problématique

Les entraînements avec ou sans rétroaction visuelle ou vocale proposés dans les études précédentes se sont montrés plutôt efficaces pour augmenter l'angle de poussée et diminuer la cadence (de Groot et al., 2002; Kotajarvi et al., 2006; Rice et al., 2010; Richter et al., 2011). Toutefois, les méthodes d'entraînement testées par le passé ont rarement conduit à une amélioration de l'efficacité mécanique et/ou à une diminution de l'amplitude des forces de poussée. Dans cette étude, nous avons proposé d'employer une rétroaction haptique pour améliorer l'efficacité mécanique de la propulsion (MEF) tout en essayant de minimiser les chargements à l'épaule. Nous avons donc accordé une attention particulière à la mesure et à l'optimisation des forces de propulsion à la roue. Nous avons également calculé et analysé les moments de réaction aux épaules. L'impact d'une augmentation modérée de la MEF sur les chargements à l'épaule n'avait jamais encore été exploré expérimentalement.

2.2 Objectifs du projet

L'objectif principal de ce projet de maîtrise était d'investiguer les effets immédiats de la rétroaction haptique lors d'une séance d'entraînement sur le simulateur auprès d'un groupe d'utilisateurs de FRM.

Cet objectif principal s'est décliné en deux objectifs spécifiques, soit :

O1 : Mesurer l'augmentation de la MEF et le suivi d'un patron de MEF cible pendant et immédiatement après l'entraînement impliquant une rétroaction haptique;

O2 : Observer l'impact de l'entraînement sur les chargements aux épaules.

2.3 Approche

Pour répondre à l'objectif principal de l'étude, un entraînement sur le simulateur en une seule séance a été mené auprès de 18 individus utilisateurs de FRM présentant une lésion médullaire. La rétroaction haptique a été définie en fonction de deux paramètres : un patron de MEF cible et un modulateur. Cinq intensités de rétroaction ont été testées dans un ordre aléatoire. L'entraînement a été analysé selon deux critères. D'une part, le patron de MEF pré-, per- et post-entraînement des participants ont été comparés entre eux et avec le patron de MEF cible pour évaluer l'augmentation de MEF et l'apprentissage d'un patron de propulsion plus efficace (objectif O1). D'autre part, les chargements à l'épaule durant les trois mêmes périodes ont été calculés par dynamique inverse pour répondre à l'objectif O2.

2.4 Hypothèses de recherche

Partant des résultats encourageants issus de l'expérience préliminaire de Chénier (2012), nous posons l'hypothèse que la rétroaction haptique permettra d'augmenter la MEF durant et après l'entraînement par rapport à avant l'entraînement (H1-1). Nous croyons également que les patrons de MEF per- et post-entraînement se rapprocheront davantage du patron cible que du patron de MEF pré-entraînement (H1-2).

De plus, faisant écho au travail de Desroches (2008), nous avançons que la rétroaction haptique permettra d'augmenter la MEF et de s'approcher du patron cible sans augmenter significativement les chargements à l'épaule durant et après entraînement par rapport à avant l'entraînement (H2).

2.5 Délimitations de l'étude

Bien que plusieurs paramètres, tels que l'angle de poussée, la cadence ou l'amplitude maximale de la force de poussée, puissent être modifiés pour améliorer globalement le patron de propulsion, la rétroaction haptique dans le cadre de ce projet a été dirigée uniquement vers

l'amélioration de la MEF dans le cadre de cette étude. Lors des analyses, seule la phase de poussée du cycle de propulsion sera considérée, les données de la phase de recouvrement restant disponibles pour de futures investigations. Par ailleurs, nous n'avons pas cherché à isoler les effets possibles du sexe, de l'âge, du poids, du type de fauteuil, de la rugosité du sol ou encore de l'expérience de propulsion sur l'amplitude de la MEF, les moments nets mesurés à l'épaule ou les risques de blessures à l'épaule. Enfin, les mesures associées à cette recherche ont été réalisées lors d'une seule séance d'entraînement. Il n'a donc pas été possible de conclure par rapport aux effets à moyen et long terme de l'entraînement qui sera ici proposé.

2.6 Retombées attendues et importance de l'étude

Il est attendu que ce projet de maîtrise permettra une meilleure compréhension des effets mécaniques et biomécaniques associés à une augmentation modérée de l'efficacité mécanique de propulsion dans le cadre d'un entraînement sur un simulateur qui offre une rétroaction haptique. Les résultats pourront certainement bénéficier à la communauté clinique, qui sera ainsi mieux outillée pour assister les utilisateurs de FRM à développer une technique de propulsion plus efficace et plus sécuritaire.

CHAPITRE 3

DESCRIPTION DU SIMULATEUR

En temps normal lors de la propulsion en FRM, la vitesse angulaire de rotation ω de chacune des roues est fonction du moment propulsif M_z appliqué par l'utilisateur ainsi que de différents paramètres inertIELS du système utilisateur-fauteuil (masse, friction avec le sol, moment d'inertie). La vitesse de rotation ω en fonction du moment M_z appliqué à la roue est illustrée à la figure 3.1.

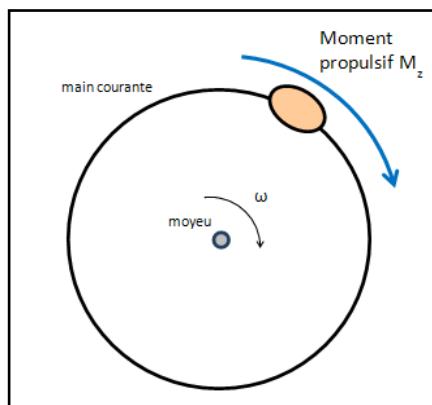


Figure 3.1 Vitesse de rotation des roues en fonction du moment M_z

Le simulateur haptique cherche à répliquer ce comportement naturel du FRM. La conception et le fonctionnement du simulateur sont présentés en détail dans (Chénier, 2012). Le simulateur implique trois systèmes principaux, tel qu'illustré à la figure 3.2 (Chénier, Bigras et Aissaoui, 2014a). Tout d'abord les roues instrumentées (SmartWheels, Three Rivers Holdings, LLC) mesurent les forces et les moments appliqués par l'utilisateur dans les trois directions de l'espace, ainsi que la rotation de la roue. Ces données, incluant le moment M_z , sont ensuite envoyées vers un ordinateur qui fonctionne sur un système en temps réel (xPC Target, the MathWorks Inc.). La vitesse à laquelle doivent tourner chacune des roues du fauteuil en fonction des moments appliqués est calculée à l'aide du modèle dynamique d'un fauteuil virtuel programmé dans le simulateur (Chénier, Bigras et Aissaoui, 2014b). Les

commandes de vitesse sont envoyées à des moteurs très précis (Kollmorgen Inc.) liés à des cylindres de métal qui assurent la rotation des roues à la vitesse désirée. Des contrôleurs de vitesse spécifiques programmés dans le simulateur stabilisent la boucle en assurant que la vitesse de chacune des roues du fauteuil réel corresponde bien à la vitesse des roues du fauteuil virtuel.

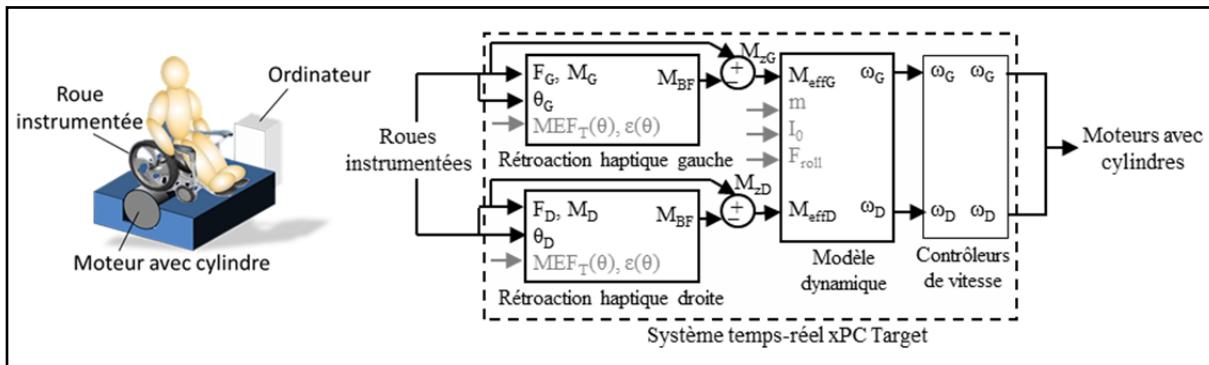


Figure 3.2 Schématisation du fonctionnement du simulateur de propulsion avec rétroaction haptique

Dans le cas où la rétroaction haptique n'est pas activée ($M_{BF} = 0, M_{eff} = M_z$), les moments M_z sont passés directement au modèle dynamique du fauteuil virtuel, qui calcule la vitesse ω à laquelle chacune des roues du fauteuil du simulateur devraient tourner. Le modèle dynamique du fauteuil virtuel dépend de trois paramètres cinétiques (Chénier, Bigras et Aissaoui, 2014b):

- 1) m , la masse de l'utilisateur avec son fauteuil,
- 2) I_{0y} , le moment d'inertie vertical du système utilisateur-fauteuil autour de son centre de masse,
- 3) F_{roll} , la force de friction qui s'oppose au déplacement du fauteuil, appliquée dans la direction des roues avant (Chénier, Bigras et Aissaoui, 2011).

Les paramètres m , I_{0y} et F_{roll} sont généralement estimés à partir d'un ensemble de propulsions effectuées à une main ou à deux mains sur un terrain lisse et plat (Chénier, Bigras et Aissaoui, 2014b). Le modèle dynamique prend aussi en compte cinq paramètres géométriques du fauteuil roulant :

- 1) d_F , la distance entre les deux roues avant du fauteuil;

- 2) d_R , la distance entre les deux roues arrière du fauteuil;
- 3) d_L , la distance entre les axes des roues avant et arrière;
- 4) d_C , la longueur de la trainée des roues avant;
- 5) r_R , le rayon des roues arrière du fauteuil.

Les quatre premiers paramètres géométriques sont calculés à partir d'une procédure détaillée dans (Chénier, 2011a). Le rayon des roues arrière est obtenu en mesurant le diamètre d'une roue arrière du fauteuil et en divisant par deux.

Dans le cas où la rétroaction haptique est activée, un certain moment de biofeedback (M_{BF}) est retranché au moment propulsif M_z appliqué par l'utilisateur sur chacune des roues avant qu'il soit passé à l'entrée du modèle dynamique ($M_{eff} = M_z - M_{BF}$). Dans cette étude, l'amplitude du moment M_{BF} a été choisie proportionnelle à la différence entre la MEF actuelle de l'utilisateur, calculée selon l'équation 3.1, et un certain patron de MEF cible. L'équation 3.1 est utilisée pour calculer la MEF au lieu de l'équation 1.1, puisqu'il faut connaître le point d'application de la force sur la roue (PFA) pour pouvoir calculer la force tangentielle qui intervient dans l'équation 1.1 (nous reviendrons sur ce point dans la section 5.3.1). L'objectif du moment M_{BF} est d'augmenter la perception de résistance au roulement pour l'utilisateur dont la MEF actuelle s'écarte de la cible. Par exemple, si M_{BF} passe de 0 Nm à 5 Nm sur le côté gauche, alors l'utilisateur devra générer un moment propulsif 5 Nm plus élevé sur le côté gauche pour maintenir une vitesse constante, ce qui lui donnera une impression de résistance au roulement plus importante du côté gauche.

$$MEF = \frac{(M_z/R)^2}{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad (3.1)$$

où

- F_i et M_i sont les forces et les moments, respectivement en Newtons et en Newtons-mètres, appliqués par l'utilisateur sur le cerceau selon l'axe i , x étant l'axe antéropostérieur, y étant l'axe vertical et z étant l'axe médiolatéral ;
- R est le rayon de la roue arrière, en mètres.

Le calcul de M_{BF} implique deux paramètres, $MEF_T(\theta)$ et $\varepsilon(\theta)$, selon l'équation 3.2. Ces deux paramètres sont choisis par le clinicien en fonction de la cible qu'il désire atteindre et de l'intensité de la rétroaction haptique qu'il recherche. Dans le cadre de ce projet de maîtrise, ces deux paramètres ont été configurés tel que rapporté au Chapitre 4. Le paramètre $MEF_T(\theta)$ représente le patron de MEF cible, calculé en fonction de la position relative de la main sur la roue (θ). La position relative de la main sur la roue, définie comme la différence entre la position de la main au début de la poussée et sa position actuelle, est calculée en continu grâce à l'angle fournie par un encodeur intégré sur chacune des deux SmartWheels. Pour sa part, le paramètre $\varepsilon(\theta)$ est un modulateur de l'intensité de la rétroaction haptique, qui est aussi exprimé en fonction de la position relative de la main sur la roue (θ). Son rôle est d'amplifier la valeur de la différence entre la MEF actuelle de l'utilisateur et le patron cible (MEF_T) par une certaine constante, qui varie selon θ .

$$M_{BF} = \varepsilon(\theta)(|MEF - MEF_T(\theta)|) \quad (3.2)$$

L'équation 3.2 montre que, si la MEF actuelle de l'utilisateur suit parfaitement le patron cible MEF_T (impliquant une différence de zéro entre les deux), alors aucun moment M_{BF} ne sera généré et l'utilisateur aura l'impression qu'aucune rétroaction haptique n'est appliquée. Toutefois, plus la différence entre la MEF actuelle de l'utilisateur et la MEF cible sera grande, plus le moment M_{BF} – et l'impression de résistance au roulement – seront importants. En estimant que l'utilisateur cherchera à obtenir le patron de propulsion qui offre le moins de résistance, il sera en mesure de rendre sa propulsion plus efficace en se dirigeant vers le patron cible.

CHAPITRE 4

MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE

4.1 Participants

L'étude a été menée auprès de 18 participants utilisateurs de fauteuil roulant manuel (16 hommes, 2 femmes). Le tableau 4.1 présente les principales caractéristiques des participants. Les participants étaient tous des utilisateurs expérimentés présentant une lésion médullaire complète ou incomplète (AIS A, B ou C) de niveau C7-L1. Les critères d'inclusions pour participer à l'étude étaient que les :

- Participants utilisant un fauteuil roulant manuel comme moyen de locomotion principal (4h et plus par jour);
- Participants ayant la capacité de se transférer indépendamment ou avec l'aide d'une planche de transfert depuis un fauteuil roulant vers autre fauteuil roulant;
- Participants de taille 1,55m-1,90m pour pouvoir propulser de manière relativement confortable dans le fauteuil roulant manuel standard intégré au simulateur;
- Participant ayant l'habitude de se propulser dans un fauteuil de 40,6 cm-43,2 cm (16'' à 17'') pour pouvoir propulser de manière relativement confortable dans le fauteuil roulant manuel standard intégré au simulateur;
- Participants pouvant tolérer une période de collecte de données d'environ trois heures avec des périodes de repos fréquentes;
- Participants acceptant volontairement de participer à l'étude et de signer le formulaire de consentement.

Les critères d'exclusion de l'étude étaient que les :

- Participants atteint de troubles cognitifs et neurologiques qui pourraient affecter leur capacité à suivre les instructions et à compléter l'expérience;
- Participants présentant des douleurs aux épaules et aux membres supérieurs qui pourraient affecter leur biomécanique de propulsion;

- Participant présentant un historique de plaie de pression durant la dernière année.

Le projet a été approuvé par les comités d'éthique du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR) et de l'École de technologie supérieure (ÉTS).

Tableau 4.1 Caractéristique des participants

Caractéristique	Moyenne ± SD
Âge (année)	42,4 ± 11,6
Masse (kg)	77,4 ± 14,9
Masse avec le fauteuil (kg)	93,6 ± 15,2
Temps depuis la blessure (années)	14,8 ± 10,2
MVM (Nm)	Gauche Droite
max(Mz _{ini}) (Nm)	Gauche Droite

4.2 Collecte des informations des participants

À leur arrivée, les participants ont été invités à monter sur une balance adaptée (Health o meter, Balance Bourbeau Inc.) pour y être pesés avec leur fauteuil personnel. Les participants ont ensuite été assistés pour se transférer vers un fauteuil de courtoisie et leur fauteuil personnel était pesé seul. Suivant la pesée, les roues du fauteuil personnel du participant ont été remplacées par des roues SmartWheels.

Le projet de recherche ainsi que la procédure expérimentale ont été expliqués aux participants. Les participants ont ensuite été invités à remplir le formulaire de consentement, ainsi que deux questionnaires :

- Le questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique (Q-APP), fourni par la Société canadienne de physiologie de l'exercice (Société canadienne de physiologie de l'exercice, 2002);

- Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI), mesurant à l'aide de 15 questions l'auto-perception des participants par rapport à leur niveau douleur aux épaules (Curtis, 1995).

Tous les participants ont jugé leur niveau d'aptitude suffisant pour participer à l'étude. De plus, tous les participants ont obtenu un score WUSPI égal ou inférieur à 3.9/10 dans les catégories pertinentes à l'étude, soit 'Propulsion de votre fauteuil roulant durant dix minutes ou plus' et 'Propulsion du fauteuil roulant sur des rampes ou des pentes à l'extérieur'. Ce résultat indique un faible niveau de douleur aux épaules et aux membres supérieurs qui n'a probablement pas ou peu la biomécanique de propulsion.

4.3 Mesure des paramètres de propulsion sur le terrain

Les participants ont été assistés pour se re-transférer vers leur fauteuil personnel. Un fréquencemètre (POLAR FT40) a été installé sur le thorax des participants pour enregistrer leur fréquence cardiaque. Un test de propulsion du FRM de 20 mètres en ligne droite dans un corridor (surface en tuile) a ensuite été conduit. Des lignes de départ et d'arrivée ont été marquées au sol et définies avec des cônes. Le test de propulsion de 20 mètres a été chronométré pour deux essais à vitesse naturelle et deux essais à vitesse maximale. Une pause d'au moins 30 secondes a été respectée entre chaque essai. Dans les cas où une différence de plus de 10% existait entre les deux essais à vitesse naturelle ou entre les deux essais à vitesse maximale, un troisième essai a été complété à vitesse naturelle ou maximale selon le cas. Durant tous les essais, les forces et moments exercés sur les roues ont été enregistrés à 240 Hz grâce aux SmartWheels. À la fin de chaque essai, la fréquence cardiaque des participants a été notée. Durant les pauses, l'auto-perception des participants par rapport à leur niveau d'effort a été mesurée avec l'échelle de Borg modifiée (Borg, 1982).

4.4 Mesure du moment maximal volontaire statique (MVM)

Un dynamomètre (OCS-2 digital hanging scale, Scales Plus, capacité de 50 kg/490 N) a été placé tangentiellement à chacune des roues. Les deux dynamomètres étaient aussi attachés à

la base en bois du simulateur. Les roues du fauteuil roulant du simulateur ont ainsi été bloquées. Il a ensuite été demandé aux participants de forcer pour graduellement atteindre leur force maximale sur 3-5 secondes. Deux essais ont été conduits à deux minutes d'intervalle. Dans les cas où la force maximale atteinte différait par plus de 10% entre les deux essais, un troisième essai a été conduit et l'essai 1 a été rejeté. Dans chaque cas, la force maximale appliquée durant l'essai a été transformée en moment maximal en multipliant celle-ci par le rayon du cerceau de la roue (0.275 m).

4.5 Acquisition cinématique du mouvement de propulsion

Le système optoélectronique VICON M460 (Vicon Motion Systems Limited, Oxford, UK) avec six caméras a été utilisé pour effectuer la mesure de la cinématique tridimensionnelle des membres supérieurs en situation bilatérale. Durant l'expérimentation, 16 marqueurs individuels et quatre corps rigides avec trois marqueurs sur chacun ont été positionnés sur la tête, le tronc, les épaules, les bras, les avant-bras et les mains des participants. Le diamètre des marqueurs variait entre 9 mm et 14 mm. Le positionnement des marqueurs était similaire à celui qui a été utilisé dans (Desroches, Aissaoui et Bourbonnais, 2006). Le tableau 4.2 détaille sur quels repères articulaires ont été positionnés les marqueurs individuels. Le tableau 4.3 détaille sur quels segments anatomiques ont été positionnés les corps rigides. Trois marqueurs de 14 mm de diamètres ont ensuite été placés sur chaque roue selon les indications du tableau 4.4. Après le positionnement des marqueurs, il a été demandé aux participants d'effectuer quelques propulsions. Une vérification visuelle rapide a été conduite dans le logiciel WorkStation 4.6 Build 146 associé au système VICON M460 pour s'assurer que tous les marqueurs restaient visibles. Un essai statique d'une durée de dix secondes, durant lequel il a été demandé aux participants de bouger le moins possible, a également été réalisé. Enfin, une acquisition des roues « à vide » (c.-à-d. propulsées par les moteurs et non pas par le participant) d'une durée de dix secondes a été complétée. Avant l'essai « à vide », les roues ont été placées dans leur configuration d'initialisation (rayon #1 à 3 h lorsqu'on se place de chaque côté du fauteuil et que l'on regarde en direction du fauteuil) tel que décrit à la section 1.3 du document (Chénier, 2011b). La position d'initialisation a été vérifiée à

l'aide d'un inclinomètre. Les roues demeuraient statiques durant la première seconde de l'essai « à vide », puis se mettaient à tourner pour les neuf secondes suivantes.

Tableau 4.2 Placement des marqueurs de cinématique sur les repères anatomiques des membres supérieurs

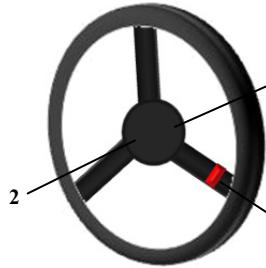
N°	Repère anatomique (taille du marqueur)
1	Vertèbre C7 (14 mm)
2	Vertèbre T8 (14 mm)
3	Acromion droit (14 mm)
4	Acromions gauche (14 mm)
5	Épicondyle latéral droit (14 mm)
6	Épicondyle médial droit (9 mm)
7	Épicondyle latéral gauche (14 mm)
8	Épicondyle médial gauche (9 mm)
9	Processus styloïde radial droit (9 mm)
10	Processus styloïde ulnaire droit (9 mm)
11	Processus styloïde radial gauche (9 mm)
12	Processus styloïde ulnaire gauche (9 mm)
13	2 ^e articulation métacarpo-phalangienne droite (9 mm)
14	5 ^e articulation métacarpo-phalangienne droite (9 mm)
15	2 ^e articulation métacarpo-phalangienne gauche (9 mm)
16	5 ^e articulation métacarpo-phalangienne gauche (9 mm)

Tableau 4.3 Placement des corps rigides sur les segments anatomiques des membres supérieurs

N°	Segment anatomique (taille des marqueurs du corps rigide)
1	Bras droit (14 mm)
2	Bras gauche (14 mm)
3	Avant-bras droit (14 mm)
4	Avant-bras gauche (14 mm)

Tableau 4.4 Placement des marqueurs de cinématique sur les roues du fauteuil du simulateur

N°	Repère sur la roue (taille des marqueurs)
1	Rayon #1 (14 mm)
2	Boîtier central extrémité 1 (14 mm)
3	Boîtier central extrémité opposée (14 mm)



4.6 Ajustement des paramètres du simulateur

Les paramètres du simulateur (m , I_{0y} et F_{roll}) ont été ajustés pour répliquer du mieux possible les conditions de propulsion du terrain (surface de tuile en vinyle). Le paramètre m a été ajusté à la masse de chaque participant avec son fauteuil personnel, le paramètre I_{0y} a été fixé au moment d'inertie moyen estimé par Chénier, Bigras et Aissaoui dans leur étude sur dix participants (Chénier, Bigras et Aissaoui, 2014b), et le paramètre F_{roll} a été calculé en utilisant $F_{roll} = \mu \cdot m \cdot g$, μ étant le coefficient de friction moyen de 0.0138 reporté dans (Chénier, Bigras et Aissaoui, 2014b) pour une surface de tuile en vinyle et g étant la constante de gravité 9.81 m/s^2 .

4.7 Pré-entraînément sur le simulateur sans la rétroaction haptique

Les participants ont été invités à se propulser librement pendant une minute sur le simulateur afin de s'habituer à la configuration du simulateur. Cette étape a été suivie d'une pause d'une minute. Par la suite, deux essais de propulsion pré-entraînément d'une durée d'une minute chacun ont été conduit à une vitesse confortable choisie par le participant (voir figure 4.1). Aucune rétroaction haptique n'a été fournie durant ces deux essais de propulsion pré-entraînément. Durant les dernières 30 secondes de chaque essai, une acquisition synchronisée de la cinématique (forces et moments aux roues) à 240 Hz, de la cinématique (mouvement du membre supérieur) à 120 Hz et d a été lancée. À la fin de chaque essai, la fréquence cardiaque des participants a été notée et leur auto-perception par rapport au niveau d'effort

physique fourni a été évaluée à l'aide de l'échelle de Borg modifiée comme pour les essais sur le terrain (section 4.3). La vitesse moyenne complétée durant chacun des deux essais de propulsion pré-entraînement (période d'acquisition de 30 secondes) a été calculée. Dans les cas où les vitesses moyennes variaient par plus de 10% entre les deux essais, un troisième essai de propulsion pré-entraînement a été conduit et l'essai 1 a été rejeté. Le dernier essai a été suivi d'une pause d'une durée d'au moins 3 minutes, le temps de définir les paramètres de la rétroaction haptique.

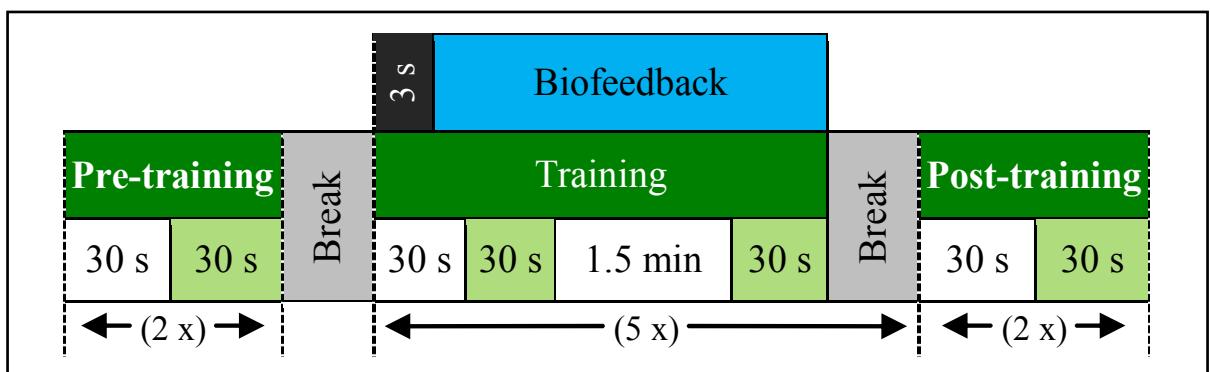


Figure 4.1 Représentation graphique montrant le déroulement des essais de propulsion sur le simulateur

Les paramètres de vitesse, d'angle de poussée et de MEF associés à la propulsion naturelle du participant ont été calculés à partir des deux essais de propulsion pré-entraînement conservés. Les patrons de MEF, exprimés en fonction du temps ($MEF(t)$), ont d'abord été calculés pour chaque poussée des deux essais pré-entraînement à l'aide de l'équation 3.2. Les poussées ont été détectées à l'aide de deux seuils appliqués sur la force totale (F_{tot}). Le début de la poussée était détecté lorsque la force totale excédait 15 Newtons, alors que la fin de la poussée était détecté lorsque la force totale passait en dessous de 5 Newtons. Ces seuils ont été trouvés expérimentalement (Chénier, 2012). Par la suite, les patrons $MEF(t)$ ont été normalisés entre 0% et 100% de la poussée, formant ainsi des patrons exprimés en fonction du pourcentage dans la poussée ($MEF(\%push)$).

Une fois cette étape complétée, les dix poussées les plus répétables de chaque essai pré-entraînement (20 poussées en tout) ont été identifiées en appliquant un critère de

minimisation de la déviation quadratique moyenne (*root-mean-square* ou RMS) sur le moment M_z de chaque côté. En d'autres mots, on conservait seulement les dix poussées de chaque essai sur chaque côté dont les patrons M_z étaient les plus proches les uns des autres. Cette méthode est similaire à celle utilisée par Kadaba et al. pour quantifier la répétabilité dans les cycles de marche (Kadaba, 1989). Une fois les 20 poussées identifiées, elles ont été moyennées pour obtenir le patron de MEF normalisé moyen en pré-entraînement ($MEF_{ini}(\%push)$). À partir de ces mêmes poussées, le moment propulsif moyen en pré-entraînement ($Mz_{ini}(\%push)$), la vitesse moyenne en pré-entraînement (V_{ini}) et l'angle de poussée moyen en pré-entraînement (PA_{ini}) ont aussi été calculés. Tous les calculs ont été complétés séparément sur le côté droit et le côté gauche.

4.8 Configuration de la rétroaction haptique

La rétroaction haptique a été configurée en fonction des deux paramètres $MEF_T(\theta)$ et $\varepsilon(\theta)$. Le patron cible $MEF_T(\theta)$ a d'abord été défini en tant que patron normalisé ($MEF_T(\%push)$) à partir de $MEF_{ini}(\%push)$ en utilisant deux demi-Gaussiennes (figure 4.2a). Le maximum de $MEF_T(\%push)$ a été fixé à $\max(MEF_{ini})+10\%$. Puis, $MEF_T(\%push)$ a été défini égal à $MEF_{ini}(\%push)$ entre 0%-10% et entre 90%-100% de la poussée normalisée. À partir de ces spécifications, les deux demi-Gaussienne ont été générées tel que montré à la figure 4.2a. Enfin, puisque l'équation de la rétroaction haptique nécessite que MEF_T soit exprimé en fonction de la position relative de la main sur la roue (θ), $MEF_T(\%push)$ a ré-échantillonné vers $MEF_T(\theta)$. $MEF_T(\theta)$ était définie à chaque degré entre 0 degré et PA , avec 0% = 0 degré et 100% = PA_{ini} (figure 4.2b).

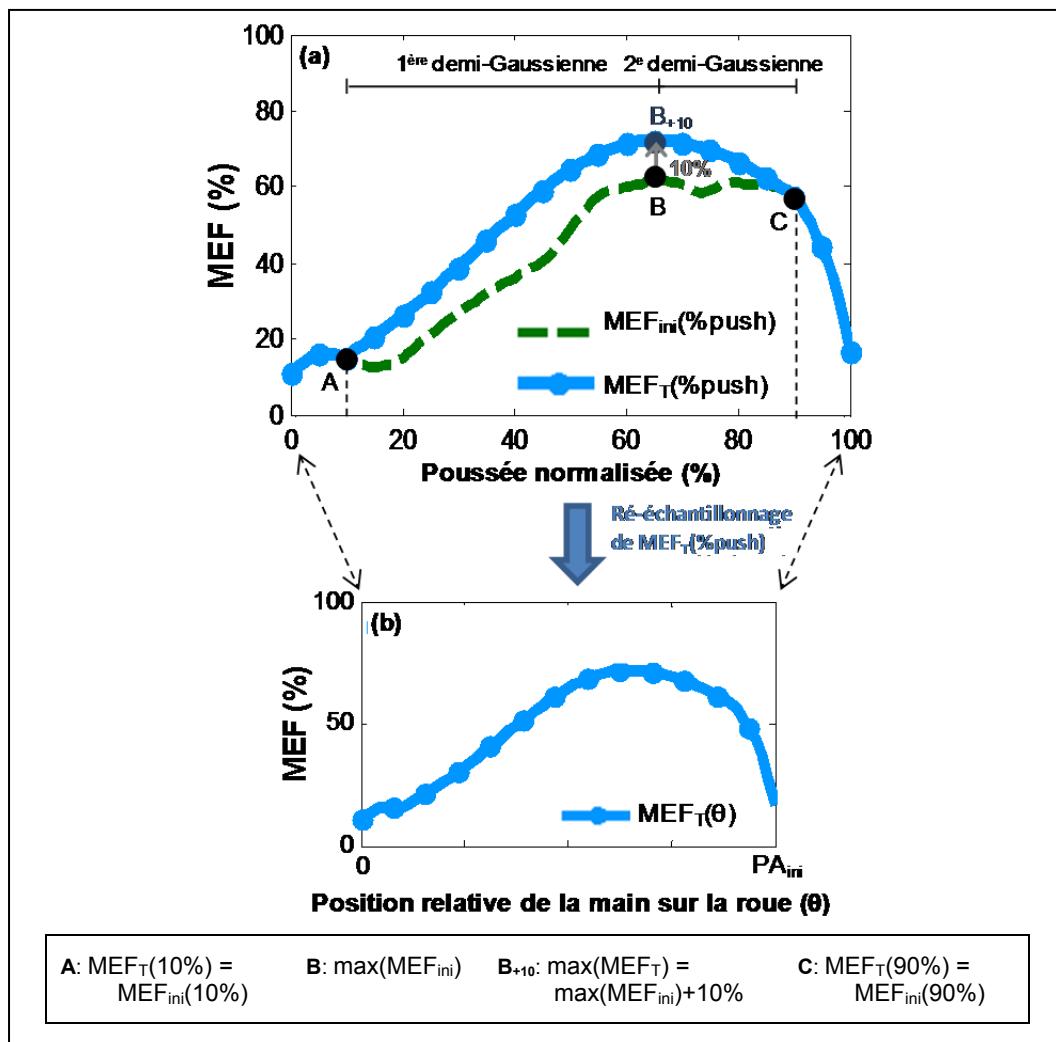


Figure 4.2 Définition de $MEF_T(\%)$ à partir de $MEF_{ini}(\%)$. (a) $MEF_T(\%)$ est le patron cible de MEF normalisé, et $MEF_{ini}(\%)$ est le patron de MEF normalisé moyen réalisé durant le pré-entraînement. (b) $MEF_T(\theta)$ est le patron cible ré-échantillonné, maintenant fonction de la position relative de la main sur la roue (θ)

Tout comme $MEF_T(\theta)$, le modulateur d'intensité de la rétroaction haptique $\epsilon(\theta)$ a lui aussi d'abord été défini en tant que patron normalisé ($\epsilon(\%)$). $\epsilon(\%)$ a été calculé à partir de l'équation 4.1 en fonction de trois paramètres : d'abord le moment maximal volontaire moyen en bilatéral (\overline{MVM}_{GD}), ensuite le moment propulsif moyen en pré-entraînement normalisé de chaque côté ($Mz_{ini}(\%)$) divisé par sa valeur maximale ($\max(Mz_{ini})$), et enfin une certaine constante de biofeedback (*biofeedback level*, BL) (figure 4.3a). Cette méthode, dépendante sur trois paramètres, présente l'avantage de pouvoir personnaliser la

rétroaction haptique à chaque participant par rapport son niveau de force développé durant la propulsion. Puis, $\epsilon(\%push)$ a été forcé à zéro entre 0%-10% et entre 90%-100% de la poussée normalisée puisque le tout-début et la toute-fin du cycle de propulsion sont généralement des périodes d'instabilité au niveau du contact entre la main et la roue. Aucune rétroaction haptique n'a donc été fournie dans ces deux portions de la poussée. Pour finir, tout comme $MEF_T(\%push)$, $\epsilon(\%push)$ a été ré-échantillonné vers $\epsilon(\theta)$ avec la même méthodologie que décrite précédemment (figure 4.3b).

$$\epsilon(\%push) = BL \cdot \overline{MVM}_{GD} \frac{Mz_{ini}(\%push)}{\max(Mz_{ini})} \quad (4.1)$$

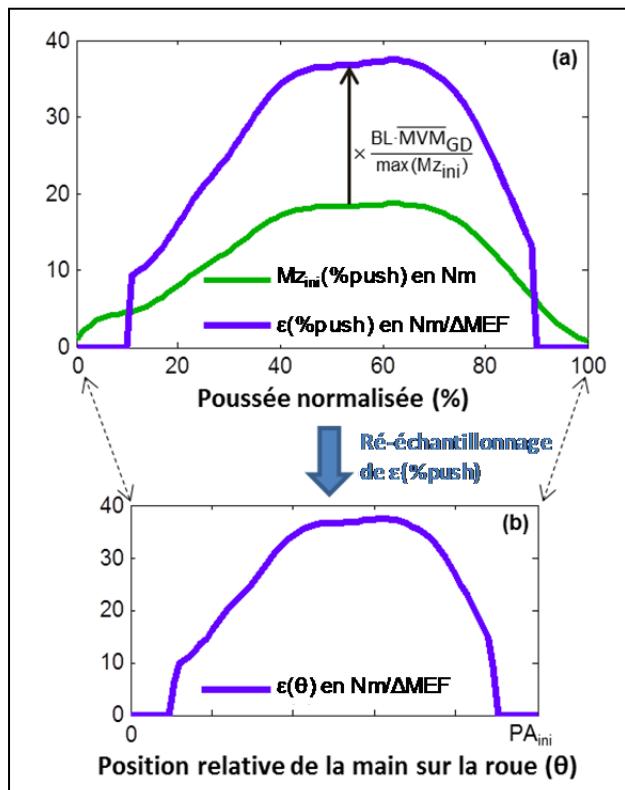


Figure 4.3 Définition de $\epsilon(\%push)$ en fonction de \overline{MVM}_{GD} , $Mz_{ini}(\%push)$ et BL . (a) $\epsilon(\%push)$ est le patron normalisé représentant le modulateur d'intensité de la rétroaction haptique, \overline{MVM}_{GD} est le moment maximal volontaire moyen en bilatéral, $Mz_{ini}(\%push)$ est le moment propulsif moyen en pré-entraînement, $\max(Mz_{ini})$ est la valeur maximale de $Mz_{ini}(\%push)$, et BL est une constante de biofeedback. (b) $\epsilon(\theta)$ est le patron ré-échantillonné de $\epsilon(\%push)$, maintenant fonction de la position relative de la main sur la roue (θ)

4.9 Entraînement avec la rétroaction haptique

L'entraînement a été divisé en cinq blocs de trois minutes chacun, avec des pauses de deux minutes entre chaque bloc. Les blocs d'entraînement étaient présentés aux participants dans un ordre aléatoire et chacun était associé à une constante de biofeedback spécifique (BL1 à BL5), avec $BL \in [0,33; 0,67; 1; 1,33; 1,67]$. Les constantes de biofeedback ont été choisies de manière à ce que M_{BF} n'excède pas 5%, 10%, 15%, 20% et 25% du MVM du participant respectivement. La rétroaction haptique a été activée trois secondes après le début de chaque bloc d'entraînement, et a été maintenue active jusqu'à la fin du bloc (voir figure 4.1). Après 30 secondes de propulsion continue, une première acquisition synchronisée de données cinétiques, cinématiques a été lancée pour une durée de 30 secondes. Après deux minutes et demie de propulsion continue, une deuxième acquisition du même type a été démarrée, également pour une durée de 30 secondes. À la fin de chaque bloc d'entraînement, la fréquence cardiaque des participants a été notée et leur auto-perception par rapport à l'effort physique requis durant l'essai a été évaluée à l'aide de l'échelle de Borg modifiée. À la fin des cinq blocs d'entraînement, il a été demandé aux participants d'identifier quel bloc (#1, #2, #3, #4 ou #5) ils avaient trouvé le plus facile, et quel bloc ils avaient trouvé le plus difficile.

Durant les blocs d'entraînement, les participants ont reçu l'instruction de toujours essayer de se diriger vers la plus faible résistance au roulement possible, ce qui indique une convergence entre leur patron de MEF actuel et le patron cible $MEF_T(\theta)$. Ils ont aussi reçu l'instruction d'essayer de maintenir leur vitesse linéaire aussi près que possible de leur vitesse moyenne réalisée durant le pré-entraînement (V_{ini}). Pour aider les participants dans cette deuxième tâche, un graphique à trois zones leur a été affiché (figure 4.4) durant tout l'entraînement. La première zone de ce graphique, en vert, couvrait la région $V_{ini} +/- 1SD$, avec SD représentant l'écart-type sur V_{ini} . La deuxième zone, en orange, couvrait la région $V_{ini} +/- 2SD$. Le reste du graphique, couvrant une plage de vitesses de 0 m/s à 2,5 m/s, était de couleur rouge. Enfin, la valeur de V_{ini} comme telle était affichée sous forme d'une ligne pointillée verte foncée. Les participants devaient essayer de maintenir leur vitesse actuelle, représentée sous

forme d'une ligne et d'une flèche noire mobile, à l'intérieur de la zone verte et le plus proche possible de la ligne verte foncée.

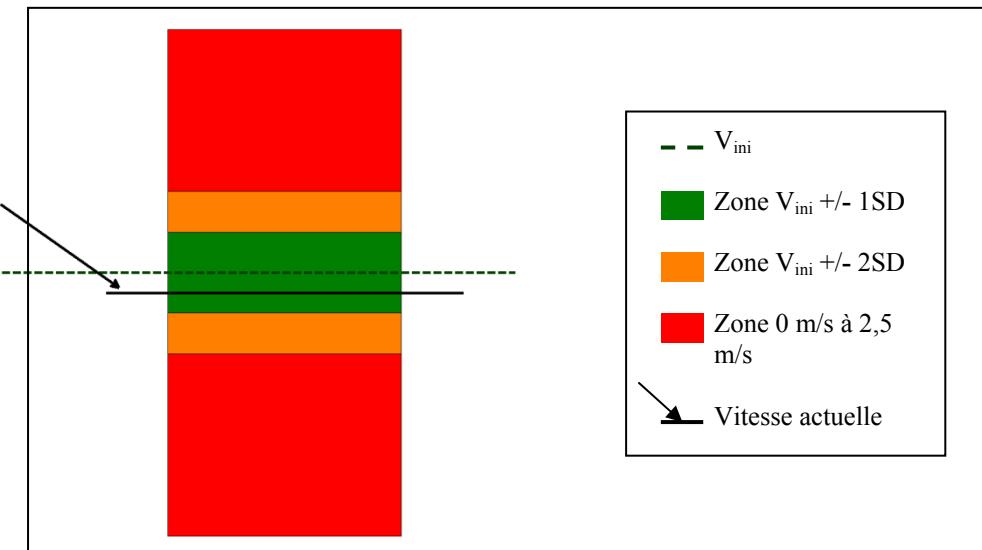


Figure 4.4 Affichage conçu pour aider les participants à garder leur vitesse actuelle proche de V_{ini}

4.10 Post-entraînement sans la rétroaction haptique

Deux essais de propulsion post-entraînement d'une durée d'une minute chacun ont été conduits avec la même méthodologie que durant le pré-entraînement (figure 4.1). Durant les essais post-entraînement, aucune rétroaction haptique n'a été fournie. Les participants ont encore une fois reçu l'introduction d'essayer de maintenir leur vitesse linéaire aussi proche que possible de V_{ini} avec l'aide de l'affichage graphique introduit durant les blocs d'entraînement.

4.11 Mesure du post-effet sur le terrain

Les marqueurs de cinématique ainsi que les électrodes EMG ont été retirés de la peau des participants. Les participants ont été assistés pour se transférer du fauteuil de l'ergomètre vers leur propre fauteuil. Un test de propulsion de 20 mètres sur le terrain a été complété de la même manière qu'en 4.3.

4.12 Clôture de l'expérimentation

Les roues du fauteuil roulant personnel des participants ont été replacées dans leurs essieux. Le fréquencemètre a été désinstallé. Avant de quitter, les participants ont été rapidement questionnés sur leur appréciation du simulateur, de la rétroaction haptique et de l'expérimentation dans son ensemble.

CHAPITRE 5

IMPACT DE L'ENTRAÎNEMENT SUR L'EFFICACITÉ DE LA PROPULSION

La majeure partie du contenu présenté dans cette section a fait l'objet d'un article scientifique accepté avec révisions majeures dans la revue *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* (Blouin et al., 2014). Les éléments des sections méthodologie, résultats et discussion les plus importants sont repris dans ce chapitre. Pour plus de détails, se référer à l'article.

5.1 Méthodologie

5.1.1 Identification des patrons de MEF

L'analyse a été conduite séparément sur chacun des côtés. Les données de forces et moments, collectées à l'aide des roues instrumentées avant, pendant et après l'entraînement, ont été filtrées avec un filtre Butterworth passe-bas d'ordre 8 avec une fréquence de coupure de 30 Hz (Morrow et al., 2010). Les poussées ont été détectées à l'aide du double seuil de 15 Newtons pour le début de la poussée et 5 Newtons pour la fin de la poussée appliquée sur la force totale (voir section 4.7). La MEF sur chacune des poussées a été calculée avec l'équation 3.1. Par la suite, les patrons de MEF ont été normalisés entre 0% et 100% de la phase de poussées et les dix poussées les plus répétables de chaque essai ont été extraites à l'aide du critère de minimisation de la déviation quadratique moyenne sur M_z (voir section 4.7).

5.1.2 Extraction des paramètres pertinents

La vitesse linéaire moyenne du fauteuil, l'amplitude moyenne des moments de biofeedback (M_{BF}) et la puissance moyenne développée par le participant ont été calculés à partir des dix poussées précédemment sélectionnées pour chaque essai. La puissance a été calculée en

multipliant le moment M_z par la vitesse angulaire de la roue (ω). Les patrons de MEF normalisés des poussées sélectionnées ont été divisés en quatre quartiles: $Q_1=0\%-25\%$; $Q_2=25\%-50\%$; $Q_3=50\%-75\%$ et $Q_4=75\%-100\%$. L'analyse a d'abord et avant tout été conduite sur les quartiles Q_2 et Q_3 , principalement parce que la majeure partie de l'effort de propulsion est fourni et transmis à la roue dans la portion centrale de la poussée. Pour chacune des dix poussées sélectionnées, les paramètres \overline{MEF} et ΔMEF_{RMS} ont été calculés dans les quartiles Q_2 et Q_3 . \overline{MEF} représentait la valeur de MEF moyenne dans le quartile, alors que ΔMEF_{RMS} représentait la déviation RMS moyenne entre la MEF actuelle du participant et la MEF cible ($MEF_T(\%push)$) dans le quartile. Dans chaque cas, une valeur de ΔMEF_{RMS} plus faible indiquait un rapprochement entre la MEF produite par le participant et le patron de MEF cible dans un quartile donné. Finalement, les dix valeurs de \overline{MEF} et ΔMEF_{RMS} trouvées dans chaque quartile (Q_2 et Q_3) et pour chaque essai ont été moyennées pour faciliter les comparaisons.

5.1.3 Statistiques

La distribution des données a été vérifiée à l'aide du test de Lilliefors, et la normalité des données ne pouvait être prétendue. Pour cette raison, des tests statistiques non paramétriques ont été utilisés. Dans tous les tests, les valeurs de moments ont été traitées séparément pour chaque côté (gauche ou droite) et chaque quartile (Q_2 ou Q_3). Un test de Wilcoxon pour séries appariées a été conduit pour comparer les valeurs de \overline{MEF} et de ΔMEF_{RMS} observées durant chacun des cinq blocs d'entraînement (seulement acquisitions effectuées après 30 secondes de propulsion) et celles observées en moyenne durant les deux essais de pré-entraînement. Un test de Wilcoxon pour séries appariées a également été conduit pour comparer les valeurs de \overline{MEF} et de ΔMEF_{RMS} observées en moyenne durant les deux essais de post-entraînement et celles observées en moyenne durant les deux essais de pré-entraînement. Pour tenir compte de la croissance de l'erreur de type I, le seuil de signification α a été ajusté à 0.0083 en divisant par le nombre de comparaisons, soit 6 au total (ajustement de Bonferroni). Les mêmes étapes ont ensuite été répétées en considérant seulement les

acquisitions effectuées après deux minutes et demie de propulsion durant les blocs d'entraînement.

Dans un deuxième temps, les blocs d'entraînement ont été comparés les uns avec les autres afin d'investiguer l'effet de l'intensité de la rétroaction haptique. Les deux acquisitions (après 30 secondes de propulsion et après deux minutes et demie de propulsion) de chaque bloc d'entraînement ont été traitées séparément. Un test de Friedman a été complété pour comparer les valeurs de \bar{MEF} et de ΔMEF_{RMS} observées durant les cinq blocs d'entraînement pour chaque acquisition, chaque côté et chaque quartile. Dans les cas où le test de Friedman a été trouvé significatif ($p<0.05$), une analyse de contraste post-hoc a été menée à l'aide de tests de Wilcoxon pour séries appariées. Pour les analyses de contrastes, α a été ajusté à 0.005 pour tenir compte du nombre de comparaisons, soit 10 au total (ajustement de Bonferroni).

5.2 Résultats

Les résultats per-entraînement présentés dans cette section sont ceux obtenus pour l'acquisition enregistrée après deux minutes et demie de propulsion. Les résultats obtenus pour l'acquisition de 30 secondes suivaient la même tendance.

5.2.1 Vitesse linéaire, intensité de la rétroaction haptique et puissance

L'amplitude des moments de biofeedback moyens (M_{BF}) et la puissance moyenne ont généralement augmenté lors des blocs d'entraînement présentant une rétroaction haptique plus intense (tableau 5.1). La puissance moyenne était également plus élevée durant l'entraînement qu'en pré- et post-entraînement ($p\leq 0.007$). La vitesse linéaire moyenne du fauteuil, pour sa part, est demeurée équivalente ou a légèrement diminué durant les blocs d'entraînement. Les trois paramètres (c.-à-d. la vitesse, les moments M_{BF} et la puissance) étaient en moyenne un petit peu plus élevé du côté gauche.

5.2.2 Déviation avec le patron de MEF cible durant l'entraînement

Les patrons de MEF moyens pour le groupe de participants sont montrés à la figure 5.1 pour le côté gauche et le côté droit. On y retrouve le patron moyen complété durant le pré-entraînement, le patron moyen complété durant le post-entraînement, et les patrons moyens complétés durant les blocs d'entraînement BL1, BL3 et BL5 (les blocs BL2 et BL4 suivaient approximativement la même tendance). Il est possible d'observer que les participants ont généralement dépassé la cible (MEF_T) dans les quartiles Q_1 et Q_2 . Dans le quartile Q_3 , les participants ont eu tendance à produire une MEF plus proche de la cible, quoique légèrement inférieure. Le rapprochement avec la cible était particulièrement présent sur le côté droit et pour les blocs d'entraînement présentant une rétroaction haptique plus élevée (BL3 et BL5)

Le tableau 5.2 affiche les valeurs de ΔMEF_{RMS} calculées pour chaque essai et chaque côté. Ni les comparaisons entre le pré-entraînement et la période d'entraînement, ni celles entre les blocs d'entraînement n'ont été significatives ($p \geq 0,1$). Néanmoins, des valeurs de ΔMEF_{RMS} plus faibles ont généralement été observées lors des blocs d'entraînement avec une rétroaction haptique plus élevée ($BL \geq BL3$) dans le quartile Q_3 .

Tableau 5.1 Moments de biofeedback moyens, puissance moyenne et vitesse linéaire moyenne du fauteuil

Côté	Vitesse linéaire du fauteuil (m/s)		Moment de biofeedback (Nm)		Puissance (W)	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
Pré	1,25	1,16	--	--	27,4	25,2
BL1	1,21	1,14	2,1	1,9	30,9	29,3
BL2	1,18	1,14	4,1	3,6	36,8	37,0
BL3	1,19	1,14	5,2	4,9	41,6	41,1
BL4	1,19	1,13	6,3	6,5	46,5	45,8
BL5	1,14	1,12	8,0	7,6	48,8	47,6
Post	1,26	1,20	--	--	27,0	26,0

Pré: Moyenne des deux essais de pré-entraînement; BLX: Bloc d'entraînement avec intensité de rétroaction haptique x; Post: Moyenne des deux essais de post-entraînement.

Gras: Différence significative ($p < 0,0083$) trouvée avec le pré-entraînement.

Dans le quartile Q₂, $\Delta\text{MEF}_{\text{RMS}}$ a eu tendance à augmenter durant l'entraînement comparativement au pré-entraînement. Dans le quartile Q₃, les valeurs de $\Delta\text{MEF}_{\text{RMS}}$ sur les deux côtés étaient, en général, relativement égale à celles du pré-entraînement, alors qu'une faible décroissance a pu être observée au niveau du côté droit.

Tableau 5.2 Valeurs de $\Delta\text{MEF}_{\text{RMS}}$ en % obtenues pour les quartiles Q₂ et Q₃ (moyenne \pm SD)

Essai	Côté gauche		Côté droit	
	Q ₂	Q ₃	Q ₂	Q ₃
Pré	13,3 \pm 4,9	15,6 \pm 3,8	12,9 \pm 5,5	14,2 \pm 3,1
BL1	15,5 \pm 6,8	17,4 \pm 6,8	13,4 \pm 7,5	14,5 \pm 5,9
BL2	16,5 \pm 8,0	17,2 \pm 7,6	14,4 \pm 9,5	13,6 \pm 6,5
BL3	16,3 \pm 8,7	14,9 \pm 9,1	16,4 \pm 10,7	12,3 \pm 6,5
BL4	18,6 \pm 10,8	14,7 \pm 7,8	15,7 \pm 10,2	12,0 \pm 5,3
BL5	16,3 \pm 9,0	13,7 \pm 6,9	16,2 \pm 12,1	12,6 \pm 6,0
Post	14,6 \pm 10,5	18,5 \pm 11,5	11,5 \pm 7,4	15,2 \pm 6,5

Pré: Moyenne des essais de pré-entraînement; BLX: Bloc d'entraînement avec constante de biofeedback X; Post: Moyenne des essais de post-entraînement.

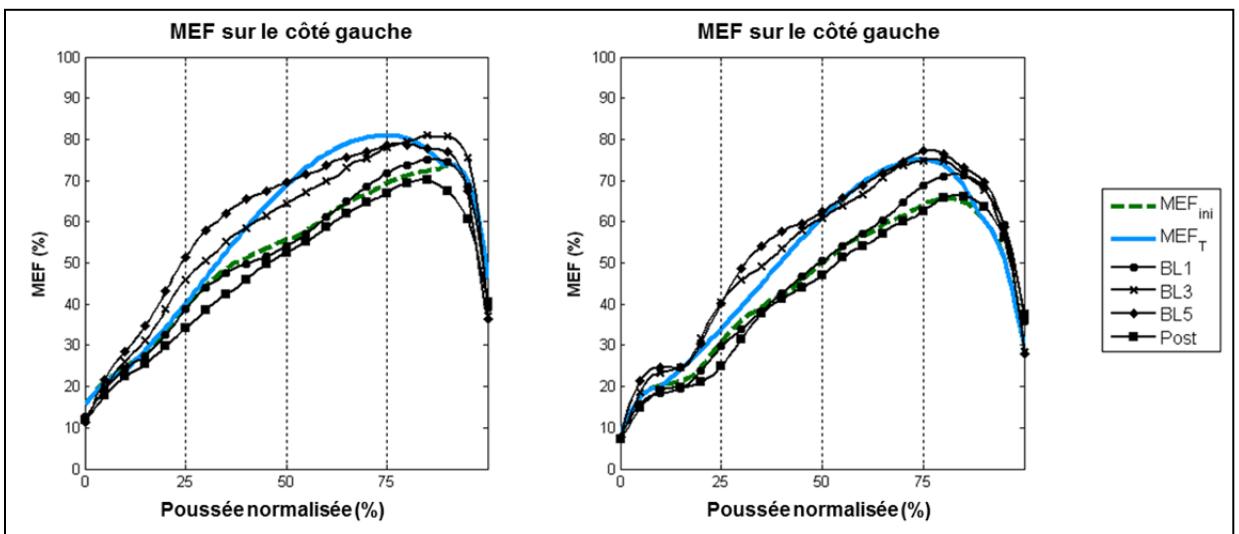


Figure 5.1 Patron de MEF moyens pour le groupe de participants (n=18) en pré-entraînement, entraînement et post-entraînement

5.2.3 Patrons d'apprentissage typiques durant l'entraînement

Trois principales formes de réaction à la rétroaction haptique ont été observées parmi les participants durant la période d'entraînement. Ces trois cas sont illustrés à la figure 5.2 et représente le spectre des apprentissages. Six participants ont réussi à modifier leur patron de MEF vers la cible sur leurs deux côtés durant la majorité des blocs d'entraînement (figure 5.2a). Quatre autres ont fait de même sur leur côté droit seulement, alors qu'un participant a modifié son patron de MEF dans la direction escompté sur son côté gauche seulement.

Un premier cas extrême du spectre des apprentissages est représenté par un participant qui a affiché une augmentation très importante de sa MEF durant la majorité des blocs d'entraînement, excédant ainsi la cible (MEF_T) de façon marquée (figure 5.2b). Ce participant a affiché ce comportement seulement sur son côté droit. Un autre participant a aussi réagi en dépassant MEF_T , et ce sur les deux côtés, mais l'augmentation de sa MEF était beaucoup moins importante que celle du participant en 5.2b.

Un deuxième cas extrême du spectre des apprentissages est représenté par un participant qui a considérablement diminué sa MEF durant la majorité des blocs d'entraînement par rapport à ce qu'il avait accompli durant le pré-entraînement (figure 5.2c). Ce participant a affiché ce comportement seulement sur son côté gauche. En tout, un seul participant a réagi à la rétroaction haptique en diminuant sa MEF des deux côtés durant la majorité des blocs d'entraînement. Quatre autres participants, incluant les cas montrés aux figures 5.2b et 5.2c ont aussi diminué leur MEF, mais seulement sur leur côté gauche. Enfin, un participant n'a pratiquement pas changé sa MEF entre le pré-entraînement et la période d'entraînement.

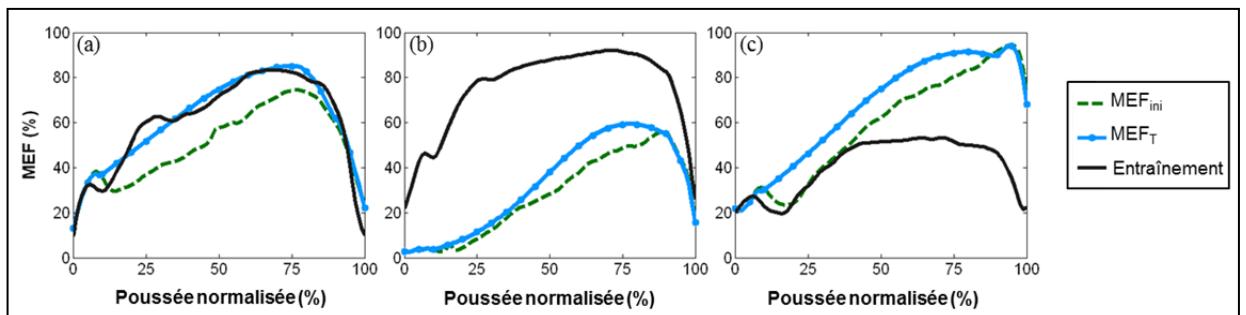


Figure 5.2 Patrons de MEF typiques complétés durant l’entraînement: (a) participant qui a réussi à se rapprocher du patron de MEF cible; (b) participants qui a dépassé la cible; (c) participant qui a diminué sa MEF

5.2.4 Évolution de la MEF moyenne durant l’entraînement

Le tableau 5.3 présente les valeurs de \overline{MEF} calculée pour chaque essai et chaque côté. L’intensité de la rétroaction haptique a semblé avec un impact significatif sur \overline{MEF} dans les deux quartiles Q_2 et Q_3 , et sur les deux côtés ($p \leq 0.02$). Des différences significatives dans les valeurs de \overline{MEF} ont été trouvées entre le pré-entraînement et les blocs d’entraînement BL3, BL4 et BL5 sur le côté droit ($p \leq 0.001$).

Sur le côté gauche, la seule différence significative relevée est celle entre le bloc BL5 et le pré-entraînement dans le quartile Q_3 . Toutefois, une tendance croissante quasi-significative a aussi pu être observée entre le pré-entraînement et les blocs BL3, BL4 et BL5 dans Q_3 ($p \leq 0.06$). Enfin, notons que le paramètre \overline{MEF} a augmenté par environ 3%-4% plus dans le quartile Q_2 par rapport au quartile Q_3 , et sur le côté droit par rapport au côté gauche.

Tableau 5.3 Valeurs de \overline{MEF} en % obtenues pour les quartiles Q_2 et Q_3 (moyenne \pm SD)

Essai	Côté gauche		Côté droit	
	Q_2	Q_3	Q_2	Q_3
Pré	$49,4 \pm 15,5$	$63,2 \pm 16,6$	$40,2 \pm 13,2$	$57,2 \pm 12,1$
BL1	$48,5 \pm 16,6^{4,5}$	$63,8 \pm 18,8^5$	$42,4 \pm 12,7^{3,4,5}$	$60,9 \pm 14,3^{4,5}$
BL2	$49,0 \pm 20,0^{4,5}$	$62,9 \pm 18,9^{4,5}$	$45,8 \pm 17,9^{3,4,5}$	$63,3 \pm 14,2^{3,5}$
BL3	$54,0 \pm 19,0$	$68,1 \pm 18,8$	$53,6 \pm 16,4^{1,2}$	$68,3 \pm 14,0^2$
BL4	$60,0 \pm 17,1^{1,2}$	$69,5 \pm 16,3^2$	$55,7 \pm 14,1^{1,2}$	$69,8 \pm 12,7^1$
BL5	$61,8 \pm 19,2^{1,2}$	$71,4 \pm 18,3^{1,2}$	$55,9 \pm 16,6^{1,2}$	$69,9 \pm 13,5^{1,2}$
Post	$43,9 \pm 16,1$	$59,1 \pm 18,0$	$39,5 \pm 15,2$	$55,8 \pm 13,3$

Pré: Moyenne des essais de pré-entraînement; BLX: Bloc d'entraînement avec constante de biofeedback X; Post: Moyenne des essais de post-entraînement.

Gras: Différence significative ($p < 0,0083$) trouvée avec le pré-entraînement; ^x: Différence significative ($p < 0,005$) trouvée le bloc d'entraînement BLx.

5.2.5 Effets en post-entraînement

Le paramètre \overline{MEF} a eu tendance à légèrement diminuer entre le pré- et le post-entraînement sur le côté gauche, et à rester davantage équivalent sur le côté droit (tableau 5.3). La diminution de \overline{MEF} a été accompagnée par une augmentation non-significative du paramètre ΔMEF_{RMS} , particulièrement du côté gauche.

Néanmoins, huit participants ont réussi à modifier leur patron de MEF vers la cible, et ce même durant le post-entraînement (figure 5.3). Ainsi, sept individus ont, en moyenne, augmenté leur \overline{MEF} du côté droit par 5% entre le pré- et le post-entraînement dans les deux quartiles Q_2 et Q_3 . Quatre participants ont connu des performances similaires sur leur côté gauche, avec une augmentation moyenne de \overline{MEF} par 8% dans les deux mêmes quartiles. Parmi ces participants, trois ont réussi à améliorer leur patron de MEF des deux côtés.

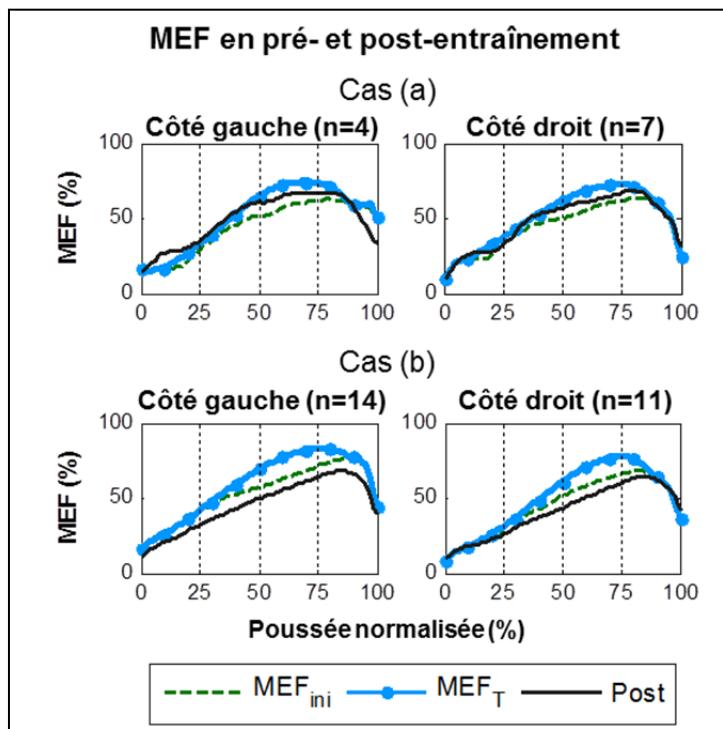


Figure 5.3 Patrons de MEF moyens complétés durant le pré- versus le post- entraînement : Cas (a) sont les participants qui ont réussi à se rapprocher du patron de MEF cible en post-entraînement par rapport au pré-entraînement; Cas (b) sont les autres participants.

5.3 Discussion

L’entraînement avec rétroaction haptique a conduit les participants à modifier leur patron de MEF et à augmenter l’efficacité de leur propulsion dans la partie centrale de la poussée. La rétraction haptique, telle que configurée dans cette étude, semble amener une convergence entre le patron de MEF moyen des participants et le patron de MEF cible dans une portion de la poussée (quartile Q₃). Les résultats indiquent également que la rétroaction haptique doit être suffisamment intense ($BL \geq BL3$) pour produire un changement substantiel dans le patron de MEF naturel des participants. Toutefois, les résultats de groupe en post-entraînement tendent à montrer que la rétroaction haptique et la configuration de l’entraînement devraient encore être optimisés afin d’amener la majorité des participants à conserver leur nouveau patron de MEF après l’entraînement.

En ce qui concerne la convergence vers le patron de MEF cible, les patrons de MEF moyens pour le groupe de participants (figure 5.1) ont généralement excédé la cible dans le quartile Q₂, et s'en sont rapprochés dans le quartile Q₃. Ce comportement de dépassement/convergence a semblé être amplifié pour les blocs d'entraînement où la rétroaction haptique était plus intense. Les résultats du tableau 5.2, et particulièrement ceux pour le côté gauche en Q₃, paraissent supporter la classification des intensités de rétroaction haptique en deux groupes : un groupe de plus faible intensité (BL1-BL2), et un groupe de plus forte intensité (BL3-BL4-BL5). Les patrons de la figure 5.1 semblent également appuyer cette classification. En effet, la figure 5.1 montre une grande similitude entre les patrons de MEF moyens produits durant le bloc d'entraînement BL1 et ceux produits durant le pré-entraînement des deux côtés. Les patrons de MEF produits durant les blocs d'entraînement BL3 et BL5, pour leur part, différaient davantage. Il semble donc qu'une intensité de rétroaction haptique suffisante ($BL \geq BL3$) soit requise pour produire un changement notable dans le patron de propulsion naturel d'un utilisateur de FRM. Les intensités de rétroaction haptique BL1 et BL2 n'étaient peut-être pas suffisamment perceptible pour que la majorité des participants y réagissent en modifiant leur patron de MEF. Alternativement, les intensités de rétroaction BL4 ou BL5 n'ont pas semblé amener un gain considérable en termes de MEF par rapport à l'intensité BL3, surtout du côté droit où les valeurs de \overline{MEF} ont différé par moins de 2% entre les trois niveaux (voir tableau 5.3).

Lorsque l'on examine les résultats du quartile Q₃ au tableau 5.2, on observe une diminution minimale du paramètre ΔMEF_{RMS} entre les blocs d'entraînement et la période de pré-entraînement. À l'inverse, lorsqu'on s'attarde à la figure 5.1 pour le même quartile, on constate une convergence entre le patron de MEF cible et les patrons de MEF moyens produits par le groupe de participant en BL3 et BL5. Cette contradiction apparente est probablement due à la présence d'une certaine variabilité inter-cycle naturelle dans la propulsion de chaque individu. Par exemple, en pré-entraînement, les 20 poussées considérées pour chacun des participants présentaient un écart-type moyen de 7,9% dans le quartile Q₂ et de 7,7% dans le quartile Q₃ sur le côté droit (résultats similaires du côté gauche). Le calcul de ΔMEF_{RMS} tient compte en partie de cette variabilité naturelle,

puisque'on calcule la déviation RMS entre chaque patron de MEF considéré et le patron de MEF cible avant de moyenner les résultats. Au contraire, les patrons montrés à figure 5.1 ne tiennent compte que du comportement moyen aux différentes phases de l'expérimentation. Ces observations semblent indiquer que la rétroaction haptique peut généralement amener une convergence entre le patron de MEF moyen des participants et le patron cible, particulièrement dans la portion 50%-75% du cycle normalisé, mais qu'elle n'élimine pas la variabilité naturelle présente dans la propulsion de chaque utilisateur.

Les résultats de \overline{MEF} , M_{BF} et la puissance développée par l'utilisateur permettent de mieux comprendre le comportement des patrons de MEF avant, pendant et après l'entraînement. L'augmentation de \overline{MEF} a atteint jusqu'à 15,7% sur le côté droit et 12,4% du côté gauche entre le pré-entraînement et les blocs d'entraînement. L'augmentation maximale de \overline{MEF} a été observée dans le quartile Q_2 sur les deux côtés, alors que le maximum d'efficacité était atteint dans le quartile Q_3 (valeurs de \overline{MEF} plus élevées). Tout comme dans le cas de ΔMEF_{RMS} , les paramètres \overline{MEF} , M_{BF} et la puissance développée par l'utilisateur étaient généralement plus élevés lors des blocs d'entraînement avec une rétroaction haptique plus intense. Les participants ont peut-être pu percevoir la rétroaction haptique plus facilement lorsque son intensité était plus importante, ce qui les a amenés à améliorer leur MEF davantage. Toutefois, la croissance simultanée des trois paramètres \overline{MEF} , M_{BF} et la puissance développée laisse entrevoir que la MEF était au minimum partiellement affectée par la résistance supplémentaire associée aux niveaux de rétroaction haptique plus intenses. Une plus grande résistance, requérant une plus grande puissance développée par l'utilisateur, a été associée à une augmentation de la MEF dans certaines études antérieures (de Groot et al., 2002; Rice et al., 2010). Sachant que la convergence vers le patron de MEF cible n'était que partielle dans cette étude, et que les valeurs de ΔMEF_{RMS} n'ont diminué que par 1%-2% entre les blocs d'entraînement et le pré-entraînement pour la majorité des participants, on ne peut affirmer, pour le moment, si les participants ont amélioré leur MEF parce qu'ils recevaient une résistance supplémentaire, parce qu'ils ont appris à se propulser avec une technique plus efficace, ou un peu des deux. Il n'existe présentement aucune information validée scientifiquement qui pourrait nous aider à prédire comment le patron de MEF serait affecté si

un moment de biofeedback (M_{BF}) constant, équivalent à une résistance supplémentaire constante, était appliqué. D'autres types de protocoles expérimentaux, incluant, par exemple, des périodes de propulsion sans la rétroaction haptique, pourraient être considérés dans le futur pour obtenir des résultats de MEF per-entraînement sans l'influence de la résistance.

Malgré le fait qu'il n'y a pas eu beaucoup de changement entre la MEF en pré-entraînement et celle en post-entraînement pour le groupe de participants, huit individus ont réussi à modifier leur patron de MEF vers la cible même en post-entraînement (figure 5.3). Pour ces participants, la résistance supplémentaire ne peut être tenue responsable de l'augmentation de la MEF observée, étant donné qu'aucune rétroaction haptique n'était fournie durant le post-entraînement. La performance de ces participants est certes une première indication que la rétroaction haptique représente une modalité intéressante pour enseigner de nouveaux patrons de propulsion plus optimaux aux utilisateurs de FRM. Toutefois, la configuration de la rétroaction haptique et de l'entraînement devra encore être améliorée, étant donné que la majorité des participants n'ont pas réussi à augmenter l'efficacité de leur propulsion en post-entraînement.

Il est possible que la période d'entraînement dans cette étude ne fût pas suffisamment longue pour induire ce que l'on appelle un *after-effect* chez la majorité des participants (Huang et Krakauer, 2009). De plus, l'entraînement était conduit en une seule séance seulement. Plusieurs études impliquant des programmes d'entraînement et de la rétroaction sous différents formats ont testé l'impact de plusieurs séances d'entraînement (Dallmeijer, van der Woude et Pathuis, 1999; de Groot et al., 2002; DeGroot et al., 2009; Rice et al., 2013). Considérant que la répétition et la pratique sont des facteurs clés de l'apprentissage moteur (DeGroot et al., 2009; Muratori et al., 2013), il est possible qu'un entraînement conduit sur un plus grand nombre de séances distribuées sur quelques semaines aurait permis à un plus grand nombre de participants d'atteindre une MEF plus élevée et de se rapprocher du patron de MEF cible en post-entraînement. L'impact de plusieurs séances d'entraînement avec la rétroaction haptique pourra être testé dans le futur.

De manière générale, il existe une plus grande variabilité entre les individus présentant une déficience physique qu'entre les individus sains, particulièrement lorsque de nouvelles tâches motrices sont accomplies (Huang et Krakauer, 2009). Dans le contexte de cette étude particulière, onze (11) participants ont été capables de se rapprocher du patron de MEF cible (figure 5.2a) durant la plupart des blocs d'entraînement sur au moins un côté (plus souvent le côté droit). Cinq autres participants ont majoritairement réagit en diminuant leur MEF (figure 5.2c), alors qu'un participant a excédé le patron de MEF cible des deux côtés (similaire à figure 5.2b). En d'autres mots, la rétroaction haptique, telle que configurée dans cette étude, n'a peut-être pas amené tous les individus à changer leur patron de MEF dans la direction escomptée. Néanmoins, dans presque tous les cas, elle a déclenché un changement – et parfois un changement assez substantiel – du patron de MEF durant l'entraînement comparativement à ce qui avait été réalisé durant le pré-entraînement. Dans certains cas, la modification du patron de MEF a même perduré durant le post-entraînement. Considérant sa capacité à déclencher un changement dans le patron de MEF naturel d'une personne, la rétroaction haptique apparaît comme une forme de rétroaction très intéressante pour entraîner des utilisateurs de FRM à améliorer leur propulsion. Dépendant des cas, la rétroaction haptique s'est avérée plus appropriée pour enseigner un nouveau patron de MEF à certains participants, et moins appropriée pour enseigner un tel patron à d'autres. Davantage de recherche sera nécessaire afin de mieux comprendre pourquoi certains participants ont réussi à se rapprocher du patron de cible, alors que d'autres s'en sont plutôt éloignés.

Une certaine variabilité dans le patron de MEF des participants en pré-entraînement a également pu être remarquée. Ainsi, douze participants ont présenté un patron de MEF monophasique, c.-à-d. un patron qui exhibe un seul maximum bien défini (ex : figure 5.2a). Chez ces participants, le maximum pouvait être atteint plus ou moins tôt dans la phase de poussée. Les six autres participants ont présenté un patron de MEF biphasique, avec deux valeurs maximales. Le patron de MEF cible choisi dans cette étude (MEF_T), formé de deux demi-Gaussienne, s'est avéré généralement moins bien adapté aux participants qui ont propulsé avec un patron de MEF biphasique. En effet, pour plusieurs de ces participants, la configuration de MEF_T a conduit à l'obtention d'une efficacité moindre que celle de MEF_{ini} .

dans la région 20%-55% de la poussée normalisée (principalement quartile Q₂). La réaction des participants a été principalement de forcer plus fort pour dépasser la cible dans portion du cycle en jeu, ce qui a conduit à une augmentation de l'efficacité de leur propulsion, mais aussi à une augmentation de leur score ΔMEF_{RMS}. Cette situation est potentiellement responsable de l'augmentation de ΔMEF_{RMS} observée dans le quartile Q₂ au sein du groupe de participants (tableau 5.2).

Considérant les résultats de cette étude, il est possible de suggérer certaines améliorations qui pourraient être apportées dans la définition de MEF_T et ϵ . Le choix d'un patron de type « double demi-Gaussienne » pour MEF_T, qui ciblait une amélioration graduelle et modérée du patron de MEF par rapport au pré-entraînement, n'était peut-être pas aussi optimal que prévu. Outre le cas des participants avec un patron de MEF biphasique, on constate, à la figure 5.1, que MEF_T a affiché une croissance sensiblement plus rapide que les patrons de MEF des participants entre les quartiles Q₂ et Q₃. La croissance plus marquée dans les patrons de MEF des participants s'est plutôt manifestée entre 5%-30% de la poussée normalisée (c.-à-d. principalement dans le quartile Q₁), surtout quand une rétroaction haptique plus intense était appliquée. Il pourrait être intéressant, dans le futur, de tester un nouveau patron de MEF_T dont la forme serait plus proche de celle des patrons de MEF produits par les participants. Un tel patron de MEF_T ciblerait donc une augmentation de la MEF plus importante dès le début de la poussée (quartile Q₁), et se maintiendrait ensuite un peu plus constant (quartiles Q₂ et Q₃).

Comme pour MEF_T, le modulateur de l'intensité de la rétroaction haptique (ϵ) pourrait aussi être optimisé pour favoriser l'apprentissage et la rétention du nouveau patron de MEF. Par exemple, à l'intérieur d'un entraînement divisé en plusieurs blocs ou séances, la valeur de ϵ pourrait être graduellement réduite à zéro. Une diminution de la quantité de rétroaction donnée à un individu au fur et à mesure que la séance progresse a été recommandée pour éviter que les participants ne deviennent dépendants à la rétroaction et n'apprenne qu'à la compenser (Huang et Krakauer, 2009; Muratori et al., 2013). La valeur de ϵ pourrait aussi être progressivement modulée à l'intérieur même d'un bloc ou d'une séance d'entraînement.

En effet, un changement graduel dans l'intensité de la rétroaction haptique a été associé avec un prolongement du *after-affect* dans le cadre de séances d'entraînement qui impliquaient l'usage de technologies robotiques en réadaptation (Huang et Krakauer, 2009).

5.3.1 Limites de l'étude

Cette étude comporte certaines limites qui seront discutée dans cette section. Tout d'abord, une des principales limites est que les participants n'utilisaient pas leur propre fauteuil. L'expérimentation était plutôt conduite sur un fauteuil roulant standard unique pour tous les participants. Bien que les paramètres du simulateur ainsi que l'angle siège-dossier aient été ajusté pour chacun, les participants ont pu se sentir moins confortable dans leur propulsion. La géométrie différente du fauteuil standard par rapport au fauteuil personnel des participants a également pu affecter leur technique de propulsion et limiter leur capacité à améliorer leur MEF (Yang et al., 2012). Par ailleurs, tous les participants de l'étude étaient des utilisateurs de FRM expérimentés présentant une lésion médullaire. Il peut donc être difficile de généraliser les résultats de l'étude à la population plus globale des utilisateurs de FRM ou à de nouveaux utilisateurs.

Une troisième et dernière limite de l'étude se situe au niveau du calcul de la MEF. En effet, la MEF a été calculée, dans cette étude, à l'aide de l'équation 3.1, qui représente une approximation de l'équation 1.1. Cette approximation, qui a également été utilisée dans de nombreuses autres études (Aissaoui et al., 2002; de Groot et al., 2002; Koontz et al., 2007), demeure valide tant et aussi longtemps que le moment appliqué par la main elle-même peut être négligé (Cooper et al., 1997; van der Woude et al., 2001). Malgré le fait que le moment appliqué par la main n'est typiquement pas très important lors de la propulsion sur un sol plat (VanSickle et al., 1998), il n'en demeure pas moins que la MEF calculée via l'équation 3.1 comporte une certaine erreur, ce qui se répercute également sur le calcul de la rétroaction haptique. Idéalement, pour obtenir un calcul de la MEF sans approximation tout en continuant de fournir une rétroaction haptique en temps réel, il faudrait disposer d'un système permettant de mesurer en temps réel le point d'application de la force sur la roue (PFA). Certaines méthodes, impliquant notamment le suivi de la cinématique de la main,

permettent d'estimer le PFA tout au long de la poussée (Sabick, Zhao et An., 2001), mais aucun système encore connu ne permet de connaître en temps-réel la position exacte du PFA par rapport au centre de la roue.

Malgré ses quelques limites, cette étude jette un regard unique sur un nouveau simulateur capable de fournir une rétroaction haptique en temps réel sur l'efficacité de la propulsion. Il s'agit d'une première, puisque la rétroaction haptique n'avait encore jamais été testée dans le contexte de la propulsion en fauteuil roulant manuel. Les résultats de cette étude sont prometteurs et pourront certainement être utilisés dans un futur rapproché pour optimiser les paramètres de la rétroaction haptique. Les résultats serviront aussi à concevoir de nouveaux programmes d'entraînement plus complets qui tiendront compte de plusieurs paramètres, dont l'efficacité de la propulsion.

CHAPITRE 6

IMPACT DE L'ENTRAÎNEMENT SUR LES MOMENTS AUX ÉPAULES

Les moments en flexion/extension, rotation interne/rotation externe et adduction/abduction observés aux épaules avant, pendant et après l'entraînement ont été calculé par dynamique inverse en utilisant la méthode de Dumas, Aissaoui et de Guise (2004) basée sur l'algèbre des quaternions. Cette méthode a également été utilisée par Desroches (2008) dans sa thèse. Le présent chapitre explique la méthodologie employée spécifiquement pour obtenir les résultats de dynamique inverse, et présente ensuite les résultats ainsi que leur interprétation.

6.1 Méthodologie

6.1.1 Paramètres d'entrée pour le calcul de la dynamique inverse

Le calcul de la dynamique inverse requiert la connaissance de quatre paramètres : les propriétés physiques de chacun des segments (masse, centre de masse, moment d'inertie, longueur), le système d'axes de chacun des segments (incluant une origine et trois axes X, Y, et Z), la position du centre de masse de chacun des segments dans le repère global à tout moment, ainsi que les forces et les moments appliqués au centre de masse du segment distal dans le repère global à tout moment. Dans le cas de notre étude, quatre segments, soit la roue, la main, l'avant-bras et le bras, étaient à considérer dans le calcul de la dynamique inverse. Le repère du thorax (seulement les axes) a également été calculé pour ré-exprimer les résultats de dynamique inverse trouvés à l'épaule par rapport à ce repère, ce qui permet une interprétation clinique plus facile.

La masse, le centre de masse et le moment d'inertie des segments sont généralement trouvées à partir de tables anthropométriques en fonction du poids de la personne, qui est mesuré pour chacun, du sexe et de la longueur des segments. Un exemple de calcul de la masse, du centre de masse et du moment d'inertie pour le segment de la cuisse est fourni à la section 2.5 de

l'article de Dumas, Chèze et Verriest (2007). Les tables anthropométriques utilisées dans le cadre de cette étude sont celle de Zatsiorsky, Seluyanov et Chugunova (1990) et celles de de Leva (1996). En ce qui concerne la longueur des segments, elle peut être estimée par la distance entre le centre articulaire proximal et le centre articulaire distal de chaque segment tel que le suggèrent Dumas, Chèze et Verriest (2007).

Les systèmes d'axes des segments sont aussi généralement estimés à partir d'équations de régression en fonction de la position de repères anatomiques externes. L'étude de Wu et al. (2005) est souvent considérée comme une référence pour établir les systèmes d'axes des différents segments du membre supérieur. Tel que mentionné par Wu et al. (2005), les centres de chacune des articulations, servant d'origines aux systèmes d'axes des segments, peuvent être estimés de deux manières : soit à partir d'équations de régression en fonction de la longueur du segment et celle des segments adjacents, ou encore à partir de mouvements fonctionnels en utilisant différentes méthodes de minimisation telle que la méthode de l'axe hélicoïdal. Dans cette étude, la première option a été retenue pour trouver les centres articulaires du poignet (origine du segment de la main), du coude (origine du segment de l'avant-bras) et de l'épaule (origine du segment du bras). Le tableau 6.1 résume la définition des systèmes d'axes pour les segments considérés.

Les deux derniers paramètres à considérer pour le calcul de la dynamique inverse, soit la position du centre de masse de chacun des segments dans le repère global à chaque instant ainsi que les forces et moments appliqués au centre de masse du segment distal dans le repère global à chaque instant, sont connus grâce aux données de cinématique et de cinétique collectées durant l'expérimentation. Les données de cinétique et de cinématique doivent être exprimés dans un même repère, appelé repère global, avant de pouvoir calculer la dynamique inverse. Le système d'axes de la roue a été choisi comme repère global pour cette étude.

Tableau 6.1 Définition des systèmes d'axes des segments exprimés dans le repère de la roue (repère global)

N°	Segment	Origine du système d'axes	Axes du système d'axes
1	Bras	En utilisant la position de l'acromion moins un certain pourcentage de l'épaisseur du tronc, selon l'annexe C de Dumas, Chèze et Verriest (2007)	Selon la section 2.3.5 de Wu et al. (2005)
2	Avant-Bras	Point milieu entre les épicondyles médial et latéral (Dumas, Chèze et Verriest, 2007)	Selon la section 2.3.5 de Dumas, Chèze et Verriest (2007)
3	Main	Point milieu entre les processus styloïdes radial et ulnaire (Dumas, Chèze et Verriest, 2007)	Selon la section 2.3.6 de Dumas, Chèze et Verriest (2007)
4	Roue	(0,0,0)	X : [1 0 0] ; Y : [0 1 0] ; Z : [0 0 1] ;
--	Thorax	Non requis	Selon la section 2.3.1 de Wu et al. (2005)

6.1.2 Filtrage et ré-échantillonnage des données

Les données de cinématique ont été filtrée avec un filtre Butterworth passe-bas d'ordre 4 avec une fréquence de coupure de 6 Hz, alors que les données de cinétique ont été filtrée avec un filtre Butterworth passe-bas d'ordre 8 avec une fréquence de coupure de 30 Hz suivant la méthodologie de Morrow et al. (2010). Les données de cinétique ont également été sous-échantillonnées à 120 Hz.

6.1.3 Expression des données de cinématique dans le repère de la roue

Pour trouver la matrice de passage du repère de la roue vers le repère du Vicon ($[P_{\text{roue} \rightarrow \text{Vicon}}]$), l'acquisition cinématique des roues « à vide » détaillées dans la section 4.5 de ce mémoire ont été utilisées. D'abord, l'axe Z du repère de la roue (Z_{roue}), exprimé dans le repère du

Vicon, a été trouvé en considérant les marqueurs situés sur le boîtier (marqueurs 2 et 3 au tableau 4.4). En effet, on peut estimer que ces deux marqueurs forment chacun un cercle, tous deux situés dans un même plan, lors de la rotation de la roue. Par la méthode des moindres carrés, il est possible de calculer l'équation du plan qui correspond le mieux aux positions des deux marqueurs en rotation. La normale à ce plan correspond à l'axe Z_{roue} .

L'origine du repère de la roue (centre de la roue O_{roue}), toujours exprimée dans le repère du Vicon, a ensuite été trouvée en ajustant un cercle sur les positions de chacun des deux marqueurs situés sur le boîtier de la roue. Les coordonnées des deux marqueurs ont été d'abord projetées sur le plan calculé précédemment, puis les deux cercles ont été ajustés. Le centre de la roue a finalement été estimé en prenant la moyenne des centres des deux cercles, moins un décalage de 47 mm dans la direction de l'axe Z_{roue} introduit pour tenir compte de la distance entre le dessus du boîtier où sont situés les marqueurs et le point de jonction des capteurs de la roue qui constitue le vrai centre de la roue.

En troisième lieu, l'axe X du repère de la roue (X_{roue}), exprimé dans le repère du Vicon, a été identifié en considérant la position du marqueur localisé sur le rayon #1 de la roue (marqueur 1 au tableau 4.4) au tout début de l'acquisition « à vide » (50 premières fenêtres d'acquisition) par rapport au centre O_{roue} obtenu directement avant. Rappelons que les roues étaient placées dans leur configuration d'initialisation avant de lancer l'acquisition de l'essai « à vide » et qu'elles y demeuraient durant la première seconde de l'essai. Enfin, l'axe Y du repère de la roue (Y_{roue}), encore et toujours exprimé dans le repère du Vicon, a été calculé à partir du produit vectoriel de Z_{roue} et X_{roue} .

Une fois tous les axes définis, la matrice de passage $[P_{\text{roue} \rightarrow \text{Vicon}}]$ a été créée tel que montré à l'équation 6.1, où X_{roue} , Y_{roue} , et Z_{roue} sont des vecteurs colonnes.

$$P_{\text{roue} \rightarrow \text{Vicon}} = [X_{\text{roue}} \quad Y_{\text{roue}} \quad Z_{\text{roue}}] \quad (6.1)$$

Les données de cinématique, initialement exprimée dans le repère du Vicon, ont ensuite été exprimées dans le repère de la roue en leur soustrayant la valeur du vecteur O_{roue} , puis en les multipliant par la matrice $[P_{\text{Vicon} \rightarrow \text{roue}}]$ définie comme l'inverse de $[P_{\text{roue} \rightarrow \text{Vicon}}]$.

6.1.4 Calcul de la dynamique inverse

Le poids et le sexe de chaque participant ainsi que les paramètres d'entrée spécifiés à la section 6.1.1 ont été fournis au programme de dynamique inverse qui implémente le modèle de Dumas, Aissaoui et de Guise (2004). Pour faciliter l'interprétation clinique des résultats de moments calculés aux épaules, ceux-ci ont été projetés dans un repère non-orthogonal qui tient compte de la position de l'humerus par rapport au tronc. Cette méthode est basée sur la méthodologie proposée par Chèse (2000) et a été utilisée par Desroches et al. (2010). Pour le côté gauche, les moments en rotation interne/rotation externe et en adduction/abduction ont été inversés pour que la correspondance entre le type de moment et le signe du moment soit la même que pour le côté droit.

6.1.5 Extraction des moments aux épaules

Les moments produits aux épaules en flexion/extension, en rotation interne/rotation externe et en adduction/abduction durant les poussées ont été extraits des résultats de dynamique inverse pour chaque essai et chaque acquisition (deux essais de pré-entraînement, cinq essais d'entraînement avec deux acquisitions par essai et deux essais de post-entraînement). Chaque côté a été traité séparément. Les poussées ont été détectées à l'aide du double seuil de 15 Newtons pour le début de la poussée et 5 Newtons pour la fin de la poussée appliqué sur la force totale (voir section 4.7). Les patrons de moments durant chaque poussée ont ensuite été normalisés entre 0% et 100% et les dix poussées les plus répétables de chaque essai ont été extraites à l'aide du critère de minimisation de la déviation quadratique moyenne sur M_z (voir section 4.7). Chaque poussée retenue a été divisée en quatre quartiles, soit $Q_1=0\%-25\%$; $Q_2=25\%-50\%$; $Q_3=50\%-75\%$ et $Q_4=75\%-100\%$. La majorité de l'analyse a été conduite sur les quartiles Q_2 et Q_3 seulement car la majeure partie de l'effort de propulsion est généré et transmis à la roue dans la partie centrale de la poussée. Les moments maximaux en flexion,

en extension, en rotation interne, en rotation externe, en abduction et en adduction ont été calculés dans chacun des quartiles Q_2 et Q_3 pour chaque poussée. Les résultats des dix poussées ont ensuite été moyennés pour chaque acquisition afin de faciliter les comparaisons.

6.1.6 Statistiques

L’analyse statistique a été complétée exactement de la même manière qu’en 5.1.3, à l’exception près que ce sont les valeurs de moments maximaux qui ont été comparées au lieu des valeurs de \overline{MEF} et de ΔMEF_{RMS} . Encore une fois, la normalité des données ne pouvait être prétendue, ce qui explique l’utilisation de tests statistiques non-paramétriques (c.-à-d. tests de Wilcoxon pour séries appariées et tests de Friedman).

6.2 Résultats

6.2.1 Analyse des patrons de moments

Les figures montrent les patrons de moments moyens en flexion/extension, rotation interne/rotation externe et adduction/abduction observés aux épaules avant, pendant et après les blocs d’entraînement. Pour limiter le nombre de figures, les patrons de moments sont uniquement montrés pour les acquisitions per-entraînement enregistrées après deux minutes et demie de propulsion. Les patrons de moments obtenus à l’acquisition de 30 secondes étaient très similaires.

Tel que prévu, des moments en flexion et en adduction ont été observés aux épaules des participants dans la majeure partie de la poussée, et particulièrement dans la portion Q_2 - Q_3 (25%-75% de la poussée normalisée). Un moment abducteur très faible a été calculé au début de la poussée, alors qu’un moment adducteur plus important a été trouvé dans le quartile Q_4 . Durant des blocs d’entraînement, les moments en flexion et en adduction avaient tendance à augmenter, d’autant plus lorsque le bloc d’entraînement était plus intense (BL plus élevé). L’augmentation du moment fléchisseur a été trouvée quasi-proportionnelle à l’intensité de

l'entraînement, tout comme celle du moment adducteur du côté droit, alors que le moment adducteur du côté gauche a semblé stagner à partir de BL3. L'augmentation du moment adducteur du côté droit apparaît également plus graduelle que celle du côté gauche.

De plus, les résultats de la dynamique inverse ont montré, en moyenne, un moment en rotation externe dans la première moitié du cycle, puis un peu de rotation interne entre Q₃ et Q₄, et enfin de la rotation externe à nouveau en fin de poussée. Lors des blocs d'entraînement, la rotation interne a eu tendance à augmenter des deux côtés, mais de manière moins symétrique que pour le moment en flexion ou même le moment en adduction. En effet, à gauche, la rotation interne s'est intensifiée davantage lors des blocs d'entraînement BL3 et BL4, alors qu'à droite, elle s'est élevée plus particulièrement aux blocs BL4 et BL5. La rotation externe est restée somme toute relativement similaire entre le pré-entraînement, les blocs d'entraînement et le post-entraînement dans la portion 25%-75% de la poussée normalisée. La rotation externe a davantage augmenté en fin de poussée durant l'entraînement, particulièrement lors des blocs où la rétroaction haptique était plus intense.

La forme des patrons de moments aux épaules dans les trois directions a très peu changé avant, pendant et après les entraînements. C'est davantage l'amplitude des moments qui a été modifiée. Le patron de moment dont la forme a été le plus affecté par les entraînements est le moment en rotation interne/rotation externe.

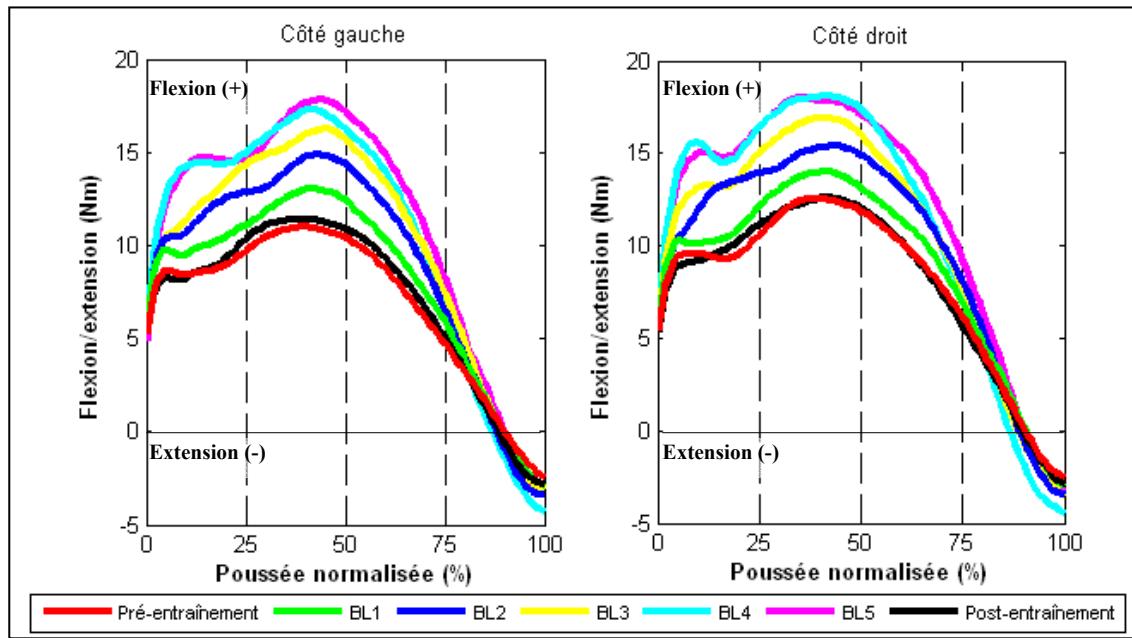


Figure 6.1 Patrons de moments moyens ($n=18$) aux épaules en flexion/extension à l'épaule avant (pré-entraînement), pendant (BL1 à BL5) et après (post-entraînement) les blocs d'entraînement

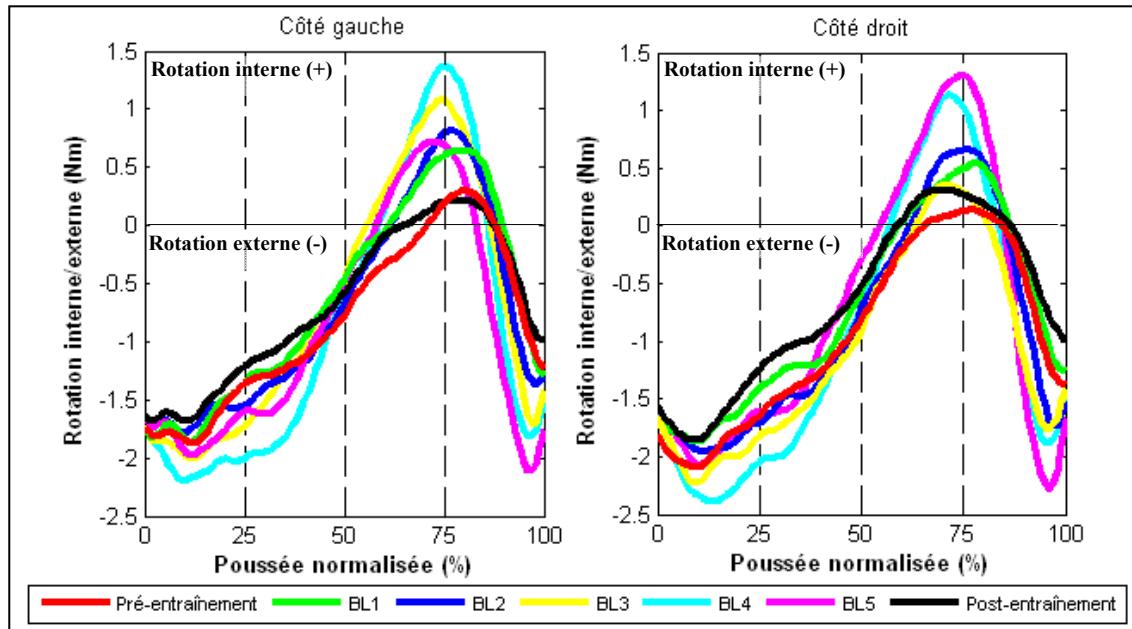


Figure 6.2 Patrons de moments moyens ($n=18$) aux épaules en rotation interne/rotation externe à l'épaule avant (pré-entraînement), pendant (BL1 à BL5) et après (post-entraînement) les blocs d'entraînement

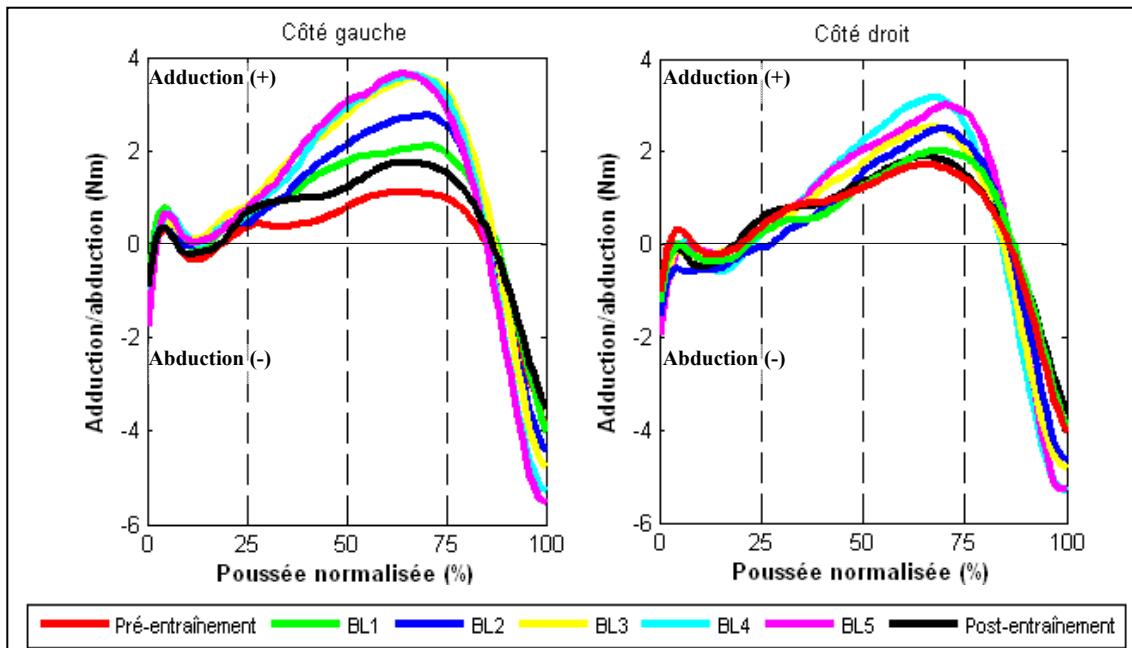


Figure 6.3 Patrons de moments moyens ($n=18$) aux épaules en adduction/abduction externe à l'épaule avant (pré-entraînement), pendant (BL1 à BL5) et après (post-entraînement) les blocs d'entraînement

6.2.2 Comparaison des moments maximaux avant, durant et après l'entraînement

Les moments maximaux en flexion, en rotation interne, en rotation externe et en abduction aux épaules ont été analysés et sont rapportés aux tableaux 6.2 à 6.5. La valeur des moments est spécifiée selon la convention (moyenne \pm écart-type). Les moments maximaux en extension et en abduction ne sont pas présentés, car ces deux moments étaient absents pour la très grande majorité des participants entre 25% et 75% de la poussée normalisée. Aucun test statistique ne pouvait donc être conduit sur ces deux moments. De plus, les moments maximaux en rotation interne sont seulement rapportés pour le quartile Q_3 , car la très grande majorité des participants n'obtenaient pas de moment en rotation interne dans le quartile Q_2 . Les résultats per-entraînement présentés aux tableaux 6.2 à 6.5 sont ceux qui ont été acquis après 2 minutes et demie de propulsion. Les résultats des acquisitions à 30 secondes étaient similaires.

L'amplitude des moments maximaux aux épaules a eu tendance à augmenter durant les blocs d'entraînement par rapport au pré-entraînement, particulièrement lors des blocs où la rétroaction haptique était plus intense. En post-entraînement, l'amplitude des moments est restée similaire à celle observée en pré-entraînement.

Des différences significatives ont systématiquement été trouvées au niveau du moment en flexion entre tous les blocs d'entraînement et le pré-entraînement ($p \leq 0.005$). L'augmentation était similaire des deux côtés et pour les deux quartiles étudiés (Q_2 et Q_3). Au niveau de la rotation interne (Q_3 seulement), elle a été augmentée de manière plus systématique du côté gauche que du côté droit. En effet, des différences significatives ont été trouvées entre plusieurs blocs d'entraînement (BL1, BL3, BL4 et BL5) et le pré-entraînement du côté gauche ($p \leq 0.002$). Néanmoins, les écarts-types sur les moments en rotation interne demeurent très importants par rapport à l'amplitude de ces moments. Les moments en rotation interne et rotation externe demeurent également assez sensibles au choix du modèle de dynamique inverse. Les différences significatives versus non-significatives doivent donc être interprétées sous toutes réserves.

Tel que prédit par les observations des courbes de la figure 6.2, la présence de rétroaction haptique durant les blocs d'entraînement n'a pas eu un impact très important sur l'amplitude des moments en rotation externe. Ainsi, même si certains résultats sont trouvés significatifs, les moments en rotation externe durant les blocs d'entraînement demeurent pratiquement toujours à l'intérieur de l'incertitude (écart-type) sur la valeur en pré-entraînement. Enfin, les moments en adduction ont eu tendance à augmenter significativement entre le pré-entraînement et les blocs d'entraînement, particulièrement lorsque l'intensité de la rétroaction haptique était plus élevée. L'augmentation du moment adducteur a été trouvée plus importante dans le quartile Q_3 que dans le quartile Q_2 des deux côtés, alors que l'augmentation du côté gauche pour ce moment était plus importante que celle du côté droit.

En ce qui concerne la comparaison des blocs d'entraînement entre eux, on observe une croissance significative des moments en flexion entre le bloc BL1 et les blocs BL3-BL4-BL5

($p \leq 0.002$), ainsi qu'entre le bloc BL2 et le bloc BL5 ($p \leq 0.004$), et ce, des deux côtés et dans les deux quartiles étudiés (Q_2 et Q_3). Les blocs d'entraînement avec une rétroaction haptique plus intenses étaient associés avec un moment en flexion plus élevé.

Tableau 6.2 Moments maximaux aux épaules en Newtons-mètres pour la flexion observés avant, pendant et après l'entraînement

Essai	Côté gauche		Côté droit	
	Q_2	Q_3	Q_2	Q_3
Pré	$13,2 \pm 3,6$	$11,5 \pm 3,5$	$14,7 \pm 4,2$	$12,9 \pm 3,8$
BL1	$15,4 \pm 4,4$ ^{3,4,5}	$13,2 \pm 3,6$ ^{3,4,5}	$16,3 \pm 4,6$ ^{2,3,4,5}	$13,9 \pm 3,8$ ^{3,4,5}
BL2	$17,5 \pm 5,0$ ⁵	$14,9 \pm 4,6$ ⁵	$18,5 \pm 5,1$ ^{1,5}	$15,8 \pm 4,9$ ^{4,5}
BL3	$19,5 \pm 5,9$ ¹	$16,5 \pm 4,5$ ¹	$19,8 \pm 5,7$ ¹	$17,1 \pm 4,5$ ¹
BL4	$20,1 \pm 5,9$ ¹	$17,5 \pm 5,1$ ¹	$21,6 \pm 6,5$ ¹	$18,6 \pm 6,4$ ^{1,2}
BL5	$20,3 \pm 6,2$ ^{1,2}	$18,2 \pm 5,5$ ^{1,2}	$21,3 \pm 6,2$ ^{1,2}	$18,7 \pm 5,7$ ^{1,2}
Post	$14,3 \pm 4,1$	$11,8 \pm 2,8$	$15,2 \pm 5,1$	$12,8 \pm 3,7$

Pré: Moyenne des deux essais de pré-entraînement; BLX: Bloc d'entraînement avec constante de biofeedback X; Post: Moyenne des deux essais de post-entraînement.

Gras: Différence significative ($p < 0.0083$) trouvée avec le pré-entraînement; ^x: Différence significative ($p < 0.005$) trouvée le bloc d'entraînement BLx.

Tableau 6.3 Moments maximaux aux épaules en Newtons-mètres pour la rotation interne observés avant, pendant et après l'entraînement

Essai	Côté gauche		Côté droit	
	Q_2	Q_3	Q_2	Q_3
Pré		$1,6 \pm 1,1$		$2,0 \pm 1,0$
BL1		$2,2 \pm 1,6$ ³		$2,3 \pm 1,6$
BL2		$3,0 \pm 2,2$		$2,8 \pm 1,9$
BL3		$3,4 \pm 2,4$ ¹		$2,9 \pm 1,7$
BL4		$3,3 \pm 3,1$		$4,0 \pm 3,3$
BL5		$3,8 \pm 3,2$		$3,8 \pm 3,4$
Post		$2,1 \pm 1,2$		$2,0 \pm 1,3$

Pré: Moyenne des deux essais de pré-entraînement; BLX: Bloc d'entraînement avec constante de biofeedback X; Post: Moyenne des deux essais de post-entraînement.

Gras: Différence significative ($p < 0.0083$) trouvée avec le pré-entraînement; ^x: Différence significative ($p < 0.005$) trouvée le bloc d'entraînement BLx.

Tableau 6.4 Moments maximaux aux épaules en Newtons-mètres pour la rotation externe observés avant, pendant et après l'entraînement

	Côté gauche		Côté droit	
Essai	Q ₂	Q ₃	Q ₂	Q ₃
Pré	2,2 ± 1,1	1,6 ± 0,8	2,3 ± 1,5	2,0 ± 1,1
BL1	2,2 ± 1,1	1,8 ± 1,3	2,3 ± 1,5	2,2 ± 1,5
BL2	2,6 ± 1,2	2,4 ± 1,5	2,7 ± 1,8	2,8 ± 1,4
BL3	2,9 ± 1,3	2,2 ± 1,6	3,0 ± 2,2	2,8 ± 1,9
BL4	3,2 ± 1,8	2,6 ± 1,4	3,1 ± 2,0	3,1 ± 1,3
BL5	3,0 ± 1,5	2,7 ± 1,7	2,8 ± 1,9	2,6 ± 1,2
Post	2,2 ± 1,2	1,9 ± 1,1	2,1 ± 1,5	2,0 ± 1,2

Pré: Moyenne des deux essais de pré-entraînement; BLX: Bloc d'entraînement avec constante de biofeedback X; Post: Moyenne des deux essais de post-entraînement.

Gras: Différence significative ($p < 0.0083$) trouvée avec le pré-entraînement.

Tableau 6.5 Moments maximaux aux épaules en Newtons-mètres pour l'adduction observés avant, pendant et après l'entraînement

	Côté gauche		Côté droit	
Essai	Q ₂	Q ₃	Q ₂	Q ₃
Pré	2,3 ± 1,0	2,4 ± 1,3	2,6 ± 1,9	2,6 ± 1,8
BL1	2,8 ± 1,8 ⁵	3,3 ± 1,9 ^{3,4,5}	2,9 ± 1,8	3,3 ± 1,9 ^{4,5}
BL2	3,2 ± 2,3	3,8 ± 2,1 ⁵	3,2 ± 2,1	4,0 ± 1,5 ⁵
BL3	3,9 ± 2,4	5,1 ± 2,8 ¹	3,3 ± 2,3	4,0 ± 2,0
BL4	3,9 ± 2,4	5,1 ± 2,6 ¹	3,2 ± 1,8	4,5 ± 2,5 ¹
BL5	4,3 ± 2,3 ¹	5,2 ± 3,1 ^{1,2}	3,4 ± 2,2	4,8 ± 2,6 ^{1,2}
Post	2,7 ± 1,8	2,8 ± 1,6	2,9 ± 1,6	2,7 ± 1,6

Pré: Moyenne des deux essais de pré-entraînement; BLX: Bloc d'entraînement avec constante de biofeedback X; Post: Moyenne des deux essais de post-entraînement.

Gras: Différence significative ($p < 0.0083$) trouvée avec le pré-entraînement; ^x: Différence significative ($p < 0.005$) trouvée le bloc d'entraînement BLx.

La seule différence significative inter-blocs d'entraînement trouvée au niveau des moments en rotation interne se situe entre les blocs BL1 et BL3 dans le quartile Q₃ à gauche ($p = 0.003$). Toutefois, une observation des valeurs p a révélé que les moments en rotation interne étaient également augmentés quasi significativement entre BL1 et BL4-BL5 à gauche ($p \leq 0.008$) et à droite ($p \leq 0.03$) dans ce même quartile. Pour ce qui est des moments en rotation

externe, ils ont été trouvés similaires entre les entraînements des deux côtés et dans les deux quartiles.

Enfin, les moments en adduction ont augmenté significativement entre le bloc d'entraînement BL1 et les blocs BL4-BL5 ($p \leq 0.001$), ainsi qu'entre le bloc BL2 et le bloc BL5 ($p \leq 0.003$) dans le quartile Q_3 des deux côtés. Ces mêmes moments ont peu varié d'un bloc d'entraînement à l'autre dans le quartile Q_2 .

6.2.3 Variation des moments aux épaules par groupe de participants

Le tableau 6.6 présente la déviation RMS moyenne avec le patron cible ($\Delta\text{MEF}_{\text{RMS}}$), la MEF moyenne, le moment M_z moyen, le moment de biofeedback (M_{BF}) moyen et les moments maximaux aux épaules calculés chez deux groupes de six participants. Un premier groupe a été défini à partir des participants qui se sont majoritairement rapproché de la MEF cible durant l'entraînement des deux côtés, alors qu'un deuxième groupe a été formé à partir des participants qui se sont majoritairement écarté de la MEF cible durant l'entraînement des deux côtés. Pour chaque caractéristique, les valeurs obtenues en pré-entraînement et en entraînement ont été moyennées pour les deux quartiles (Q_2 et Q_3) et les deux côtés (gauche et droit), avant d'être reportées dans la colonne appropriée. Les valeurs obtenues en entraînement ont aussi été moyennées pour tous les blocs d'entraînement. Les écarts positifs avec la valeur en pré-entraînement sont montrés en gras. Un écart positif avec le pré-entraînement n'était pas désirable, sauf dans le cas de la MEF.

On remarque que les participants du premier groupe avaient, en pré-entraînement, une MEF moyenne et un moment M_z moyen comparables aux participants du deuxième groupe, alors que leur moment maximal en flexion était plus élevé. Durant l'entraînement par contre, les participants du premier groupe ont moins augmenté leurs moments maximaux aux épaules que ceux du deuxième groupe. L'écart entre les deux groupes est particulièrement marqué pour les moments maximaux en adduction et en rotation externe. En effet, il y a eu augmentation de 121 % du moment maximal en adduction entre le pré-entraînement et

l'entraînement pour le groupe 2, contre seulement 43 % pour le groupe 1. Au niveau du moment en rotation externe maximal, c'est une augmentation de 50 % qu'a connu le groupe 2, contre 16 % pour le groupe 1. Cette réalité est probablement associée au fait que les participants du groupe 1 ont reçu un moment de biofeedback (M_{BF}) moins important que ceux du groupe 2 puisqu'ils ont réussi à se rapprocher davantage de la MEF cible.

Les tableaux 6.7 et 6.8 présentent les valeurs moyennes des moments en flexion et en adduction maximaux des deux côtés pour chacun des quelques participants qui avaient réussi à se rapprocher du patron de MEF cible en post-entraînement (voir Figure 5.3). Les valeurs obtenues en pré-entraînement et en post-entraînement sont rapportées selon la convention (Q_2/Q_3) pour les deux quartiles. Encore une fois, les écarts positifs avec la valeur en pré-entraînement sont montrés en gras. Un écart positif avec le pré-entraînement n'était pas désirable.

Alors que ces participants ont augmenté leur MEF post-entraînement par en moyenne 5% du côté droit et 8% du côté gauche comparativement au pré-entraînement, leurs moments maximaux en flexion ont eu tendance à très légèrement augmenter dans Q_2 et à diminuer dans Q_3 . À l'inverse, les autres participants ont vu non seulement leur MEF post-entraînement diminuer par en moyenne 5% du côté droit et 9% du côté gauche comparativement au pré-entraînement, mais également leurs moments maximaux en flexion augmenter par 5%-10% dans les deux quartiles. Au niveau des moments maximaux en adduction, ils ont également augmenté de façon moindre chez les participants qui ont réussi à se rapprocher du patron de MEF cible en post-entraînement, et ils ont même diminué du côté gauche.

Tableau 6.6 Caractéristiques des six participants qui se sont le plus rapprochés de la MEF cible durant l'entraînement (groupe 1) versus les six participants qui se sont le plus écartés de la MEF cible durant l'entraînement (groupe 2)

Groupes	GROUPE 1			GROUPE 2		
Identifiant	S004, S005, S007, S009, S010, S016			S001, S006, S008, S011, S014, S018		
	Pré	Entraînement	Écart (% du Pré)	Pré	Entraînement	Écart (% du Pré)
$\Delta\text{MEF}_{\text{RMS}}$ moyenne (%)	14,7	12,4	-15,6	x13,7	19,4	42,3
MEF moyenne (%)	51,5	61,1	18,6	50,5	57,3	13,5
M_z moyen (Nm)	8,3	13,2	59,0	8,6	14,7	70,9
M_{BF} moyen (Nm)	NA	7,0	NA	NA	8,2	NA
$\max(M_{\text{flex}})$ (Nm)	15,3	19,9	30,1	12,1	18,1	48,8
$\max(M_{\text{add}})$ (Nm)	2,3	3,3	43,4	1,9	4,2	121,1
$\max(M_{\text{rect}})$ (Nm)	2,5	2,9	16,0	1,8	2,7	50,0
$\max(M_{\text{rint}})$ (Nm)	1,1	1,8	63,6	1,6	2,8	75,0

Pré : Moyenne des deux essais de pré-entraînement
 $\Delta\text{MEF}_{\text{RMS}}$: Déviation RMS avec le patron cible; MEF : Valeur de MEF; M_z : moment propulsif; M_{BF} : moment de biofeedback; $\max(M_{\text{flex}})$: moment maximal en flexion; $\max(M_{\text{add}})$: moment maximal en adduction; $\max(M_{\text{rect}})$: moment maximal en rotation externe; $\max(M_{\text{rint}})$: moment maximal en rotation interne

Tableau 6.7 Moments maximaux en flexion dans les quartiles Q₂/Q₃ en pré-entraînement et post-entraînement pour les participants qui ont réussi à se rapprocher de la cible de MEF en post-entraînement

	Côté droit (n=7)			Côté gauche (n=4)			
	Pré	Post	Écart (% du Pré)	Pré	Post	Écart (% du Pré)	
S004	17,1/16,2	17,0/11,7	-0,9/-27,4				
S005	17,4/16,2	14,6/13,6	-16,1/-16,0	15,1/14,7	14,2/12,3	-5,9/-16,4	
S006	8,5/7,4	7,9/6,9	-7,0/-7,1				
S007	15,5/14,7	19,0/17,9	22,4/22,2				
S008				11,8/11,9	10,5/9,8	-10,7/-17,4	
S010	22,3/18,8	25,3/16,1	13,5/-14,3	18,4/14,4	22,4/11,8	21,6/-18,3	
S013	19,9/19,0	19,3/16,8	-2,9/-11,7	14,2/9,9	14,3/13,3	0,3/34,5	
S015	9,4/8,9	8,3/7,7	-11,0/-13,0				
Moyenne de ces participants	15,7/14,4	15,9/13,0	1,3/-9,7	14,9/12,7	15,4/11,8	3,3/-7,1	
Moyenne des autres	14,1/11,9	14,8/12,7	5,0/6,7	12,7/11,2	14,0/11,8	10,2/5,3	

Tableau 6.8 Moments maximaux en adduction dans les quartiles Q₂/Q₃ en pré-entraînement et post-entraînement pour les participants qui ont réussi à se rapprocher de la cible de MEF en post-entraînement

	Côté droit (n=7)			Côté gauche (n=4)		
	Pré	Post	Écart (% du Pré)	Pré	Post	Écart (% du Pré)
S004	2,7/3,4	2,7/2,8	-1,3/-18,4			
S005	4,6/3,5	3,3/3,3	-27,3/-6,1	1.4/1.7	0.7/1.1	-51.7/-38.3
S006	0,6/1,2	-/1,5	-/24,3			
S007	0,9/1,2	3,0/3,4	212,3/185,4			
S008				1.9/3.1	1.8/2.3	-7.9/-26.5
S010	4,4/4,3	2,6/1,9	-41,6/-54,7	3.6/3.6	1.8/2.2	-50.9/-40.9
S013	5,1/5,7	5,4/5,6	7,3/-1,0	3.5/4.7	4.8/6.3	35.4/35.4
S015	3,2/3,6	3,3/3,9	0,6/7,9			
Moyenne de ces participants	3,1/3,3	3,4/3,2	9,7/-3,0	2.6/3.3	2.3/3.0	-11.5/-9.0
Moyenne des autres	2,2/2,2	2,6/2,4	18,2/9,1	2.2/2.2	2.9/2.8	31.8/27.3

6.3 Discussion

Les résultats présentés dans cette section du mémoire permettent d'évaluer comment l'entraînement avec rétroaction haptique complété dans le cadre de ce projet de maîtrise a influencé les moments générés par les épaules. Les moments en flexion/extension, rotation interne/rotation externe et abduction/adduction ont été calculés par dynamique inverse avant, pendant et après l'entraînement en utilisant la méthode de Dumas, Aissaoui et de Guise (2004).

Les patrons de moments observés dans le cadre de cette étude au niveau des épaules sont comparables en amplitude et en forme à ceux trouvés dans les études précédentes (Desroches, Aissaoui et Bourbonnais, 2008; Lin et al., 2004; Morrow et al., 2010; Sabick, Kotajarvi et An, 2004). Les différences, notamment au niveau du moment en rotation

interne/rotation externe, sont probablement attribuables à l'utilisation de modèles biomécaniques différents dans le calcul de la dynamique inverse, ainsi qu'au choix variable du système d'axe par rapport auquel les moments sont rapportés (ex : référentiel global, référentiel du tronc, référentiel de l'épaule). Dans cette étude, les moments ont été rapportés par rapport au système d'axes non-orthogonal utilisé par Desroches et al. (2010) qui tient compte de la position de l'humerus par rapport au tronc.

Durant l'entraînement, tous les moments observés aux épaules ont eu tendance à augmenter en amplitude par rapport au pré-entraînement. Cette observation est particulièrement vraie pour les moments maximaux en flexion (augmentation jusqu'à 58% à gauche et jusqu'à 45% à droite) et les moments maximaux en adduction (augmentation jusqu'à 117% à gauche et jusqu'à 85% à droite). L'influence de l'intensité de la rétroaction haptique sur l'amplitude des moments s'est ainsi directement fait sentir au niveau des moments maximaux en flexion observés durant les blocs d'entraînement. Cette observation est tout à fait logique puisque le moment de biofeedback M_{BF} , qui engendre la sensation de résistance lorsque le participant s'écarte du patron de MEF cible, est appliqué autour de l'axe passant par le moyeu de la roue. Or, cet axe est pratiquement parallèle à l'axe médio-latéral du corps, autour duquel sont calculés les moments en flexion à l'épaule.

Les moments dans les autres directions, soit en adduction et en rotation interne, ont également augmenté dû au fait que les muscles de l'épaule n'agissent pas unidirectionnellement. Qui plus est, la génération d'un moment à l'épaule dans une certaine direction, comme la flexion, nécessite en fait le travail coordonné de plusieurs muscles de la coiffe des rotateurs (Mulroy et al., 1996). Ces muscles seront activés simultanément pour générer le moment dans le plan désiré, mais également pour stabiliser l'articulation. Ainsi, l'augmentation des moments en flexion, directement liés à la présence d'un moment de biofeedback dans le cadre de notre étude, s'est également soldé par une augmentation des moments en adduction et, dans une moindre mesure, de ceux en rotation interne, particulièrement lorsqu'une rétroaction haptique de plus grande intensité était appliquée.

L'augmentation des moments aux épaules lors d'une augmentation de la MEF a déjà été documentée dans de nombreuses études (Bregman, van Drongelen et Veeger, 2009; Desroches, Aissaoui et Bourbonnais, 2008; Rankin et al., 2010; Veeger, 1999). Toutefois, dans le cadre de la présente étude, il est difficile de dissocier l'impact qu'a eu la rétroaction haptique comme telle sur les moments par rapport à l'impact qu'a eu l'augmentation de la MEF durant les blocs d'entraînement. On sait qu'il y a eu augmentation des forces mesurées à la roue durant l'entraînement par rapport au pré-entraînement (résultats non montrés). En effet, l'amplitude maximale de F_x et F_y double entre le pré-entraînement et le bloc d'entraînement BL5 présentant la rétroaction haptique la plus intense. On sait aussi que les participants qui ont eu tendance à se rapprocher davantage du patron de MEF cible durant l'entraînement ont reçu en moyenne un moment de biofeedback plus faible et ont connu en moyenne une augmentation moindre de leurs moments maximaux aux épaules durant l'entraînement par rapport au pré-entraînement. On peut donc en conclure que la présence d'une rétroaction haptique plus ou moins élevée a fort probablement une influence sur l'amplitude et l'augmentation des forces appliquées à la roue, ce qui se répercute aussi sur les moments aux épaules tel que l'avaient observé Koontz et al. (2002).

Qu'elle soit due à l'augmentation de la MEF ou à celle de l'intensité de la rétroaction haptique, l'augmentation des moments aux épaules demeure non désirable. Elle est associée à une accélération de l'apparition de la fatigue dans les muscles des membres supérieurs, à la création d'un possible déséquilibre musculaire, et à un risque accru de réduction de l'espace acromiohuméral (Desroches, 2008; Koontz et al., 2002; McMaster, Long et Caiozzo, 1991; Mercer et al., 2006). Mercer et al. (2006) ont observé que les sujets qui se propulsaient avec des moments en rotation interne plus élevés aux épaules avaient davantage de chance de montrer des signes de pathologies aux épaules lors des examens cliniques, alors que ceux qui se propulsaient avec des moments en abduction plus élevés présentaient en général un risque plus élevé de développer un épaississement du ligament coraco-acromial. Mulroy et al. ont rapporté, pour leur part, qu'une augmentation de l'activité des muscles fléchisseurs et rotateurs internes de l'épaule, alors que les muscles stabilisateurs de la coiffe des rotateurs sont déjà fatigués, accroît le risque de développer certaines pathologies secondaires de

l'épaule, telles que le pincement sous-acromial du tendon du sus-épineux (Mulroy et al., 1996).

Au niveau du post-entraînement, les moments sont tous revenus à peu près à la même amplitude qu'en pré-entraînement. En moyenne, les participants sont donc revenus à leur manière initiale de propulser presque directement après l'entraînement. Une remarque similaire avait été émise au chapitre 5 par rapport au patron de MEF. Les patrons de moments durant et après l'entraînement sont également restés fort comparables aux patrons avant-entraînement, signe que l'entraînement était peut-être de trop courte durée pour conduire à une réorganisation musculaire observable chez la majorité des participants. On peut penser qu'un entraînement de plus longue durée, répété sur plusieurs séances, conduirait à une réorganisation musculaire mieux établie qui modifierait à la fois le patron de MEF et les patrons de moments tant durant qu'après l'entraînement.

Néanmoins, huit participants ont continué à propulser avec un patron de MEF plus proche du patron de MEF cible, même en post-entraînement. Sept cas de ce type ont été observés sur le côté droit, et quatre sur le côté gauche. Trois participants ont montré un rapprochement de leur patron de MEF post-entraînement avec la cible des deux côtés. Or, il est particulièrement intéressant de remarquer que l'augmentation de MEF chez ces participants n'a pas conduit à une augmentation des moments maximaux en flexion et en adduction plus importante que celle observée chez les autres participants. Au contraire, les autres participants, qui ont connu en moyenne une diminution de leur MEF en post-entraînement par rapport celle en pré-entraînement, ont eu tendance à davantage augmenter leurs moments maximaux en flexion et en adduction. Ainsi, le cas de ces quelques participants semble supporter l'hypothèse de Desroches et al. (2008), selon laquelle il existerait une certaine fenêtre d'apprentissage à l'intérieur de laquelle on peut augmenter l'efficacité de la propulsion sans induire de chargements substantiellement plus élevés aux épaules.

Afin de tester à nouveau l'hypothèse de Desroches et al. (2008) avec des résultats qui seraient potentiellement partagés par un plus grand nombre de participants, on pourrait

songer à modifier le protocole expérimental proposé dans cette étude et/ou la configuration de la rétroaction haptique afin d'inclure des périodes de propulsion sans rétroaction haptique à l'intérieur de l'entraînement. La présomption sous-jacente à cette proposition est bien sûr que les participants maintiendraient une MEF supérieure à leur MEF pré-entraînement durant ces portions d'entraînement sans rétroaction haptique. Cette présomption est loin d'être vérifiée, mais l'idée mériterait d'être testée. Alternativement, en gardant la configuration de la rétroaction haptique telle qu'elle est présentement, mais en conduisant un entraînement plus long réparti sur plusieurs séances, il serait alors peut-être possible de voir une augmentation modérée de la MEF en post-entraînement chez un plus grand nombre de participants. Le post-entraînement étant conduit en l'absence de rétroaction haptique, cette phase de l'expérimentation est donc tout désignée pour observer les effets d'une augmentation de la MEF de l'ordre de 10-15% sur l'amplitude des moments aux épaules. Encore une fois par contre, l'éventualité que l'entraînement de plus longue durée permette un meilleur transfert des gains de MEF réalisés durant l'entraînement vers le post-entraînement demeure pour le moment incertaine. De futurs travaux de recherche menés sur le simulateur et sur différents programmes d'entraînement impliquant la rétroaction haptique contribueront certainement à statuer sur cette question.

6.3.1 Limites de l'étude

Les principales limitations de l'étude ont été présentées à la section 5.3.1. Certaines limites supplémentaires se rapportent cependant de manière plus directe aux résultats présentés dans cette section. Une première limite serait que les données de cinématique étaient obtenues à partir de marqueurs et de corps rigides qui étaient placés sur la peau. Lors des mouvements des participants, ces marqueurs externes pouvaient donc bouger, de l'ordre de quelques millimètres, par rapport aux repères anatomiques osseux en dessous. Pour les participants plus corpulents, l'erreur de positionnement des marqueurs ainsi que leur mouvement sur la peau, étaient amplifié. Le mouvement des marqueurs de cinématique sur la peau a pu modifier l'amplitude des moments de réaction à l'épaule, quoique l'erreur introduite n'ait pas été explicitement calculée. Le moment qui a probablement été le plus affecté est celui en

rotation interne/externe, puisque l'acromion a tendance à se déplacer substantiellement sous la peau lors des mouvements de rotation de l'épaule, alors que le marqueur externe ne bouge presque pas (Koishi et al., 2011). Une deuxième limite de cette portion de l'étude serait que les moments calculés par dynamique inverse ne représentent qu'une approximation globale des efforts articulaires et ne tiennent pas compte de l'effet des co-contractions musculaires. La présence de co-contraction musculaires peut conduire à l'obtention de moments de réaction articulaires très faibles, voire nuls, alors qu'une sollicitation importante est placée sur l'articulation. Afin d'obtenir les contributions musculaires individuelle, une analyse des signaux électromyographiques (EMG) de certains muscles choisis s'impose. Néanmoins, même sans analyse EMG, les modèles biomécaniques et la dynamique inverse ont été employés dans maintes études et constituent une méthode non-invasive fiable pour estimer globalement les sollicitations articulaires associées à la propulsion en fauteuil roulant manuel (Morrow et al., 2010).

Enfin, en plus d'outils et de méthodes d'entraînement telles que ceux présentés dans ce mémoire, plusieurs autres stratégies complémentaires ont été recommandées pour aider les utilisateurs de FRM à minimiser leurs efforts et ainsi mieux préserver leurs membres supérieurs. On pense notamment au maintien d'un poids santé et d'une bonne forme physique, à l'utilisation d'un fauteuil plus léger, à un positionnement judicieux du siège par rapport à l'axe des roues, et même à l'ajout de dispositifs d'assistance comme des leviers, des roues motorisées ou à l'utilisation des chiens d'assistance à la mobilité en FRM (Mercer et al., 2006; Gagnon et al., 2013). Ces stratégies complémentaires représentent autant de nouvelles avenues de recherche qu'il serait intéressant d'explorer dans le futur.

CHAPITRE 7

DISCUSSION GÉNÉRALE

Le principal but de cette étude était de tester les impacts de la rétroaction haptique au niveau de la MEF et des moments aux épaules lors d'une séance d'entraînement sur le simulateur de propulsion développé par Chénier (2012). L'étude a été menée auprès de 18 utilisateurs de FRM présentant une lésion de la moelle épinière. Les résultats démontrent que :

- Durant les blocs d'entraînement, la MEF a pu être augmentée, parfois significativement, avec une croissance allant jusqu'à 15,7% du côté droit et jusqu'à 12,4% du côté gauche par rapport au pré-entraînement. De plus, pour certains participants, la MEF a pu augmenter modérément par 5%-8% en post-entraînement par rapport au pré-entraînement. Pour la majorité des participants de l'étude, **l'hypothèse H1-1 est donc confirmée pour la portion entraînement. L'hypothèse H1-1 est aussi partiellement confirmée pour la portion post-entraînement**, mais seulement pour une partie des participants de l'étude.

- Le patron de MEF moyen des participants durant l'entraînement a eu tendance à dépasser le patron cible dans la première moitié de la phase de poussée normalisée et s'en rapprocher dans la deuxième moitié si l'on compare avec le pré-entraînement. Six participants ont réussi à se rapprocher davantage du patron de MEF cible des deux côtés durant l'entraînement. Cinq autres participants ont fait de même sur un seul côté. En post-entraînement, trois participants ont conservé un patron de MEF plus proche de la cible qu'en pré-entraînement des deux côtés. Cinq autres participants ont fait de même d'un seul côté. Pour la majorité des participants de l'étude, **l'hypothèse H1-2 est donc partiellement confirmée pour la portion entraînement. L'hypothèse H1-2 est aussi partiellement confirmée pour la portion post-entraînement**.

portion post-entraînement, mais seulement pour une partie des participants de l'étude.

- Les moments aux épaules, particulièrement ceux en flexion et en adduction, ont été augmentés significativement durant les blocs d'entraînement par rapport au pré-entraînement. Les moments aux épaules ont relativement peu changé entre le pré-entraînement et le post-entraînement, même pour les participants qui ont pu augmenter leur MEF en post-entraînement. Pour la majorité des participants de l'étude, **l'hypothèse H2 est donc infirmée pour la portion entraînement. L'hypothèse H2 est partiellement confirmée pour la portion post-entraînement**, mais seulement pour une partie des participants de l'étude.

De plus, la rétroaction haptique ayant été testée à cinq niveaux d'intensité différents dans un ordre aléatoire, les observations suivantes ont pu être mises de l'avant:

- Une intensité minimale de biofeedback haptique (ϵ calculé avec $BL \geq BL3$) est nécessaire pour produire un changement notable au niveau du patron de MEF naturel d'un individu;
- Les blocs d'entraînement avec une rétroaction haptique plus élevée ont conduit à une augmentation de la MEF plus importante. Par contre, la différence n'était pas très grande entre les blocs d'entraînement BL3, BL4 et BL5, surtout du côté droit où les valeurs de MEF obtenues ont atteint en moyenne 61,0%, 62,8% et 62,9% pour les trois niveaux dans les quartiles Q₂ et Q₃.
- Les moments aux épaules étaient davantage augmentés lors des blocs d'entraînement avec une rétroaction haptique plus élevée.

Les participants de cette étude ont donc généralement réussi à augmenter leur efficacité de propulsion (augmentation de la MEF) mais sans nécessairement effectuer un suivi parfait du patron de MEF cible. Qui plus est, il a été noté que les participants présentaient une certaine

variabilité intra-individuelle dans leur patron de MEF au pré-entraînement, de l'ordre de 8%, variabilité qui était aussi conservé dans leur patron de MEF durant et après l'entraînement. La présence de cette variabilité intra-individuelle, prise en compte au tableau 5.2 mais pas à la figure 5.1, explique probablement en partie pourquoi les courbes de MEF moyenne indiquent une convergence partielle vers le patron de MEF cible durant les entraînements à la figure 5.1, mais que les résultats de déviation quadratique moyenne entre le patron de MEF du participant et le patron cible ne diminuent pas vraiment entre le pré-entraînement et les blocs d'entraînement au tableau 5.2. En d'autres mots, si les participants arrivaient **en moyenne** à se rapprocher du patron cible dans la deuxième moitié de leur poussée durant les blocs d'entraînement, ils ne se rapprochaient pas du patron cible **à chaque cycle** puisque les cycles étaient et restaient variables. Conséquemment, les participants recevaient une certaine rétroaction haptique durant les entraînements du moment où leur patron de MEF s'écartait du patron cible. Cette rétroaction, qui engendre un moment de biofeedback (M_{BF}) en sens contraire au mouvement de la roue, a nécessairement contribué à faire augmenter les moments aux épaules, et plus particulièrement le moment en flexion.

Outre le fait que les paramètres de la rétroaction haptique, soit le patron cible MEF_T et le modulateur d'intensité ϵ , pourraient être optimisés suivant les indications de la section 5.3, il serait également possible de développer une nouvelle configuration de la rétroaction haptique qui serait un peu plus flexible par rapport au suivi du patron de MEF cible, mais qui serait aussi moins sensible à la variabilité naturellement présente dans la propulsion (MEF, angle de poussée) d'un individu. Une possibilité serait de procéder tel que proposé dans cette étude pour mesurer le patron de MEF naturel de la personne, puis pour définir le patron cible basé sur le patron naturel, mais de modifier l'équation du calcul de la rétroaction haptique afin qu'aucun moment de biofeedback ne soit fourni si la MEF du participant excède la cible modérément (équation 7.1).

$$M_{BF} = \begin{cases} \epsilon(\theta)(|MEF_T(\theta) - MEF|) & \text{si } MEF < MEF_T \text{ ou } MEF > MEF_T + \delta \\ 0 & \text{si } MEF_T < MEF < MEF_T + \delta \end{cases} \quad (7.1)$$

où δ représente une augmentation modérée de la MEF.

Par ailleurs, Chénier recommande dans sa thèse plusieurs autres stratégies pour améliorer la rétroaction haptique, basées non pas sur la recherche d'une MEF cible mais plutôt sur la minimisation des chargements aux épaules (Chénier, 2012). La logique est bien sûr de trouver le patron de propulsion qui diminue autant que possible les forces et moments aux épaules, qui sont directement liés au risque de blessures. Comme le mentionne Chénier, l'implémentation de ce type de rétroaction nécessiterait de pouvoir effectuer les calculs de dynamique inverse assez rapidement, sinon en temps réel, pour ensuite calculer les paramètres de la rétroaction haptique (MEF_T et ϵ) qui minimisent les efforts aux épaules, et enfin ajuster MEF_T et ϵ en continu durant l'expérimentation (Chénier, 2012). Cette proposition ouvre la porte à de nombreuses nouvelles questions de recherche, notamment sur la manière de choisir les paramètres de la rétroaction haptique pour arriver à minimiser les chargements aux épaules. De plus, comme la rétroaction haptique, dans sa forme actuelle, modifie elle-même les résultats de la dynamique inverse, le problème d'optimisation auquel Chénier propose de s'attaquer pourrait se complexifier. Il serait peut-être possible d'essayer de soustraire la contribution de la rétroaction haptique (moment M_{BF} appliqué au centre de la roue), qui se répercute à la fois sur les forces F_x et F_y et sur le moment M_z produits par le participant, avant de calculer la dynamique inverse et d'effectuer l'optimisation des paramètres de la rétroaction haptique. Cette piste reste toutefois à explorer plus en profondeur.

En ce qui concerne le post-entraînement, les changements entre ce stade de l'expérimentation et le pré-entraînement ont été minimes pour la moyenne des participants, tant au niveau de la MEF que des moments calculés aux épaules. Cette absence de changements pourrait être attribuable au fait que les participants étaient testés lors d'une seule séance d'entraînement, elle-même de durée relativement courte (cinq blocs de trois minutes). Un entraînement de plus longue durée, répété sur plusieurs séances, aurait peut-être donné un *post-effet* plus marqué. Un tel entraînement de plus longue durée pourra éventuellement être testé.

Pour finir, les données issues de ce projet de recherche pourraient prochainement être analysées sous de multiples autres facettes, et ainsi permettre une encore meilleure

compréhension de la rétroaction haptique et de ses effets. L'analyse des données d'électromyographie devrait permettre de cerner les différentes contributions musculaires et de mieux saisir pourquoi les moments aux épaules ont augmenté durant les blocs d'entraînement. L'analyse des données de cinématique pourra quant à elle servir à vérifier si la présence de rétroaction haptique et l'augmentation de la MEF conduisent à une modification de la technique de propulsion. En effet, plusieurs études de simulation (Bregman, van Drongelen et Veeger, 2009; Desroches, Aissaoui et Bourbonnais, 2008; Rankin et al., 2010; Veeger, 1999) ont pris pour acquis que la cinématique du membre supérieur ne serait pas affectée par l'augmentation de MEF, mais cette hypothèse mériterait d'être validée expérimentalement.

CHAPITRE 8

CONCLUSION

Cette étude fait suite au travail réalisé par Chénier pour concevoir un simulateur capable de fournir une rétroaction haptique en temps réel sur la propulsion d'une personne (Chénier, 2012). La rétroaction haptique a été testée expérimentalement dans le cadre de ce projet de maîtrise auprès de 18 utilisateurs de FRM présentant une lésion de la moelle épinière. Les participants ont pris part à une séance d'entraînement sur le simulateur et ont testé différentes intensités de rétroaction haptique. Durant l'entraînement, la rétroaction haptique a conduit à une augmentation de l'efficacité de la propulsion (augmentation de la MEF). En moyenne, elle a aussi conduit à un meilleur suivi du patron de MEF cible dans la portion 50%-75% de la poussée normalisée qu'avant l'entraînement. Toutefois, une augmentation des moments maximaux en flexion, en adduction et en rotation interne a été observée aux épaules durant les blocs d'entraînement.

En post-entraînement, le patron de MEF et les moments aux épaules ont très peu changé par rapport au pré-entraînement pour la moyenne des participants. Néanmoins, huit participants ont montré une modification positive de leur patron de MEF d'un côté (pour cinq participants) ou des deux côtés (pour trois participants) lors du post-entraînement par rapport au pré-entraînement. Une augmentation de la MEF d'en moyenne 5% a été observée du côté droit, et une augmentation similaire de 8% a été observée du côté gauche. Cette augmentation de l'efficacité de la propulsion en post-entraînement n'a généralement pas conduit à une augmentation des moments maximaux en flexion et en adduction observés aux épaules chez ces participants. Au contraire, les deux moments ont eu tendance à diminuer par rapport au pré-entraînement pour plusieurs des participants.

Plusieurs stratégies pourraient être utilisées dans de futures recherches pour améliorer l'entraînement et maximiser ses retombées. Optimiser les paramètres de la rétroaction

haptique, inclure des portions de propulsion sans rétroaction haptique durant l'entraînement, et reconfigurer la rétroaction haptique pour la rendre moins sensible à la variabilité naturelle de la propulsion sont quelques avenues qui pourraient être explorées. Alternativement, la rétroaction haptique pourrait être repensée afin de viser directement une diminution des forces et moments aux épaules au lieu d'une augmentation de l'efficacité de la propulsion (MEF), tel que le suggère Chénier en clôture de sa thèse (Chénier, 2012).

Au-delà de l'obtention de premiers résultats encourageants, ce projet aura permis de tester expérimentalement deux outils qui n'avaient jamais encore été validés auprès de vrais utilisateurs de FRM. Ces outils, soit le nouveau simulateur mis au point par Chénier (2012) et la rétroaction haptique définie et programmée dans le cadre de ce projet, ouvrent de nouvelles portes pour encadrer l'apprentissage, perfectionner et corriger la propulsion en FRM. La présente étude rappelle également l'importance d'enseigner les bases techniques de la propulsion aux nouveaux utilisateurs de FRM et de s'assurer qu'ils adoptent une poussée efficace afin de minimiser le risque de blessures secondaires. Les résultats de l'étude pourront certainement ajouter au bassin des connaissances actuelles dans les domaines de la réadaptation, du contrôle moteur, de la robotique et des asservissements.

Le présent travail innove à plusieurs niveaux. Tout d'abord, il a permis de tester les effets de la rétroaction haptique sur la cinétiqe et la cinématique de propulsion en FRM. Tel que mentionné précédemment, la rétroaction haptique n'avait encore jamais été testée dans le cadre de la propulsion du FRM. De plus, les résultats de la présente étude complémentent les résultats de nombreuses autres études déjà parues sur le sujet, dont celles qui ont testé les effets d'une rétroaction visuelle et/ou vocale dans le but d'améliorer différents paramètres de propulsion (de Groot et al., 2002; Kotajarvi et al., 2006; Rice et al., 2010; Richter et al., 2011). Qui plus est, la rétroaction haptique utilisée dans le cadre de ce projet a permis de guider en temps réel l'augmentation de la MEF vers certaines portions du cycle de propulsion. Au contraire, les études antérieures, dont celle de de Groot et al. (2002) et celle de Kotajarvi et al. (2006), ont utilisé la valeur moyenne de la MEF sur l'entièreté du cycle de propulsion pour diriger leurs participants vers une propulsion plus efficace. L'utilisation de la

valeur moyenne représente un guidage moins ciblé et moins sensible. Enfin, l'étude menée durant ce projet de maîtrise s'est attardée non seulement à une amélioration de la MEF, mais aussi à l'amplitude des chargements et sollicitations aux épaules. Le fait de tenir en compte les sollicitations articulaires pourrait permettre de tirer des analyses et des recommandations davantage dirigés vers l'enjeu global des douleurs aux épaules, qui se retrouve au fondement de ce projet de maîtrise. De futurs programmes d'entraînement à la propulsion en FRM avec rétroaction haptique pourront ainsi être développés en meilleure connaissance de cause.

Pour finir, le simulateur utilisé dans le cadre de ce projet de maîtrise comporte de nombreuses utilités, non seulement il offre une rétroaction haptique pour faciliter l'apprentissage d'un patron de propulsion optimisé, mais il réplique également les conditions de propulsion du terrain avec une certaine fidélité (Lalumière et al., 2014). Ainsi, le simulateur pourrait être employé dans de nombreuses autres études à venir, pour caractériser différents paramètres de propulsion auprès d'utilisateurs de FRM ou encore pour comparer la propulsion sur différents types de fauteuils manuels (certaines adaptations mécaniques requises). Une plateforme de réalité virtuelle sera prochainement interfacée avec le simulateur pour aider les participants intellectualiser plus facilement le comportement du simulateur. L'inclusion de cette plateforme de réalité virtuelle pourrait rendre la propulsion encore plus similaire entre le terrain et le simulateur. D'autres pistes d'améliorations sous considération incluent l'amélioration du modèle dynamique du simulateur pour tenir compte du mouvement du tronc, ainsi que le développement d'un système mécanique qui permettrait d'interfacer directement le fauteuil de chaque participant avec le simulateur au lieu de devoir utiliser un fauteuil standard pour tout le monde. Dans tous les cas, le simulateur testé dans le cadre de cette étude reçoit déjà de plus en plus d'intérêt de la part des scientifiques et industriels qui travaillent à l'amélioration des techniques et des outils de propulsion en FRM. Il pourra certainement trouver ses utilités tant en laboratoire qu'en centre de réadaptation dans les prochaines années.

ANNEXE I

CONTRIBUTION DÉTAILLÉE

Articles soumis ou accepté dans une revue avec comité de lecture:

1. Blouin, M., M. Lalumière, D. Gagnon, F. Chénier et R. Aissaoui. 2014 (accepté pour publication). « Characterization of the Immediate Effect of a Training Session on a Manual Wheelchair Simulator With Haptic Biofeedback: Towards More Effective Propulsion ». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*.

Articles de conférences:

1. Blouin, M., M. Lalumière, D. Gagnon, F. Chénier et R. Aissaoui. 2014. « A new manual wheelchair simulator with haptic biofeedback to improve propulsion effectiveness ». In *Proceedings of the Annual Conference of 2014 RESNA (Rehabilitation Engineering Society of North America)*. (Indianapolis, 13-15 juin 2014). Arlington (Va.): RESNA. Winning paper.
2. Lalumière, M., M. Blouin, F. Chénier, R. Aissaoui et D. Gagnon. 2014. « To what extent are spatiotemporal and handrim kinetic parameters comparable between overground and wheelchair simulator propulsions among long-term manual wheelchair users? ». In *Proceedings of the Annual Conference of 2014 RESNA (Rehabilitation Engineering Society of North America)*. (Indianapolis, 13-15 juin 2014). Arlington (Va.): RESNA. Honorable mention.

Agrégés soumis et acceptés pour présentation orale à des congrès:

1. Blouin, M., M. Lalumière, D. Gagnon, F. Chénier et R. Aissaoui. 2014. « Étude des effets d'un entraînement sur un simulateur offrant une rétroaction haptique: vers une propulsion en fauteuil roulant manuel plus efficace ». Présenté au *Colloque RéadaptATion de l'Association des établissements de réadaptation en déficience physique du Québec (AERDPQ)*, Laval, 8-9 mai 2014.
2. Blouin, M., D. Gagnon, M. Lalumière, F. Chénier et R. Aissaoui. 2014. « Exploring new training paradigms on a manual wheelchair simulator with haptic biofeedback to improve propulsion mechanical effectiveness ». Présenté au *Toronto Rehabilitation's 6th National Spinal Cord Injury Conference*, Toronto, 3-4 octobre 2014.

Agrégés soumis et acceptés pour présentation par affiche à des congrès:

1. Blouin, M., D. Gagnon, M. Lalumière, F. Chénier et R. Aissaoui. 2014. « Immediate impacts of a training session on a new wheelchair simulator with haptic biofeedback: an overlook on propulsion effectiveness and on net shoulder joint moments ». Présenté au *XXXVIe Symposium International du GRSNC en collaboration avec l'Équipe de Recherche en Réadaptation SensoriMotrice (ERRSM)*, Montréal, 12-13 mai 2014.
2. Blouin, M., M. Lalumière, D. Gagnon, F. Chénier et R. Aissaoui. 2014. « Caractérisation des effets d'un entraînement sur un simulateur offrant une rétroaction haptique: vers une meilleure efficacité de la propulsion en fauteuil roulant manuel ». Présenté au *Concours d'affiches portant sur les projets de recherche tenu dans le cadre de la journée Découverte à l'École de technologie supérieure*, Montréal, 19 mars 2014. Gagnante du 3^e prix.
3. Blouin, M., M. Lalumière, D. Gagnon, F. Chénier et R. Aissaoui. 2013. « Caractérisation des effets d'un entraînement sur un simulateur offrant une rétroaction haptique : vers une meilleure efficacité de la propulsion en fauteuil roulant manuel ». Présenté au *16e journée scientifique des étudiants, stagiaires et résidents du Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM)*, Montréal, 6 décembre 2013.
4. Blouin, M., D. Gagnon, et R. Aissaoui. 2012. « Étude et caractérisation des stratégies d'entraînement et des sollicitations à l'épaule lors de la propulsion manuelle en fauteuil roulant sur un simulateur avec retour haptique ». Présenté au *15e journée scientifique des étudiants, stagiaires et résidents du Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM)*, Montréal, 18 décembre 2012.

ANNEXE II

ARTICLE “CHARACTERIZATION OF THE IMMEDIATE EFFECT OF A TRAINING SESSION ON A MANUAL WHEELCHAIR SIMULATOR WITH HAPTIC BIOFEEDBACK: TOWARDS MORE EFFECTIVE PROPULSION”

Martine Blouin^{1,2}, Mathieu Lalumière^{3,4}, Dany H. Gagnon^{3,4,5,6}, Felix Chénier^{1,2,3,4} and Rachid Aissaoui^{1,2,5,6}, *Member, IEEE*

1. Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie, Centre de recherche du CHUM, Montreal, QC H2W 1T7, Canada
2. École de technologie supérieure, Montreal, QC H3C 1K3, Canada
3. École de Réadaptation, Université de Montréal, QC H3C 3J7, Canada
4. Pathokinesiology Laboratory, Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR), Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, Montreal, QC, Canada.
5. Quebec-Ontario Spinal Cord Injury Mobility (SCI-MOB) Research Group
6. SensoriMotor Rehabilitation Research Team (SMRRT, CIHR)

M. Blouin received research funding from the Fonds de recherche du Québec-Nature et technologies (FRQNT), from the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) and from the SensoriMotor Rehabilitation Research Team (SMRRT). D. Gagnon is supported by a Junior 1 Research Scholarship from the Fonds de recherche du Québec-Santé (FRQS). This work was financially supported by the Lindsay Rehabilitation Hospital Foundation.

Remarque: Cet article a été accepté pour publication le 6 juin 2014 dans la revue *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. Le manuscrit de l'article est rapporté dans cette annexe.

ABSTRACT

Eighteen manual wheelchair users (MWUs) with spinal cord injury participated in a training session on a new manual wheelchair simulator with haptic biofeedback (HB). The training aimed to modify participants' mechanical effective force (MEF) along the push phase to achieve a target MEF pattern slightly more effective than their pre-training pattern. More HB was provided if the participants' achieved MEF pattern deviated from the target. Otherwise, less HB was provided. The deviation between the participants' achieved MEF and the target, as well as the mean achieved MEF, were computed before, during and after the training session. During the training, participants generally exceeded the target pattern at the beginning of the push cycle and achieved it towards the end. On average, participants also increased their mean MEF by up to 15.7% on the right side and 12.4% on the left side between the pre-training and training periods. Finally, eight participants could modify their MEF pattern towards the target in post-training. The simulator tested in this study represents a valuable tool for developing new wheelchair propulsion training programs. Haptic biofeedback also provides interesting potential for training MWUs to improve propulsion effectiveness.

Index terms — Rehabilitation robotics, haptic interfaces, feedback, simulation, propulsion, wheelchairs, training, mechanical effective force (MEF), spinal cord injury.

NOMENCLATURE

BL	Biofeedback level (a coefficient involved in the computation of the biofeedback intensity modulator).
F_L, F_R	Tridimensional forces applied on the left/right rim.
F_{roll}	Rolling resistance force applied in the direction of the caster wheels orientation.
I_0	Total vertical moment of inertia of the user and wheelchair around the center of mass.
MEF_{ini}	Mean MEF pattern achieved during pre-training.
MEF_T	Target MEF pattern.
MVM	Maximum voluntary propulsive moment.
M_{HBL}, M_{HBR}	Haptic biofeedback moment on the left/right rim.
M_L, M_R	Tridimensional moments applied on the left/right rim.
Mz_{ini}	Mean propulsive moment (M_z) pattern achieved during pre-training.
M_{zL}, M_{zR}	Propulsive moment (moment about the wheel hub) applied on the left/right rim.
PA_{ini}	Mean push angle achieved during pre-training.
R	Radius of the wheel.
V_{ini}	Mean wheelchair linear velocity achieved during pre-training.
E	Biofeedback intensity modulator.
M	Mass of the user and wheelchair.
$\max(Mz_{ini})$	Maximum value of the Mz_{ini} pattern.
θ_L, θ_R	Angular displacement of the left/right wheel.
M	Floor coefficient of friction.
ω_L, ω_R	Angular velocity of the left/right wheel.
(%push)	Pattern normalized between 0% (beginning) and 100% (end) of the push phase.
(θ)	Pattern expressed as a function of the wheel angular displacement.
(t)	Pattern expressed as a function of time.
\overline{MEF}	Average value of MEF.
ΔMEF_{RMS}	Root-mean-square deviation between the participant's achieved MEF pattern and the target MEF pattern.

INTRODUCTION

Nearly one hundred million people worldwide currently rely on manual wheelchairs for locomotion [1]. These people grip and release their wheelchair handrims about 3,500 times a day [2]. Manual wheelchair propulsion is a functional activity involving repetitive and strenuous movements, which increases the risk of developing shoulder impairments [2]–[5]. When shoulder integrity is impaired, activities of daily living become increasingly difficult to perform and functional mobility is often compromised [6], [7]. Therefore, prevention of shoulder impairments through proper propulsion technique training is strongly advised [6]–[9].

The Consortium for Spinal Cord Medicine released clinical practice guidelines for minimizing upper limb risk exposure and preserving upper limb integrity among manual wheelchair users (MWUs) [6]. This consortium group recommended using long smooth strokes with low force, low frequency and a high push angle when propelling a manual wheelchair [6]. Cowan *et al.* also recommended teaching MWUs how to reduce total propulsion forces, while maintaining sufficient velocity for safe and successful participation in the community [8].

In an attempt to reach a compromise between speed, force, cadence and push angle, careful attention has been given to propulsion effectiveness in the last 20 years [4], [5], [10]–[15]. Propulsion effectiveness is often expressed using the mechanical effective force (MEF) parameter. The MEF is defined as the squared ratio between the force applied tangentially to the handrims, which contributes directly to the motion of the wheelchair, and the total force [4], [13], [16]. A few years ago, it was suggested that MEF could be increased by about 10% without substantially changing shoulder kinetics [13]. A moderate increase in MEF could allow MWUs to reduce their total propulsion force, and probably their risk of developing shoulder overuse injuries, while maintaining the same speed performance [11], [13].

In the past 15 years, a few research groups have suggested training programs that sometimes resulted in an increase in propulsion effectiveness [5], [10], [11]. Dallmeijer *et al.* tested the impact of a 7-week, 30 minutes per day/3 times per week training program at 50% and 70% heart rate reserve among healthy individuals, and found an increase in MEF for both the experimental and control groups [5]. Kotajarvi *et al.* and de Groot *et al.* tested the effect of visual feedback with the aim of increasing the fraction effective force (FEF), a parameter equivalent to the square root of MEF, among their participants [10], [11]. While de Groot *et al.* observed that the mean FEF increased from 71%-76% to 90%-97% in their experimental group of 10 healthy individuals between the pre-test and the last training session (equivalent to a 31%-36% increase in mean MEF) [11], Kotajarvi *et al.* noticed no change in propulsion effectiveness with or without visual feedback among their group of 18 experienced MWUs with T4-L2 spinal cord injury [10]. Kotajarvi *et al.* concluded that the use of a visual feedback might not be optimal for improving propulsion effectiveness in experienced MWUs [10].

Aside from these limited and somehow contradictory successes, Kotajarvi *et al.* and de Groot *et al.* instructed their participants to increase their mean FEF as much as possible [10], [11]. However, an unrestricted increase in propulsion effectiveness (FEF or MEF) has been associated with an undesirable rise in the load sustained by the shoulders [13], [17]–[19]. In addition, de Groot *et al.* observed that an unrestricted increase in FEF led to significantly lower gross mechanical efficiency [11], meaning that the participants' energy expenditure was increased during propulsion at a given power output level. Finally, both Kotajarvi *et al.* and de Groot *et al.* chose to simultaneously display other propulsion variables, such as speed [10], [11] and power output [10] in addition to the FEF during their training sessions. These extra variables may have distracted participants from their main focus of attention and made learning and acquiring motor skills more complex [9].

To overcome the above-mentioned limitations, we searched for a feedback method that would provide real-time indication of propulsion effectiveness over the entire push phase. We also wanted to guide participants towards a specifically targeted MEF pattern without

displaying much visual information. Haptic biofeedback (HB) is an alternative form of sensory feedback that has been successfully used with movement and force sequence pattern teaching [20], as well as upper limb rehabilitation among people with post-stroke hemiparesis [21]. HB uses the sense of touch, including the perception of forces and movements, to provide information to an end user. In spite of its recent advancements, HB has never been tested in the context of manual wheelchair propulsion, nor has it been evaluated as a tool for stimulating improvement in propulsion effectiveness.

Our team recently developed a unique wheelchair simulator (Fig.1) that provides real-time HB on MEF achieved throughout the push phase [22]. The simulator allows researchers to measure a participant's usual MEF pattern at a natural self-selected velocity without HB; it then enables a new and improved target MEF pattern to be defined featuring slightly greater propulsion effectiveness. When activated, HB will artificially increase the apparent rolling resistance of the wheelchair as the participant's MEF pattern deviates from the target pattern. Higher rolling resistance itself was found to increase both work load and MEF [9], [10]. However, as the participants get closer to the desired target pattern, the resistance progressively decreases and cannot influence the achieved MEF anymore. The first objective of this study is to investigate whether HB can lead MWUs to dynamically modify their MEF and move towards a chosen target MEF pattern during a single wheelchair simulator training session. The second objective is to assess the immediate post-effect of the training session on the MEF. We hypothesize that the HB training will lead the participants to change their MEF pattern towards the chosen target pattern during the training session itself (H1). We also hypothesize that the participants will maintain their new MEF pattern immediately after training (H2).

Fig.1 (figure 0.1 from this Master's thesis) here

DESCRIPTION OF THE SIMULATOR

All the experimental tasks were performed on the haptic simulator previously presented in Chénier *et al.* [22]. Fig. 2 schematically shows how the simulator works. The user generates tridimensional forces (F_L, F_R) and moments (M_L, M_R) that are respectively measured by the left (L) and right (R) instrumented wheels (SmartWheel, Three Rivers Holdings, LLC). Force and moment data are immediately transferred to a computer running a real-time operating system (xPC Target, The Mathworks Inc.). The wheel angular displacement (θ_L, θ_R), defined as the difference between the current wheel angular position and the wheel angular position at the beginning of the push phase, is also computed in real time from the data provided by two encoders integrated onto the instrumented wheels.

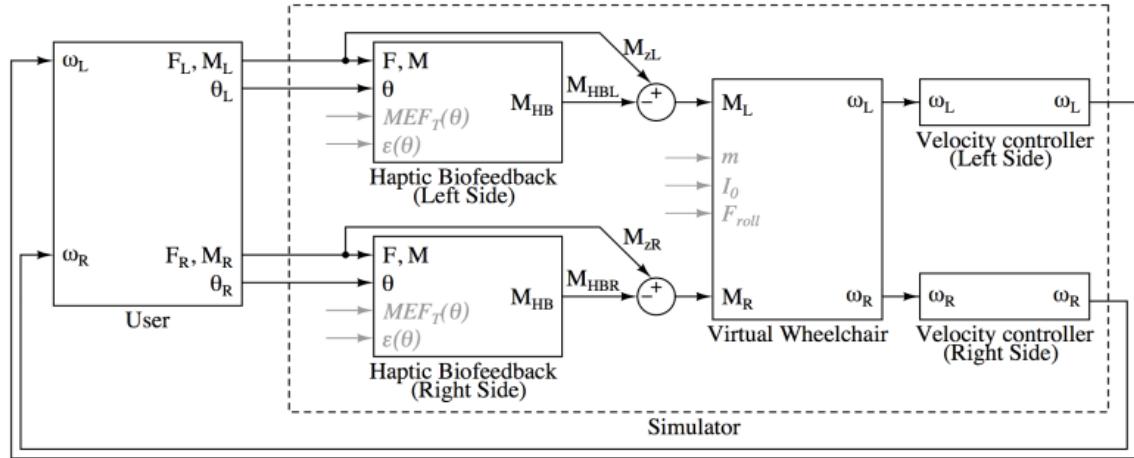


Fig. 2 Haptic simulator control schematics

When the haptic biofeedback is disabled ($M_{HBL} = M_{HBR} = 0$), the propulsive moments M_{zL} and M_{zR} , generated by the user about the wheel hub, are used as the input for the dynamic model of a virtual wheelchair. The dynamic model, presented in [23], estimates the angular velocity of each rear wheel (ω_L, ω_R) of a virtual wheelchair propelled on a level-ground surface based on the propulsive moments M_{zL} and M_{zR} . Velocity controllers ensure that the angular velocities of the real wheelchair rear wheels match those of the virtual wheelchair rear wheels, so that a complete haptic loop is defined between the user and the simulator.

The virtual wheelchair is defined by three parameters [23]: the total mass of the user and wheelchair (m), the total vertical moment of inertia of the user and wheelchair around their center of mass (I_0), and the rolling resistance force (F_{roll}) applied in the direction of the caster wheels orientation [24]. In the present study, parameters m , I_0 and F_{roll} were defined as follows: m was set to the total mass of each participant and personal wheelchair, I_0 was set to an average moment of inertia computed with 10 subjects in an earlier study [23], whereas F_{roll} was computed using $F_{roll} = \mu \cdot m \cdot g$, with μ being an average coefficient of friction of 0.0138 N/N and g being the gravity constant 9.81 m/s^2 [23]. Note that F_{roll} equation is technically that of a sliding force. However, considering that Chenier *et al.* found very similar μ values for all their participants when normalizing F_{roll} by the weight of the user and wheelchair ($m \cdot g$) [23], we estimate that the equation provides a good approximation of the F_{roll} parameter. As for I_0 , its value has minimum impact on the wheelchair behavior as long as the propulsion occurs mostly in a straight line [23].

When the haptic biofeedback is enabled, biofeedback moments (M_{HBL} , M_{HBR}) are subtracted from the propulsive moments (M_{zL} , M_{zR}). The direct effect of M_{HBL} and M_{HBR} is to increase the perception of resistance when the user pushes on the handrims. For example, if M_{HBL} increases from 0 Nm to 5 Nm, then the user will have to generate an additional 5 Nm on the left wheel to maintain the same wheelchair linear velocity, resulting in a feeling of higher resistance on the left side. Biofeedback moments (M_{HB}) are computed in real time for each side separately. The magnitude of these moments is dependent on the wheel angular displacement (θ) and is based on the difference between the actual MEF pattern and the target MEF pattern (MEF_T):

$$M_{HB} = \varepsilon(\theta) |MEF - MEF_T(\theta)| \quad (1)$$

where:

$$MEF = \frac{(M_z/R)^2}{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad (2)$$

and where:

- $\varepsilon(\theta)$ and $MEF_T(\theta)$ are parameters of the haptic biofeedback that will be described in section III.E;
- F_i and M_i are the forces and moments applied by the user on axis i in Newtons and Newtons-meters, x being the anteroposterior axis, y being the vertical axis, and z being the mediolateral axis;
- R is the handrim radius in meters.

This means that, if the user follows the target MEF pattern exactly, no biofeedback moment will be generated. However, the user will feel more resistance as the MEF achieved deviates from the target MEF. We hypothesize that, by searching for the less strenuous propulsion pattern (i.e. the pattern that offers less resistance), the user will be able to change his MEF pattern towards the target MEF pattern.

METHODS

Participants

Eighteen long-term MWUs (16 men, 2 women) with spinal cord injury participated in this study. Inclusion criteria were adult MWUs diagnosed with complete or incomplete spinal cord injury (AIS A, B or C) between vertebrae C7 and L1 for three months or longer, who used a wheelchair as a primary means of mobility, who measured between 1.55 and 1.90 meters in height, and who were able to perform wheelchair-to-wheelchair transfers independently with or without the use of a transfer board. Participants were excluded from the study if they had any history of pressure ulcers on the buttocks, or if they reported any pain that could have hindered their propulsion biomechanics. The project was approved by the research ethics committees of the École de technologie supérieure (ÉTS) and the Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal (CRIR).

Collection of participant information

Participants were weighed with their own wheelchair using an adapted scale (Health o meter, Balance Bourbeau Inc.). The wheelchair weight was also recorded separately. Participants then completed two questionnaires on their ability to perform physical exercise using the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q) [25] and their self-reported pain level at the shoulders using the Wheelchair User Shoulder Pain Index (WUSPI) [26]. All participants reported being able to perform physical activity and none of them had a WUSPI score higher than 3.9/10 in the categories ‘Pushing your chair for 10 minutes or more’ and ‘Pushing up ramps or inclines outdoors’. Moreover, all participants considered their shoulder pain level low enough to go on with the training session.

Maximum voluntary propulsive moment (MVM)

Participants were provided assistance to transfer from their personal wheelchair to the *Invacare Ultralight A4* wheelchair mounted on the simulator (seat width=44 cm, seat height from ground= 57 cm, diameter of wheels = 24", camber angle = 0°). Their own seat cushion was used. The backrest angle was adjusted as close as possible to that of the participant’s personal wheelchair. Force sensors (OCS-2 digital hanging scale, Scales Plus, 50 kg/490 N capacity) were attached tangentially to the wheels and then fixed to the simulator base (Fig. 3). Participants were then asked to push on the rims and gradually reach their maximum force over 3-5 seconds. Maximum force was recorded on each side for two trials. Maximum force was transformed into MVM by multiplying it by handrim radius (0.275 m).

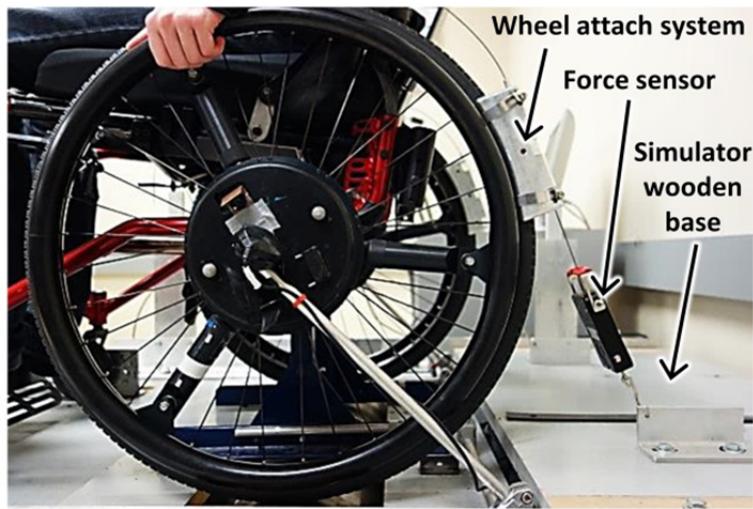


Fig. 3 Force sensor setup during the MVM measurement experiment

Pre-training

Parameters m , I_0 and F_{roll} , as previously defined for this study in section II, were programmed in the simulator for each participant. This allowed to best replicate, for each participant, the kinetics of propelling his own wheelchair on a level-ground vinyl tiled floor. Participants were first asked to propel freely on the simulator for one minute in order to become familiar with this new environment. Two pre-training trials without HB were then conducted at the participant's self-selected comfortable velocity for one minute each. The forces and moments applied on the handrims were recorded bilaterally at 240 Hz for the last 30 seconds of each trial. The mean linear velocity reached during each of the two 30-second acquisition periods was calculated. If the mean linear velocity varied by more than 10% between the two trials, a third trial was recorded and trial 1 was discarded.

The MEF(t), expressed as a function of time, was calculated from (2) for every push in each of the two trials retained. The push phase was identified with a dual threshold method applied on the total resultant force. The onset of the push phase was detected when the resultant force exceeded the threshold of 15N, whereas the offset of the push phase was detected when the resultant force fell below the threshold value of 5N. These thresholds were found

experimentally [27]. The MEF(t) patterns were then time normalized between 0% and 100% of the push phase to create MEF(%push) patterns.

Then, the 10 most repeatable pushes completed in each pre-training trial (20 pushes overall) were identified and their MEF(%push) patterns were averaged to create the mean MEF pattern achieved during pre-training ($MEF_{ini}(\%)$). The most repeatable pushes were identified using a method that minimizes the root-mean-square deviation between the time-normalized propulsive moment patterns ($M_z(\%)$). This method is similar to that used by Kabada *et al.* to quantify the repeatability in gait cycles [28]. The mean linear velocity reached during pre-training (V_{ini}) and the mean push angle (PA_{ini}) were also calculated from the same selected 20 pushes. The push angle was defined as the angular displacement of the wheel, in degrees, between the onset and the offset of the push phase, detected from the dual threshold method introduced in the previous paragraph. All calculations were performed separately on the left and right sides.

Configuration of the haptic biofeedback

A normalized version of the target MEF pattern ($MEF_T(\%)$) was first defined from $MEF_{ini}(\%)$ using two half Gaussian functions (Fig. 4a). The maximum value of $MEF_T(\%)$ was set equal to $MEF_{ini}(\%)$ maximum value plus 10%, with both maxima localized at the same time-normalized position. Also, $MEF_T(\%)$ was set equal to $MEF_{ini}(\%)$ between 0%-10% and 90%-100% of the normalized push phase. Finally, because the haptic feedback equation (i.e., Eq. (1)) requires MEF to be expressed in terms of the wheel angular displacement (θ), $MEF_T(\%)$ was resampled to $MEF_T(\theta)$, defined between $\theta = 0$ degrees and $\theta = PA_{ini}$ (Fig. 4b). The resampling was performed considering 0 degrees = 0% and PA_{ini} degrees = 100%.

To fully configure the HB according to (1), a biofeedback intensity modulator ϵ was also required. The role of ϵ is to directly modulate the intensity of the HB during the push. The greater the ϵ is, the more important the M_{HB} biofeedback moment is for a given difference between the actual MEF and MEF_T . As for MEF_T , a normalized version of the biofeedback

intensity modulator ($\epsilon(\%push)$) was first defined. Pattern $\epsilon(\%push)$ was chosen proportional to three parameters as described by (3). These parameters were the mean bilateral maximum voluntary propulsive moment (MVM), the mean time-normalized propulsive moment pattern achieved on each side during pre-training ($Mz_{ini}(\%push)$) divided by its maximum value ($\max(Mz_{ini})$), and finally a biofeedback level (BL) (Fig.5a). This triple-proportional method allowed for the HB to be personalized for each participant with respect to strength ability. Since it was considered that a less stable contact would exist between the hand and the wheel in the early-beginning and late-end portions of the push phase, $\epsilon(\%push)$ was set to zero between 0%-10% and 90%-100% of the time-normalized push phase. During these two periods, no biofeedback was provided. Finally, because the biofeedback equation also requires ϵ to be expressed in terms of θ , $\epsilon(\%push)$ was resampled to $\epsilon(\theta)$ (Fig.5b) with the same methodology as for $MEF_T(\theta)$.

Fig.4 (figure 4.2 from this Master's thesis) here

$$\epsilon(\%push) = BL \cdot MVM \frac{Mz_{ini}(\%push)}{\max(Mz_{ini})} \quad (3)$$

Fig.5 (figure 4.3 from this Master's thesis) here

Training with haptic biofeedback

Training was divided into five 3-minute blocks. Two-minute rest periods were included after each block. During the training blocks, five different biofeedback levels (BL1 to BL5), with $BL \in [0.33, 0.67, 1, 1.33, 1.67]$, were presented in a randomized order. The biofeedback level values were chosen so that M_{HB} would represent at most 5%, 10%, 15%, 20% and 25%

of the participant's MVM. The force and moment data were recorded during the last 30 seconds of each 3-minute training block. HB was enabled 3 seconds after the beginning of each training block and was kept active until the end of the block. Participants were told that they had to push more tangentially on the handrims to increase their MEF, match their target MEF pattern and consequently feel less resistance. Participants were also instructed to always strive for the lowest resistance possible, which indicated that their actual MEF pattern was coming closer to the target pattern $MEF_T.$,

In addition to the HB, a visual feedback was provided to the participants during all five training blocks to help them control their average wheelchair linear velocity and keep it close to the velocity achieved during pre-training (V_{ini}). The V_{ini} value was displayed as a thick dark green line. A green zone ranging from $V_{ini} +/- 1 SD$ and an orange zone ranging from $V_{ini} +/- 2 SD$, with SD being the standard deviation on V_{ini} , were also present as extra visual feedback indications. Participants were instructed to maintain their linear velocity within the green zone interval, as close as possible to the thick dark green line. Participants were therefore asked to control their wheelchair linear velocity during the training with the help of the visual feedback, while trying to modify their MEF pattern towards the target pattern with the help of the haptic biofeedback. Visual feedback was limited to velocity information and all feedback on the MEF was provided through the HB during all five training blocks.

Post-training trials

After a 2-minute rest period, two post-training trials without HB lasting one minute each were conducted with the same methodology used during pre-training. Visual feedback on the linear velocity was also provided with the same instructions as those received for the training trials.

Post-experiment data analysis

Data analysis was conducted separately on the left and right sides. Collected raw force and moment data were filtered using an 8th order Butterworth low-pass filter with a 30 Hz cutoff frequency [29]. Pushes were identified using the dual threshold method presented earlier and MEF(t) was calculated using (2). The MEF(t) patterns were time-normalized to create MEF(%push) patterns, and the 10 most repeatable pushes from each pre-training, training and post-training trial were identified using the method that minimizes the root-mean-square deviation on $M_z(\%)$ presented earlier. The mean wheelchair linear velocity, mean biofeedback moments (M_{HB}) and mean power output generated by the wheelchair user during pre-training, training and post-training were also calculated from the same selected pushes. Power output was computed by multiplying $M_z(\%)$ by the wheel angular velocity.

The MEF(%push) patterns of the selected pushes were subsequently divided into four quartiles: $Q_1=0\%-25\%$; $Q_2=25\%-50\%$; $Q_3=50\%-75\%$ and $Q_4=75\%-100\%$. Analysis was primarily conducted on quartiles Q_2 and Q_3 simply because the HB was always active in this portion of the push, and because most of the propulsion effort was provided in the middle of the push. For each of the 10 pushes selected in each trial, parameters \bar{MEF} and ΔMEF_{RMS} were computed in quartiles Q_2 and Q_3 . \bar{MEF} was the average value of MEF(%push) in the quartile, and ΔMEF_{RMS} was the root-mean-square deviation between MEF(%push) and $MEF_T(\%)$ in the quartile. In each case, a lower value of ΔMEF_{RMS} indicated a stronger similarity between the achieved MEF and the target MEF pattern in the quartile. Finally, the ten \bar{MEF} and ΔMEF_{RMS} values calculated in each quartile for each trial were averaged to facilitate comparisons.

Statistical analysis

Data distribution was checked using Lilliefors tests and normality could not be assumed. Therefore, non-parametric statistics were used. A Wilcoxon signed-rank test was conducted on mean wheelchair linear velocity, mean power output, \bar{MEF} and ΔMEF_{RMS} values between

each of the five training trials and the mean of the two pre-training trials (5 comparisons). A signed-rank test was also conducted between the mean of the two post-training trials and the mean of the two pre-training trials (one comparison). To account for a possible increase in type-I errors, the significance level α of 0.05 was divided by the number of comparisons (total of 6), which resulted in an adjusted α of 0.0083. Each side (left or right) was analyzed separately. For \overline{MEF} and ΔMEF_{RMS} , each quartile (Q_2 and Q_3) was also analyzed separately.

Next, a Friedman test comparing the five training trials was conducted on \overline{MEF} and ΔMEF_{RMS} values to investigate the effect of the intensity of the training. If one of the Friedman tests yielded a significant result ($p<0.05$), a post-hoc contrast analysis was performed using Wilcoxon signed-rank tests with Bonferroni correction. Each side (left or right) and each quartile (Q_2 and Q_3) was analyzed separately.

RESULTS

Participants

Table I reports the participants' main characteristics. Time since injury varied considerably among the participants (2.5 to 38 years). Average MVMs and $\max(Mz_{ini})$ values were very similar on both sides in this population. All participants were right handed.

Table I (tableau 4.1 from this Master's thesis) here

Velocity, feedback intensity and power output

The mean biofeedback moments (M_{HB}) and mean power output progressively increased for training blocks with higher intensity feedback (Table II). Power output was also significantly

higher during the training blocks compared to the pre- and post-training ($p \leq 0.007$). Mean wheelchair linear velocities remained equivalent or slightly decreased during the training. All three parameters (i.e., velocity, M_{HB} and power output) were on average slightly higher on the left side.

Table II (tableau 5.1 from this Master's thesis) here

Deviation from the target MEF during the training compared to the pre-training

The MEF(%push) patterns achieved by all participants were averaged. These left and right sides patterns are shown in Fig. 6 for the mean of the two pre-training trials, the mean of the two post-training trials and training blocks BL1, BL3 and BL5. Participants generally surpassed the target pattern $MEF_T(\%)$ during the training in quartiles Q_1 and Q_2 . In Q_3 , the MEF(%push) patterns achieved by the participants during the training blocks generally followed the target $MEF_T(\%)$, despite being slightly lower. This was especially true on the right side and for training blocks with a higher biofeedback level.

Table III displays ΔMEF_{RMS} scores calculated for each trial on each side. No significant differences in ΔMEF_{RMS} scores were found neither between the pre-training and the training, nor between any pairs of training blocks ($p \geq 0.1$). Nevertheless, lower ΔMEF_{RMS} scores were generally seen at higher biofeedback levels ($BL \geq BL3$) in quartile Q_3 . ΔMEF_{RMS} increased slightly in quartile Q_2 during the training compared to the pre-training. In quartile Q_3 , ΔMEF_{RMS} scores calculated for the training blocks on both sides were relatively equal to the ones calculated for the mean of pre-training trials, while a slight decreasing trend was observed on the right side.

Fig. 6 (Table 5.2 from this Master's thesis) here

Table III (tableau 5.3 from this Master's thesis) here

Typical cases of MEF patterns observed during the training in relation to the target MEF pattern

Three main reactions to the HB were observed among participants during the training phase. These three cases are illustrated in Fig. 7 and represent the learning spectrum. Six participants succeeded in changing their MEF pattern to follow the target pattern on both sides during most training blocks (Fig. 7a). Four other participants managed to do the same on the right side only. One participant was successful on his left side only.

The first extreme of the learning spectrum is represented by a participant who had a very high increase in MEF during the training and surpassed the target $MEF_T(\%push)$ (Fig. 7b). This participant exceeded the target only on his right side. One other participant also reacted with a pattern similar to the one in Fig. 7b, but the MEF increase on both sides was much lower.

Another learning spectrum extreme is represented by a participant who decreased his MEF considerably during the training trials compared to the MEF achieved during pre-training (Fig. 7c). This participant featured a Fig. 7c type pattern on his left side only. Overall, only one participant reacted to the HB by decreasing his MEF on both sides during most training blocks. Four other participants, including those depicted in Fig. 7b and Fig. 7c, also decreased their MEF during the training, but only on their left side. Lastly, one participant

featured almost no change in his MEF achieved during the training period compared to his average pattern achieved during pre-training.

Fig.7 (figure 5.2 from this Master's thesis) here

Evolution of the mean MEF during the training

Table IV displays \overline{MEF} values calculated for each trial and on each side. The biofeedback level seemed to have a significant impact on \overline{MEF} in both Q_2 and Q_3 quartiles and on both sides ($p \leq 0.02$). Significant increases in \overline{MEF} were found between the pre-training trial and training blocks BL3, BL4 and BL5 on the right side ($p \leq 0.001$). On the left side, \overline{MEF} was significantly higher during training block BL5 in quartile Q_2 , and demonstrated a tendency to increase between the pre-training trial and training blocks BL3, BL4 and BL5 in quartile Q_3 ($p \leq 0.06$). \overline{MEF} increased by about 3%-4% more in quartile Q_2 compared to quartile Q_3 , and on the right side compared to the left.

Table IV (tableau 5.3 from this Master's thesis) here

Post-training outcomes

\overline{MEF} decreased slightly during the post-training compared to the pre-training on the left side, and remained equivalent on the right side (Table IV). The \overline{MEF} decrease led to a non-significant increase in ΔMEF_{RMS} (Table III), especially on the left side.

Eight participants succeeded to modify their MEF pattern towards the target pattern even during the post-training period (Fig. 8, Case (a)). Four individuals increased their left side \overline{MEF} by an average of 8% in both quartiles Q_2 and Q_3 . Seven individuals increased their right side \overline{MEF} by an average of 5% in the two same quartiles. Three of these participants improved their \overline{MEF} on both sides. The remaining participants (Fig. 8, Case (b)) mainly decreased their \overline{MEF} by an average of 9 % on the left side and 5% on the right side.

Fig.8 (figure 5.3 from this Master's thesis) here

DISCUSSION

The HB training session led participants to modify their MEF pattern and become more effective during the push phase while propelling the wheelchair mounted on the simulator. HB, as configured in this study, appears to bring the average achieved MEF pattern closer to the target MEF pattern within a limited portion of push phase (quartiles Q_3). Results also tend to show that the HB must be strong enough (i.e., $BL \geq BL3$) to produce a substantial change relative to MWUs' pre-training MEF patterns. However, group post-training outcomes indicate that the HB and the training configuration (e.g. duration of training and rest period, number of training sessions) still need to be refined before the majority of the participants could keep their new MEF pattern after the training.

In terms of tracking the target MEF pattern, group average patterns from Fig. 6 generally exceeded the target in quartile Q_2 and converged towards it in quartile Q_3 . Interestingly, this exceeding/converging trend appears to be exacerbated at higher biofeedback levels. The results of ΔMEF_{RMS} from Table III, especially the ones for the left side in Q_3 , but also the ones for the right side in Q_2 and Q_3 , tend to support the classification of biofeedback levels into two groups with lower intensity (BL1-BL2) and higher intensity (BL3-BL4-BL5). Another example of this type of trend can be seen in Fig. 6. This figure shows that the

MEF(%push) patterns achieved during training block BL1 on both sides are very similar to the MEF_{ini}(%push) patterns, while the MEF(%push) patterns for training blocks BL3 and BL5 are considerably different. Therefore, it appears that sufficient biofeedback (BL \geq BL3) is needed to produce a noticeable change in most MWUs' habitual MEF pattern. Lower biofeedback intensities (BL1 or BL2) may not be perceptible enough to drive most MWUs towards greater propulsion effectiveness. Alternatively, more intense training with HB such as that introduced during BL4 or BL5 might not bring a very considerable gain in MEF when compared to training with BL3 intensity.

When analyzing quartile Q₃ in Table III, we observe a minimal decrease in Δ MEF_{RMS} scores between the training and the pre-training trials. However, when examining Fig. 6 in the same quartile, we see that the mean MEF(%push) patterns achieved during training, especially during training blocks BL3 and BL5, tend to converge towards the target MEF_T(%push). This apparent contradiction is probably due to the presence of a natural inter-cycle variability in each participant's propulsion during the experimental trials. To provide an example of this natural inter-cycle variability, the participants' mean standard deviation of their 20 selected pre-training MEF patterns was equal to 7.9% in Q₂ and 7.7% in Q₃ on the right side (similar results for the left side). The calculation of Δ MEF_{RMS} partly takes this inter-cycle variability into account since the root-mean-square deviation with the target MEF pattern is computed for each selected push before being averaged. Conversely, Fig. 6 only displays the average MEF achieved in a trial. From these observations, it appears that HB is generally able to drive most MWUs' average MEF patterns towards the target pattern, especially between 50%-75% of the normalized push phase, but does not eliminate the natural inter-cycle variability in each user's propulsion.

The $\overline{\text{MEF}}$, M_{HB} and power output results contribute to a better understanding of the behavior of the achieved MEF patterns towards the target MEF_T. $\overline{\text{MEF}}$ increased by up to 15.7% on the right side and 12.4% on the left side, which is lower than the equivalent 31% to 36% increase observed in de Groot *et al*'s study among healthy individuals with no previous history of manual wheelchair use [11], and greater than the equivalent -2% to 2% increase observed in

Kotajarvi *et al.*'s study among experienced MWUs [10]. The maximum \overline{MEF} increase was predominantly observed in quartile Q₂ on both sides, although propulsion was more effective in quartile Q₃ (higher \overline{MEF} values). Just like in the case of ΔMEF_{RMS} , \overline{MEF} , M_{HB} and power output were generally higher during training blocks which used a greater biofeedback level. The participants may have found it easier to feel the higher intensity biofeedback, which caused them to improve their MEF. However, the simultaneous increase in \overline{MEF} , M_{HB} and power output tends to support the idea that the MEF was at least partly affected by the extra work load resistance created by the higher intensity HB during training. A higher work load is known to increase MEF, which, in turn, may reflect a compensatory strategy to delay the occurrence of fatigue [9]–[11]. As the tracking of the target MEF pattern was only partial in this study, and as the ΔMEF_{RMS} did not decrease by more than 1%-2% for most participants, we cannot tell, at this stage, whether the participants increased their MEF because of the presence of a higher work load resistance during the training, or because they learned to propel with a better technique. There is currently no evidence-based information available to predict how the MEF pattern would have been affected if a constant M_{HB} , equivalent to a constant extra work load resistance, would have been applied. Other experimental configurations, such as including periods of propulsion without HB during the training, might be considered in the future to collect MEF results without the influence of resistance.

Although there was not much change in the post-training versus pre-training MEF results for the group of participants, eight individuals favorably modified their MEF patterns towards the target even during the post-training, thereby increasing their MEF (Fig. 8, Case (a)). For these participants, the extra resistance could not be considered responsible for the MEF increase, since no HB was provided during post-training. The performance of these participants is certainly a first indication that a carry over effect is possible and that HB may represent an interesting novel modality to teach MWUs new – and eventually more optimal – propulsion patterns. However, the feedback and the training configurations still need to be improved, since most participants did not reach a more effective propulsion pattern during the post-training.

It is possible that the training period in the present study (5 sessions x 3 minutes) was not configured optimally to induce what is referred to as an *after-effect* in most participants [30]. The relatively intensive training session may have created muscular fatigue in some participants, which led them to decrease their post-training MEF (Fig. 8, Case (b)). Moreover, the training was conducted in a single session only. Many previous studies involving training programs and feedback tested the impact of multiple training sessions [5], [7], [11], [31]. Given that repetition and practice are key factors in the context of motor learning [31], [32], it is possible that a greater number of training sessions distributed over a few weeks would have resulted in a higher MEF and better tracking of the target during the post-training phase. However, this was not the objective of this study. The impact of several training sessions will be tested in the future.

Generally speaking, greater variability exists among individuals with a physical disability than among healthy individuals, especially when new motor tasks are accomplished [30]. Hence, in the context of this specific study, 11 participants were able to follow the target MEF pattern on at least one of their sides (most often the right) during most training blocks. Five other participants predominantly reacted to the HB by decreasing their MEF during the training phase, while one participant exceeded the target on both sides. In other words, the HB, as configured in this study, may not have driven every participant's MEF pattern in the expected direction. However, in almost all cases, it triggered a change – sometimes a very substantial change – in the MEF patterns achieved during the training phase compared to that achieved on average during the pre-training period. Sometimes, the change in MEF was even maintained during post-training. Given its capability of triggering a change with respect to the pre-training MEF pattern, we feel that HB represents a very interesting form of feedback to use when training MWUs. HB may be more suitable for teaching a specific MEF pattern to some participants, and less suitable for others. Additional investigations are warranted in the future to understand why some participants followed the target pattern better than others.

A certain level of inter-subject variability also existed within the participants' pre-training MEF patterns. Twelve participants had a monophasic MEF pattern, i.e., a pattern that

featured a single, clearly defined maximum (e.g., Fig. 7a). However, this maximum was reached earlier in the push phase in some cases, and later on in other cases. The six other participants presented a biphasic pattern with two maxima. The targeted double half-Gaussian MEF pattern seemed less adapted to participants who had a biphasic pre-training MEF pattern. In fact, in these cases, the target MEF_T often featured lower effectiveness than the pre-training MEF during or near quartile Q_2 . Participants in the above situation generally reacted by considerably exceeding the target around Q_2 , thus increasing their propulsion effectiveness compared to pre-training, yet increasing their ΔMEF_{RMS} score. This may partly account for the participant group increase observed in training versus pre-training ΔMEF_{RMS} scores in quartile Q_2 .

Given the results of this study, we could suggest making a few improvements to the biofeedback parameters MEF_T and ε . In this study, we chose the target MEF pattern as an artificially defined double half-Gaussian pattern having its maximum value 10% higher than the mean pre-training MEF pattern maximum on each side. We proposed to target a gradual and moderate increase in MEF during training compared to what the participants could achieve during pre-training because we think this should minimize the risk of creating an excessive load on the shoulders. The double half-Gaussian target pattern was also selected because no evidenced-based “ideal” MEF pattern could be found in the literature. However, it is possible that this target pattern was not as achievable or as optimal as initially thought. In fact, we notice in Fig. 6 that MEF_T rises rather quickly between quartiles Q_2 and Q_3 , while the Q_2 - Q_3 rise in the MEF patterns achieved by the participants is lower. The steeper rise observed in the training MEF patterns occurred mostly within 5%-30% of the time-normalized push phase (i.e., primarily in quartile Q_1), especially when a higher intensity HB was applied. Therefore, it is possible that the proposed target pattern was not optimally duplicating the manner in which MWUs increase their propulsion effectiveness throughout the push phase. In the future, it will be relevant to test a target MEF pattern closer in shape to the MEF patterns achieved by the participants during the training session. This implies a target pattern that would rise more quickly in quartile Q_1 , and less quickly in quartile Q_2 and Q_3 .

As with the target MEF_T, the biofeedback intensity modulator (ϵ) could also be optimized for easier learning and better retention. For example, within a training program with several blocks and/or sessions, the value of ϵ could be gradually decreased between the first and the last training unit so that the HB could be slowly reduced to zero. Reducing the amount of feedback as therapy progresses has been recommended to prevent participants from always relying on this external source of information and only learning to compensate for it [30], [32]. The ϵ value could also be slowly modulated within a given training block or session. Indeed, gradual changes in the intensity of the haptic feedback during training sessions involving robotic assistive technologies has been found to promote longer lasting after-effects [30].

Recommendations & limitations

This study has a few limitations. Firstly, the proposed training with HB was tested on 18 participants, all with spinal cord injury and all experienced MWUs, which limits the generalization of the study to the overall population of MWUs. In addition, although the simulator parameters were adjusted for each participant, the propulsion training on the simulator was still conducted using a single standard wheelchair for all participants. Hence, the participants may have been less comfortable with propelling and training in a wheelchair that was not theirs. The different geometry of the simulator wheelchair might also have affected the participants' MEF production and improvement abilities [33]. Lastly, in (2), we used an approximation based on the moment about the wheel hub (M_z) to calculate the MEF both during the training session on the simulator and during analysis. This approximation, which has also been used by many other authors [11], [16], [34], gives accurate results as long as the moment applied by the hand can be disregarded [12], [35]. Although the moment applied by the hand is not typically very important for propulsion on flat surfaces [36], it is still present, causing an error when calculating the MEF and the HB needed. Ideally, to obtain a better estimation of the MEF while providing real-time HB, we would need a real-time point of force application (PFA) tracking system [37]. The PFA represents the position

of the hand with respect to the wheel center at a given time. In order to calculate the MEF without approximation, clinicians must know the PFA continuously along the push [37].

In spite of these limitations, this study provides unique insight into a new simulator capable of providing real-time HB, a form of biofeedback that had never been tested before in the context of manual wheelchair propulsion. The results of this study are promising and could be used in the near future to optimize biofeedback parameters and to design comprehensive training programs dedicated to new and experienced MWUs. A key step will be to assess the minimum clinically-relevant change in MEF, which will greatly help to set the objectives of future training programs involving HB.

CONCLUSION

The purpose of this study was to investigate whether a single HB training session could lead a group of long-term MWUs to dynamically modify their achieved MEF pattern towards a chosen slightly more effective target MEF pattern. The results confirmed that MWUs can indeed change their propulsion patterns and reach better effectiveness with the help of HB. During the training session, participants generally exceeded the specifically-targeted MEF pattern at the beginning of the push cycle and achieved it towards the end. The partial convergence of the achieved MEF pattern towards the target was supplemented by an increase in MEF, which reached up to 15.7% on the right side and 12.4% on the left side compared to the pre-training. In post-training, eight participants maintained their MEF pattern relatively close to the target, thereby improving their mean MEF by 8% on the left side and 5% on the right side. The simulator used in this study is a promising technology that could allow wheelchair propulsion training programs to be developed in rehabilitation centers. With proper training, we believe that MWUs will be able to propel their wheelchair more effectively and benefit from greater mobility. Future research will concentrate on improving the configuration of the HB, while exploring alternatives for a more optimal model for the target MEF pattern.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors would like to thank the participants who gave their time and energy to test this simulator and the new haptic biofeedback it provides.

REFERENCES

- [1] R. A. Cooper, "Wheeled mobility: current and future developments," in *Rehabilitation: Mobility, Exercise and Sports*, Amsterdam, 2010, p. 3.
- [2] M. L. Boninger, B. E. Dicianno, R. A. Cooper, J. D. Towers, A. M. Koontz, and A. L. Souza, "Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 84, pp. 1615–1620, Nov. 2003.
- [3] H. E. J. Veeger, "Biomechanics of manual wheelchair propulsion," in *Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion : The State of the ART II*, Amsterdam, 1999, pp. 86-95.
- [4] M. L. Boninger, A. L. Souza, R. A. Cooper, S. G. Fitzgerald, A. M. Koontz, and B. T. Fay, "Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, pp. 718–723, May 2002.
- [5] A.L. Dallmeijer, L. H. V. van der Woude, and C. S. Pathuis. "Adaptations in wheelchair propulsion technique after training in able-bodied subjects," in *Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion : The State of the ART II*, Amsterdam, 1999, pp. 224–226.
- [6] Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine, "Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury," *J. Spinal Cord Med.*, vol. 28, pp. 434–470, Apr. 2005.
- [7] I. M. Rice, R. T. Pohlig, J. D. Gallagher, and M. L. Boninger, "Hand Rim Wheelchair Propulsion Training Effect on Over Ground Propulsion Using Biomechanical Real Time Visual Feedback," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 94, pp. 256–263, Feb. 2013.
- [8] R. E. Cowan, M. L. Boninger, B. J. Sawatzky, B. D. Mazoyer, and R. A. Cooper, "Preliminary Outcomes of the SmartWheel Users' Group Database: A Proposed Framework for Clinicians to Objectively Evaluate Manual Wheelchair Propulsion," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 89, pp. 260–268, Feb. 2008.
- [9] I. Rice, D. Gagnon, J. Gallagher, and M. Boninger, "Hand rim wheelchair propulsion training using biomechanical real-time visual feedback based on motor learning theory principles," *J. Spinal Cord Med.*, vol. 33, pp. 33–42, Feb. 2010.
- [10] B. R. Kotajarvi, J. R. Basford, K.-N. An, D. A. Morrow, and K. R. Kaufman, "The Effect of Visual Biofeedback on the Propulsion Effectiveness of Experienced Wheelchair Users," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 87, pp. 510–515, Apr. 2006.

- [11] S. de Groot, H. E. J. Veeger, A. P. Hollander, and L. H. V. van der Woude, "Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*., vol. 17, pp. 219–226, Mar. 2002.
- [12] L. H. V. van der Woude, H. E. J. Veeger, A. J. Dallmeijer, T. W. J. Janssen, and L. A. Rozendaal, "Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion," *Med. Eng. Phys.*, vol. 23, pp. 713–733, Dec. 2001.
- [13] G. Desroches, R. Aissaoui, and D. Bourbonnais, "The Effect of Resultant Force at the Pushrim on Shoulder Kinetics During Manual Wheelchair Propulsion: A Simulation Study," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, pp. 1423–1431, Apr. 2008.
- [14] R. N. Robertson, M. L. Boninger, R. A. Cooper, and S. D. Shimada, "Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 77, pp. 856–864, Sept. 1996.
- [15] H. E. J. Veeger, E. Lute, K. Roeleveld, and L. H. V. van der Woude, "Differences in performance between trained and untrained subjects during a 30-s sprint test in a wheelchair ergometer," *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, vol. 64, pp. 158–164, Mar. 1992.
- [16] R. Aissaoui, H. Arabi, M. Lacoste, V. Zalzal, and J. Dansereau, "Biomechanics of manual wheelchair propulsion in elderly: System tilt and back recline angles," *Amer. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 81, pp. 94–100, Feb. 2002.
- [17] D. J. Bregman, S. van Drongelen, and H. E. Veeger, "Is effective force application in handrim wheelchair propulsion also efficient?" *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*., vol. 24, pp. 13–9, Jan. 2009.
- [18] J. W. Rankin, A. M. Kwarciak, W. Mark Richter, and R. R. Neptune, "The influence of altering push force effectiveness on upper extremity demand during wheelchair propulsion," *J. Biomech.*, vol. 43, pp. 2771–2779, Oct. 2010.
- [19] L. A. Rozendaal, H. E. J. Veeger, and L. H. V. van der Woude, "The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect," *J. Biomech.*, vol. 36, pp. 239–247, Feb. 2003.
- [20] D. Morris, H. Tan, F. Barbagli, T. Chang, and K. Salisbury, "Haptic Feedback Enhances Force Skill Learning," in *WHC '07 Proc. Second Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, 2007, pp. 21–26.
- [21] P. S. Lum, C. G. Burgar, and P. C. Shor, "Evidence for Improved Muscle Activation Patterns After Retraining of Reaching Movements with the MIME Robotic System in Subjects with Post-Stroke Hemiparesis," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 12, pp. 186–194, Jun. 2004.
- [22] F. Chenier, P. Bigras, and R. Aissaoui, "A New Wheelchair Ergometer Designed as an Admittance-Controlled Haptic Robot," *IEEE/ASME Trans. Mechatron.*, vol. 19, pp. 321–328, Feb. 2014.

- [23] F. Chenier, P. Bigras, and R. Aissaoui. (2014, Jan.). "A New Dynamic Model of the Wheelchair Propulsion on Straight and Curvilinear Level-ground Paths," *Comp. Meth. Biomech. Biomed. Eng.* [Online]. Available: <http://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.1080/10255842.2013.869318> [Mar. 13, 2014].
- [24] F. Chenier, P. Bigras, and R. Aissaoui, "An Orientation Estimator for the Wheelchair's Caster Wheels," *IEEE Trans. Control Syst. Technol.*, vol. 19, pp. 1317–1326, Nov. 2011.
- [25] Canadian Society for Exercise Physiology. (2002). CSEP – PAR-Q Forms [Online]. Available: <http://www.csep.ca/English/view.asp?x=698>
- [26] K. A. Curtis, K. E. Roach, E. B. Applegate, T. Amar, C. S. Benbow, T. D. Genecco, and J. Gualano, "Development of the wheelchair user's shoulder pain index (WUSPI)," *Paraplegia*, vol. 33, pp. 290–293, May 1995.
- [27] F. Chénier, "Développement d'un simulateur de propulsion en fauteuil roulant manuel avec biofeedback haptique," Ph. D. dissertation, Dept. Aut. Manuf. Eng., École de Technologie Supérieure, Montréal, Canada, 2012.
- [28] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan, M. E. Wootten, J. Gainey, G. Gorton, and G. V. Cochran, "Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait," *J. Orthop. Res.*, vol. 7, pp. 849–860, Nov. 1989.
- [29] M. M. Morrow, W. J. Hurd, K. R. Kaufman, and K.-N. An, "Shoulder demands in manual wheelchair users across a spectrum of activities," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 20, pp. 61–67, Feb. 2010.
- [30] V. S. Huang and J. W. Krakauer. (2009, Feb. 25). Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective. *J. Neuroeng. Rehabil.* [Online]. 6(5). Available: <http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/5>
- [31] K. K. DeGroot, H. H. Hollinsworth, K. A. Morgan, C. L. Morris, and D. B. Gray, "The influence of verbal training and visual feedback on manual wheelchair propulsion," *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 4, pp. 86–94, Mar. 2009.
- [32] L. M. Muratori, E. M. Lamberg, L. Quinn, and S. V. Duff, "Applying principles of motor learning and control to upper extremity rehabilitation," *J. Hand Ther.*, vol. 26, pp. 94–103, Apr. 2013.
- [33] Y.-S. Yang, A. M. Koontz, S.-J. Yeh, and J.-J. Chang, "Effect of Backrest Height on Wheelchair Propulsion Biomechanics for Level and Uphill Conditions," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 93, pp. 654–659, Apr. 2012.
- [34] A. Koontz, I. Rice, R. Cowan, and M. Boninger, "Effects of Wheelchair Propulsion Training on Pushrim Kinetics," presented at the American Society of Biomechanics Annu. Meeting, Palo Alto, CA, 2007.
- [35] R. A. Cooper, R. N. Robertson, D. P. VanSickle, M. L. Boninger, and S. D. Shimada, "Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 34, pp. 162–170, Apr. 1997.

- [36] D. P. VanSickle, R. A. Cooper, M. L. Boninger, R. N. Robertson, and S. D. Shimada, "A unified method for calculating the center of pressure during wheelchair propulsion," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 26, pp. 328–336, Mar-Apr. 1998.
- [37] M. B. Sabick, K. D. Zhao, and K. N. An, "A comparison of methods to compute the point of force application in handrim wheelchair propulsion: a technical note.," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 38, pp. 57–68, Jan.-Feb. 2001.

LISTE DES RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Aissaoui, R., H. Arabi, M. Lacoste, V. Zalzal et J. Dansereau. 2002. « Biomechanics of manual wheelchair propulsion in elderly: System tilt and back recline angles ». *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 81, n° 2, p. 94-100.
- Aissaoui, R., et G. Desroches. 2008. « Stroke pattern classification during manual wheelchair propulsion in the elderly using fuzzy clustering ». *Journal of Biomechanics* , vol. 41, n° 11, p. 2438-2445.
- Asadi Nikooyan, A., H. E. J. Veeger, E. Chadwick, M. Praagman et F. C. T. van der Helm. 2011. « Development of a comprehensive musculoskeletal model of the shoulder and elbow ». *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 49, n° 12, p. 1425-1435.
- Blouin, M., M. Lalumière, D. Gagnon, F. Chénier et R. Aissaoui. 2014 (accepté pour publication). « Characterization of the Immediate Effect of a Training Session on a Manual Wheelchair Simulator With Haptic Biofeedback: Towards More Effective Propulsion ». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*.
- Boninger, M. L., et R. A. Cooper. 1999. « Repetitive Strain Injuries in Manual Wheelchair Users ». In *Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion : The State of the ART II*, sous la dir. de van der Woude, L. H. V. , M. T. E. Hopman et C. H. van Kemenade, p. 115-119. Amsterdam (Pays-Bas): IOS Press.
- Boninger, M. L., R. A. Cooper, R. N. Robertson et S. D. Shimada. 1997. « Three-dimensional pushrim forces during two speeds of wheelchair propulsion ». *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 76, n° 5, p. 420-426.
- Boninger, M. L., B. E. Dicianno, R. A. Cooper, J. D. Towers, A. M. Koontz et A. L. Souza. 2003. « Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender ». *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 84, n° 11, p. 1615-1620.
- Boninger, M. L., A. L. Souza, R. A. Cooper, S. G. Fitzgerald, A. M. Koontz et B. T. Fay. 2002. « Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83, n° 5, p. 718-723.
- Boninger, M. L., M. Baldwin, R. A. Cooper, A. Koontz et L. Chan. 2000. « Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 81, n° 5, p. 608-613.

- Borg, G A v. 1982. « Psychophysical bases of perceived exertion ». *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 14, n° 5, p. 377-381.
- Boukhelif, M. 2007. « Developpement d'un appareillage embarque pour le monitorage des forces et moments de reaction pour le systeme de mesure "SmartWheel" durant la propulsion manuelle en fauteuil roulant ». Mémoire de maîtrise en génie de la production automatisée. Montréal, QC, Canada, École de Technologie Supérieure, 157 p.
- Bregman, D. J., S. van Drongelen et H. E. Veeger. 2009. « Is effective force application in handrim wheelchair propulsion also efficient? ». *Clinical Biomechanics*, vol. 24, n° 1, p. 13-19.
- Chénier, F. 2011a. *Méthode d'estimation des paramètres du modèle WSC*. Montréal (Canada): École de technologie supérieure, 24 p.
- Chénier, F. 2011b. *Ergomètre de propulsion en fauteuil roulant manuel avec biofeedback visuel et haptique : manuel d'utilisation*. Montréal (Canada): École de technologie supérieure, 20 p.
- Chénier, F., P. Bigras et R. Aissaoui. 2011. « An Orientation Estimator for the Wheelchair's Caster Wheels ». *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, vol. 19, n° 6, p. 1317-1326.
- Chénier, F. 2012. « Développement d'un simulateur de propulsion en fauteuil roulant manuel avec biofeedback haptique ». Montréal, QC, Canada, École de Technologie Supérieure, 160 p.
- Chénier, F., P. Bigras, et R. Aissaoui. 2014a. « A new wheelchair ergometer designed as an admittance-controlled haptic robot ». *IEEE/ASME Trans Mechatronics*, vol. 19, n° 1, p. 321–328.
- Chénier, F., P. Bigras, et R. Aissaoui. 2014b. « A New Dynamic Model of the Wheelchair Propulsion on Straight and Curvilinear Level-ground Paths ». *Comp. Meth. Biomed. Eng.* En ligne. < <http://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.1080/10255842.2013.869318>>. Consulté le 13 mars 2014.
- Chèze, L. 2000. « Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data ». *Journal of Biomechanics*, vol. 33, n° 12, p. 1695-1699.

- Cooper, R. A. 2010. « Wheeled mobility: current and future developments ». In *Rehabilitation: Mobility, Exercise and Sports*, sous la dir. de Woude, L. H. V van der, F. Hoekstra, S. de Groot, K. E. Bijker, R. Dekker, P. C. T. van Aanholt, F. J. Hettinga, T. W. J. Janssen et J. H. P. Houdijk, p. 3. Amsterdam (Pays-Bas): IOS Press.
- Cooper, R. A., M. L. Boninger, D. P. VanSickle et C. P. DiGiovine. 1999. « Instrumentation for measuring wheelchair propulsion biomechanics ». In *Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion : The State of the ART II*, sous la dir. de van der Woude, L. H. V., M. T. E Hopman et C. H. van Kemenade, p. 104-113. Amsterdam (Pays-Bas): IOS Press.
- Cooper, R. A., R. N. Robertson, D. P. VanSickle, M. L. Boninger et S. D. Shimada. 1997. « Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note ». *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 34, n° 2, p. 162–170.
- Curtis, K. A., K. E. Roach, E. B. Applegate, T. Amar, C. S. Benbow, T. D. Genecco et J. Gualano. 1995. « Development of the wheelchair user's shoulder pain index (WUSPI) ». *Spinal Cord*, vol. 33, n° 5, p. 290-293.
- Dallmeijer, A. L., L. H. V. van der Woude et C. S. Pathuis. 1999. « Adaptations in wheelchair propulsion technique after training in able-bodied subjects ». In *Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion: The State of the Art II*, sous la dir. de van der Woude, L.H.V. , M. T. E. Hopman et C. H. van Kemenade, p. 224-226. Amsterdam (Pays-Bas): IOS Press.
- de Groot, S., H. E. J. Veeger, A. P. Hollander et L. H. V. van der Woude. 2002. « Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency ». *Clinical Biomechanics*, vol. 17, n° 3, p. 219-226.
- DeGroot, K. K., H. H. Hollinsworth, K. A. Morgan, C. L. Morris et D. B. Gray. 2009. « The influence of verbal training and visual feedback on manual wheelchair propulsion ». *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 4, n° 2, p. 86-94.
- de Leva, P. 1996. « Adjustement to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters ». *Journal of Biomechanics*, vol. 29, n° 9, p. 1223-1230.
- Desroches, G. 2008. « Évaluation des chargements à l'épaule lors de la propulsion manuelle en fauteuil roulant chez une population âgée ». Thèse de doctorat. Montréal, QC, Canada, École de Technologie Supérieure, 183 p.
- Desroches, G., R. Aissaoui et D. Bourbonnais. 2006. « Effect of system tilt and seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair propulsion ». *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 43, n° 7, p. 871-882.

- Desroches, G., R. Aissaoui et D. Bourbonnais. 2008. « The Effect of Resultant Force at the Pushrim on Shoulder Kinetics During Manual Wheelchair Propulsion: A Simulation Study ». *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 55, n° 4, p. 1423-1431.
- Desroches, G., R. Dumas, D. Pradon, P. Vaslin, F.-X. Lepoutre et L. Chèze. 2010. « Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion ». *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 25, n° 4, p. 299-306.
- Dumas, R., R. Aissaoui et J. A. de Guise. 2004. « A 3D Generic Inverse Dynamic Method using Wrench Notation and Quaternion Algebra ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 7, n° 3, p. 159-166.
- Dumas, R., L. Chèze et J. P. Verriest. 2007. « Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters ». *Journal of biomechanics*, vol. 40, n° 3, p. 543-553.
- Gagnon, D., M. Blanchet, V. Martin-Lemoyne; C. Vincent; F. Routhier et H. Corriveau. 2013. « Using a mobility assistance dog reduces upper limb effort during manual wheelchair ramp ascent in an individual with spinal cord injury ». *Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 36, n° 6, p. 700-706.
- Guthrie, M. 2008. « Basic Wheelchair Biomechanics ». En ligne. 11p. <<http://courses.washington.edu/anatomy/KinesiologySyllabus/WHEELCHAIR.pdf>>. Consulté le 6 novembre 2012.
- Huang, V. S. et J. W. Krakauer. (2009). « Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective ». *J. Neuroeng. Rehabil.* En ligne, vol. 6, n° 5(5). <<http://www.jneuroengrehab.com/content/6/1/5>>. Consulté le 4 avril 2014.
- Jones, L. A. (2000). « Visual and haptic feedback in the control of force ». *Experimental Brain Research*, vol 130, n° 2, p. 269-272.
- Kadaba, M. P., H. K. Ramakrishnan, M. E. Wootten, J. Gainey, G. Gorton et G. V. Cochran. 1989. « Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 7, n° 6, p. 849-860.
- Kaye, H. S., T. Kang et M. P. LaPlante. 2002. *Wheelchair Use in the United States*. Coll. « Disability Statistics Abstract ». Washington (DC): National Institute on Disability and Rehabilitation Research, 4 p.
- Koishi, H., A. Goto, M. Tanaka, Y. Omori, K. Futai, H. Yoshikawa et K. Sugamoto. 2011. « In vivo three-dimensional motion analysis of the shoulder joint during internal and external rotation ». *International Orthopaedics*, vol. 35, n° 10, p. 1503–1509.

- Koontz, A. M., R. A. Cooper, M. L. Boninger, A. L. Souza et B. T. Fay. 2002. « Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion ». *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 39, n° 6, p. 635–650.
- Koontz, A. M., I. Rice, R. Cowan et M. Boninger. 2007. « Effects of Wheelchair Propulsion Training on Pushrim Kinetics ». Présenté au *American Society of Biomechanics Annual Meeting*, Palo Alto, CA.
- Kotajarvi, B. R., J. R. Basford, K.-N. An, D. A. Morrow et K. R. Kaufman. 2006. « The Effect of Visual Biofeedback on the Propulsion Effectiveness of Experienced Wheelchair Users ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 87, n° 4, p. 510-515.
- Kotajarvi, B. R., M. B. Sabick, K. N. An, K. D. Zhao, K. R. Kaufman et J. R. Basford. 2004. « The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics ». *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 41, n° 3B, p. 403-414.
- Lalumière, M., M. Blouin, F. Chénier, R. Aissaoui et D. Gagnon. 2014. « To what extent are spatiotemporal and handrim kinetic parameters comparable between overground and wheelchair simulator propulsions among long-term manual wheelchair users? ». In *Proceedings of the Annual Conference of 2014 RESNA (Rehabilitation Engineering Society of North America)*. (Indianapolis, 13-15 juin 2014). Arlington (Va.): RESNA.
- Lin, H. T., F. C. Su, H. W. Wu et K. N. An. 2004. « Muscle forces analysis in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion ». *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, vol. 218, n° 4, p. 213-221.
- Lum, P. S., C. G. Burgar et P. C. Shor. 2004. « Evidence for Improved Muscle Activation Patterns After Retraining of Reaching Movements with the MIME Robotic System in Subjects with Post-Stroke Hemiparesis ». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 12, n° 2, p. 186–194.
- MacGillivray, M.K., B. Sawatzky, T. Lam et P. Zehr. 2010. « The cutaneous reflex response during manual wheeling ». In *Rehabilitation: Mobility, Exercise and Sports*, sous la dir. de van der Woude, L. H. V. , F. Hoekstra, S. de Groot, K. E. Bijker, R. Dekker, P. C. T. van Aanholt, F. J. Hettinga, T. W. J. Janssen et J. H. P. Houdijk, p. 45-47. Amsterdam (Pays-Bas): IOS Press.
- McConville, J. T., T. D. Churchill, I. Kaleps, C. E. Clauser et J. Cuzzi. 1980. *Anthropometric Relationships of Body and Body Segment Moments of Inertia*. AFAMRL-TR-80-119. Yellow Springs (OH) : Air Force Aerospace Medical Research Laboratory, 113 p.
- McMaster, W. C., S. C. Long et V. J. Caiozzo. 1991. « Isokinetic torque imbalances in the rotator cuff of the elite water polo player ». *Am J Sports Med*, vol. 19, n° 1, p. 72-75.

- Mercer, J. L., M. Boninger, A. Koontz, D. Ren, T. Dyson-Hudson et R. A. Cooper. 2006. « Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users ». *Clinical Biomechanics*, vol. 21, n° 8, p. 781-789.
- Morris, D., H. Tan, F. Barbagli, T. Chang et K. Salisbury. 2007. « Haptic Feedback Enhances Force Skill Learning ». In *Proceedings of the Second Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*. (Tsukuba, Japan, Mar. 22-24 2007), p. 21-26. Washinton (DC): IEEE Computer Society.
- Morrow, M. M. B., W. J. Hurd, K. R. Kaufman et K.-N. An. 2010. « Shoulder demands in manual wheelchair users across a spectrum of activities ». *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 20, n° 1, p. 61-67.
- Mulroy, S. J., J. K. Gronley, C. J. Newsam et J. Perry. 1996. « Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 77, n° 2, p. 187-193.
- Muratori, L. M., E. M. Lamberg, L. Quinn et S. V. Duff. 2013. « Applying principles of motor learning and control to upper extremity rehabilitation ». *J. Hand Ther.*, vol. 26, n° 2, p. 94–103.
- Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine. 2005. « Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury ». *Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 28, n° 5, p. 434-470.
- Rankin, J. W., A. M. Kwarciak, W. Mark Richter et R. R. Neptune. 2010. « The influence of altering push force effectiveness on upper extremity demand during wheelchair propulsion ». *Journal of Biomechanics*, vol. 43, n° 14, p. 2771-2779.
- Rice, I., D. Gagnon, J. Gallagher et M. Boninger. 2010. « Hand rim wheelchair propulsion training using biomechanical real-time visual feedback based on motor learning theory principles ». *Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 33, n° 1, p. 33-42.
- Rice, I. M., R. T. Pohlig, J. D. Gallagher et M. L. Boninger. 2013. « Hand Rim Wheelchair Propulsion Training Effect on Over Ground Propulsion Using Biomechanical Real Time Visual Feedback ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 94, n° 2, p. 256-263.
- Richter, W. M., A. M. Kwarciak, L. Guo et J. T. Turner. 2011. « Effects of Single-Variable Biofeedback on Wheelchair Handrim Biomechanics ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 92, n° 4, p. 572-577.

- Rodgers, M. M., G. W. Gayle, S. F. Figoni, M. Kobayashi, J. Lieh et R. M. Glaser. 1994. « Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 75, n° 1, p. 85-93.
- Rozendaal, L. A., H. E. J. Veeger et L. H. V. van der Woude. 2003. « The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect ». *Journal of Biomechanics*, vol. 36, n° 2, p. 239-247.
- Sabick, M. B., B. R. Kotajarvi et K.-N. An. 2004. « A new method to quantify demand on the upper extremity during manual wheelchair propulsion ». *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 85, n° 7, p. 1151-1159.
- Sabick, M. B., K. D. Zhao et K. N. An. 2001. « A comparison of methods to compute the point of force application in handrim wheelchair propulsion: a technical note ». *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 38, n° 1, p. 57–68.
- Shimada, S. D., R. N. Robertson, M. L. Bonninger et R. A. Cooper. 1998. « Kinematic characterization of wheelchair propulsion ». *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 35, n° 2, p. 210-218.
- Singla, M. 2009. « Kinetic analysis of manual wheelchair propulsion under different environmental conditions between experienced and new manual wheelchair users with spinal cord injury ». Mémoire de maîtrise en physiothérapie. Edmonton, AB, Canada, University of Alberta, 137 p.
- Smith, C. 2009. « Manual wheelchair skills training for long-term-care residents: Lessons learned from a randomized controlled trial of safety and efficacy ». Halifax, NS, Canada, Dalhousie University, 142 p.
- Société canadienne de physiologie de l'exercice. 2002. « Formulaires Q-AAP ». In *Publications de la SCPE*. En ligne. <<http://www.csep.ca/francais/view.asp?x=698>>. Consulté le 6 mai 2013.
- van der Helm, F. C. T. 1994. « A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism ». *Journal of Biomechanics*, vol. 27, n° 5, p. 551-569.
- van der Woude, L. H. V., H. E. J. Veeger, A. J. Dallmeijer, T. W. J. Janssen et L. A. Rozendaal. 2001. « Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 23, n° 10, p. 713-733.
- van Kemenade, C. H. , K. L. te Kulve, A. J. Dallmeijer, L. H. V. van der Woude et H. E. J. Veeger. 1999. « Changes in Wheelchair Propulsion Technique during Rehabilitation ». In *Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion : The State of the ART II*, sous la dir. de van der Woude, L. H. V., M. T. E. Hopman et C. H. van Kemenade, p. 227-230. Amsterdam (Pays-Bas): IOS Press.

- Vanlandewijck, Y. C., A. J. Spaepen et R. J. Lysens. 1994. « Wheelchair propulsion: functional ability dependent factors in wheelchair basketball players ». *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 26, n° 1, p. 37-48.
- VanSickle, D. P. , R. A. Cooper, M. L. Boninger, R. N. Robertson et S. D. Shimada. 1998. « A unified method for calculating the center of pressure during wheelchair propulsion ». *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 26, n° 2, p. 328–336.
- Veeger, H. E. J. 1999. « Biomechanics of manual wheelchair propulsion ». In *Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion : The State of the ART II*, sous la dir. de van der Woude, L. H. V., M. T. E. Hopman et C. H. van Kemenade, p. 86-95. Amsterdam (Pays-Bas): IOS Press.
- Veeger, H. E. J., E. Lute, K. Roeleveld et L. H. V. van der Woude. 1992. « Differences in performance between trained and untrained subjects during a 30-s sprint test in a wheelchair ergometer ». *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 64, n° 2, p. 158-164.
- Veeger, H. E. J., L. A. Rozendaal et F. C. T. van der Helm. 2002. « Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion ». *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 17, n° 3, p. 211-218.
- Veeger, H. E. J., B. Yu, K.-N. An et R. H. Rozendal. 1997. « Parameters for modeling the upper extremity ». *Journal of Biomechanics*, vol. 30, n° 6, p. 647-652.
- Vegter, R. J. K., S. de Groot, F. J. Hettinga, H. E. J. Veeger et L. H. V. van der Woude. 2010. « Wheelchair (Design of a manually propelled wheelchair: optimizing a wheelchair-user combination) ». In *International Encyclopedia of Rehabilitation*. En ligne. < <http://cirrie.buffalo.edu/encyclopedia/en/article/191/> >. Consulté le 22 novembre 2012.
- Wu, G., F. C.T. van der Helm, H.E.J. (DirkJan) Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner et Bryan Buchholz. 2005. « ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand ». *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 5, p. 981–992.
- Young, J. W., R .F. Chandler, C. C. Snow, K. M. Robinette et G. F. Zehner. 1983. *Anthropometric and Mass Distribution Characteristics of the Adult Female. Revised*. FA-AM-83-16. Oklahoma City (Oklahoma): FAA Civil Aeromedical Institute, 103 p.
- Zatsiorsky, V.M., V.N. Seluyanov et L.G. Chugunova. 1990. « Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments ». In *Contemporary Problems of Biomechanics*, sous la dir. de Chernyi, G.G., et S.A. Regirer. p. 272-291. Moscou (Russie): Mir Publishers.