

Analyse des performances en propulsion d'utilisateurs de fauteuil roulant

par

Manon PEREZ

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE
EN GÉNIE DES TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

MONTREAL, LE 12 NOVEMBRE 2025

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Manon Perez, 2025



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY
CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ
PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Rachid Aissaoui, directeur de mémoire
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

Mme Sylvie Nadeau, codirectrice de mémoire
Programme de physiothérapie à l'École de réadaptation de l'Université de Montréal

M. Carlos Vazquez, président du jury
Département de génie logiciel et TI à l'École de technologie supérieure

M. Georges Ghazi, membre du jury
Département de génie des systèmes à l'École de technologie supérieure

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

LE 05 NOVEMBRE 2025

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Ce mémoire vient clore deux années de maîtrise avec mémoire à l'ÉTS. Je suis reconnaissante de l'immense opportunité qui m'a été donnée de venir étudier à Montréal. J'ai beaucoup apprécié cette expérience, qui m'a enrichie personnellement, académiquement et, bientôt, professionnellement. Je dois cette évolution à de nombreuses personnes, que je vais prendre le temps de remercier ici.

Je tiens d'abord à remercier Rachid Aissaoui d'avoir su reconnaître mon potentiel scientifique, mon intérêt pour les technologies de la santé et de m'avoir proposé ce beau projet. Je te remercie pour ton encadrement et ta confiance tout au long de ces deux années. Merci d'avoir écouté mes craintes, pris en compte mes suggestions et de m'avoir permis d'évoluer, d'une étudiante en génie un peu perdue, en une véritable étudiante-chercheuse. Je tiens également à remercier Sylvie Nadeau pour son accompagnement bienveillant et ses précieux conseils. Merci d'avoir reconnu la valeur de mon travail et d'avoir su marquer avec justesse la fin de ce beau projet. Merci à vous deux d'avoir formé un duo de codirection complémentaire et présent pour m'épauler, particulièrement en cette fin de projet au rythme effréné. Je vous dois l'évolution de mon esprit scientifique et critique accomplie durant ces deux années.

En cette année 2025, j'ai eu l'immense opportunité de participer au programme Ensemble ! Je suis particulièrement reconnaissante d'avoir pu côtoyer des cliniciens et chercheurs en physiothérapie et en ergothérapie, et d'avoir pris part à la réadaptation des patients volontaires de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal. Je remercie Marion de m'avoir non seulement accueillie et formée aux technologies du Parc, mais aussi inspirée à prendre des initiatives et à m'approprier les tâches que j'accomplissais. Je salue également les autres membres du projet que j'ai pu côtoyer au Parc technologique : Dahlia, Sylvie, Cyril, Marika et Johanne.

Je remercie tous les étudiants du LIO, qui ont rendu mon quotidien si agréable. Je pense à ceux que j'ai vus arriver puis partir, ainsi qu'à ceux qui m'ont vue arriver et qui me verront repartir.

Je remercie Clément pour sa pédagogie et sa volonté de me transmettre son savoir sur le simulateur de fauteuil roulant ainsi que sur les autres technologies du laboratoire de biomécanique. Merci à Amaury d’avoir partagé mes doutes, mes questions et mes analyses des articles de *Schouten et al. (2008)* et *van de Ruit et al. (2023)*, que nous avons probablement lus 150 fois chacun. Mention spéciale à Élisabeth, qui, pendant six mois, a illuminé la partie gauche de l’open-space.

En dehors des études, je pense à toutes les belles personnes qui ont fait partie de mon quotidien pendant ces deux années. Tous ces chalets, ces randonnées, ces poutines et ces jeux de société resteront gravés à jamais. J’ai d’abord eu la chance de faire partie de la promotion centralelilloise de Victor, Evan, Clément et Laetitia, qui ont constitué un cercle fort à notre arrivée à Montréal. Cette expérience nous a rapprochés, et je suis ravie de vous compter désormais parmi mes amis franco-montréalais. Je pense aussi à toutes mes rencontres à Montréal, et il y en a beaucoup ! La coloc du Mont-Royal / St-Joseph, qui s’est éparpillée aux quatre coins du Plateau ; mes colocataires de l’avenue Henri-Julien, qui ont peut-être pollué mon algorithme YouTube, mais ont réchauffé mon cœur en hiver ; l’équipe des soirées DALs, qui me faisait tenir jusqu’au vendredi soir ; et enfin mes nouveaux voisins, Tibo et Cléa, qui me font périodiquement redécouvrir le tarot, le rugby et le hockey. Il est impossible de ne pas mentionner Jules et Florie, qui ont stimulé aussi bien mon esprit que mon CELI au cours d’après-midis *Unlock* transformées en soirées endiablées sur *Overcooked*.

Un immense merci à Pierre, pour son soutien infaillible à travers tout mon panel d’émotions. Tout est plus beau depuis que tu es rentré dans ma vie.

Je remercie enfin mes parents, qui ont rendu possible cette mobilité au Canada. Merci pour votre soutien à distance. Merci maman pour les jolies cartes postales, qui ont traversé l’Atlantique ainsi que les grèves de Postes Canada pour me rappeler le pays. Merci de veiller à ce que, pendant les vacances, je rattrape tous les délices culinaires que j’ai manqués. Merci papa pour les appels furtifs de 11 h 00 à 11 h 10, pour prendre des nouvelles, comparer la météo et échanger nos projets du week-end. Je remercie Ludovic et Amélie pour la charcuterie,

les raclettes et le chocolat qui m'attendaient dès mon arrivée en Normandie. Une pensée pour Chloé, qui avait huit mois quand je suis partie et qui va bientôt fêter ses trois ans.

Analyse des performances en propulsion d'utilisateurs de fauteuil roulant

Manon PEREZ

RÉSUMÉ

Près de 200 000 Canadiens utilisent un fauteuil roulant manuel (FRM), une activité exigeante pour les membres supérieurs et associée à un risque élevé de douleurs et de pathologies de l'épaule. L'entraînement à la propulsion constitue donc un enjeu majeur en réadaptation, mais il demeure peu structuré. Ce mémoire vise à évaluer l'impact d'un entraînement personnalisé, développé en temps réel par un algorithme d'apprentissage par renforcement, sur la biomécanique de la propulsion en FRM. L'étude a été menée sur un simulateur développé au Laboratoire d'Innovation Ouverte en Technologies de la Santé (LIO-ÉTS) et a impliqué 20 personnes en santé et non expérimentées.

Six conditions d'entraînement ont été testées, combinant des rétroactions résistives ou assistives-résistives, dans trois objectifs : augmenter l'efficacité mécanique de propulsion (MEF), diminuer le coût physiologique ou combiner ces deux critères. Les résultats montrent que les entraînements résistifs ont permis d'augmenter la MEF moyenne de plus de 6% sur la cohorte, des deux côtés, aux dépens d'un coût physiologique augmentant de +25% à gauche et +17% à droite. Les entraînements assistifs-résistifs ont quant à eux réduit le coût physiologique moyen jusqu'à -34% par rapport à la condition initiale. Ces observations confirment partiellement l'efficacité du modèle de rétroaction personnalisée, capable d'adapter la difficulté de l'effort à chaque individu.

En complément, une méthode d'identification inspirée du contrôle a permis d'identifier neuf paramètres intrinsèques et réflexifs caractérisant la dynamique du bras humain. L'intégration future de ces paramètres dans les algorithmes d'apprentissage ouvre la voie à des entraînements adaptatifs et sécuritaires en réadaptation robotisée.

Mots-clés : Réadaptation, Fauteuil roulant manuel, Apprentissage par renforcement, Rétroaction haptique, Biomécanique, Identification

Performance analysis of manual wheelchair propulsion

Manon PEREZ

ABSTRACT

Nearly 200,000 Canadians use a manual wheelchair (MWC), an activity that places high mechanical demands on the upper limbs and is associated with an increased risk of shoulder pain and injuries. Propulsion training therefore represents a major challenge in rehabilitation, yet it remains poorly structured. This thesis aimed to assess the impact of a personalized training program, generated in real time by a reinforcement learning algorithm, on the biomechanics of MWC propulsion. The experiment was conducted on a simulator developed at the *Laboratoire d'Innovation Ouverte en Technologies de la Santé* (LIO-ÉTS) and involved 20 healthy, inexperienced participants.

Six training conditions were tested, combining resistive or assistive–resistive feedback under three objectives: increasing the mechanical effective force (MEF), reducing the physiological cost, or combining both criteria. Results showed that resistive training increased mean MEF by more than 6% across the cohort on both sides, at the expense of a physiological cost (+25% on the left and +17% on the right). Assistive-resistive training, on the other hand, reduced the mean physiological cost by up to -34% compared to the initial condition. These findings partially confirm the effectiveness of the personalized feedback model, capable of adjusting task difficulty to each individual.

In addition, a control-inspired identification method enabled the estimation of nine intrinsic and reflexive parameters characterizing upper-limb dynamics. The future integration of these parameters into learning algorithms paves the way for adaptive and safe robotic rehabilitation training.

Keywords: Rehabilitation, Manual wheelchair, Reinforcement learning, Haptic feedback, Biomechanics, Identification

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES ACTUELLES.....	5
1.1 Enjeux de la réadaptation chez les nouveaux utilisateurs de fauteuil roulant manuel (FRM).....	5
1.1.1 Forces sur la main courante lors de la phase de propulsion : définition et interprétation de l'efficacité mécanique de propulsion (MEF)	6
1.1.2 Développement de pathologies à l'épaule lors de la propulsion.....	7
1.1.3 Causes des pathologies développées à l'épaule lors de la propulsion	8
1.1.4 Définition du coût physiologique.....	11
1.2 Les nouvelles technologies au service de la réadaptation.....	14
1.2.1 Entraînements à la propulsion.....	14
1.2.1.1 Entraînements à la propulsion avec rétroaction visuelle.....	16
1.2.1.2 Entraînements à la propulsion déterministes avec rétroaction haptique.....	18
1.2.1.3 Entraînements personnalisés développés par l'intelligence artificielle	22
1.2.2 Identification de paramètres intrinsèques et réflexifs	25
1.2.2.1 Présentation de la méthode d'identification de paramètres intrinsèques et réflexifs	26
1.2.2.2 Perspectives pour la réadaptation.....	33
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS, HYPOTHÈSES DE RECHERCHE ET RETOMBÉES DU PROJET	37
2.1 Problématique	37
2.2 Objectifs.....	38
2.3 Hypothèses.....	38
2.4 Validation de l'objectif	39
2.5 Limites du champ d'études	39
CHAPITRE 3 PRÉSENTATION DU SIMULATEUR	41
3.1 Fonctionnement du simulateur.....	41
3.2 Rétroaction haptique	42
3.3 Acquisition de la cinématique en temps réel et calcul de la dynamique inverse	43
3.4 Entraînement personnalisé basé sur l'apprentissage par renforcement	44
3.5 Acquisition de données de propulsion	49
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE.....	53
4.1 Description de la base de données	53
4.2 Étude de l'impact d'un entraînement à la propulsion sur la MEF et le coût physiologique.....	55

4.2.1	Normalisation et sélection des cycles	55
4.2.2	Variables d'intérêts et tests statistiques	55
4.3	Identification de paramètres dynamiques du bras lors de la propulsion	57
4.3.1	Hypothèse de linéarité locale	57
4.3.1.1	Conditions d'application de la méthode de Schouten et al. (2008)	57
4.3.1.2	Adaptation de la méthode de Schouten et al. (2008) à la présente étude	59
4.3.2	Mise en forme des données	60
4.3.2.1	Sélection des signaux	60
4.3.2.2	Synchronisation des signaux	60
4.3.2.3	Rééchantillonnage des signaux	61
4.3.2.4	Calcul de l'activation musculaire à partir des signaux EMG	61
4.3.2.5	Sélection des cycles de poussée	66
4.3.3	Calcul de l'admittance mécanique et de l'impédance réflexe dans le domaine fréquentiel	67
4.3.4	Définition du modèle	68
4.3.5	Identification des paramètres par minimisation de la fonction critère	71
4.3.6	Vérification des hypothèses de recherche	73
CHAPITRE 5	RÉSULTATS	77
5.1	Étude de l'impact de l'entraînement à la propulsion sur la MEF et le coût physiologique	77
5.1.1	Entraînements résistifs	77
5.1.2	Entraînements assistifs-résistifs	80
5.2	Identification de paramètres intrinsèques et réflexifs du bras lors de la propulsion	83
CHAPITRE 6	DISCUSSION GÉNÉRALE	93
6.1	Réponses aux objectifs et apports de l'étude	93
6.1.1	Impact de l'entraînement personnalisé sur la MEF et le coût physiologique	93
6.1.2	Identification de paramètres intrinsèques et réflexifs lors de la propulsion	96
6.2	Limites de l'étude	98
6.3	Perspectives, travaux futurs et retombées	99
CONCLUSION		101
ANNEXE I	MEF moyenne et maximale pour tous les participants	103
ANNEXE II	Coût physiologique moyen et maximal pour tous les participants	107
ANNEXE III	Coût physiologique à l'épaule moyen et maximal pour tous les participants	111

ANNEXE IV	Moment de flexion à l'épaule moyen et maximal pour tous les participants	115
ANNEXE V	Paramètres intrinsèques et réflexifs des participants	119
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES		125

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Constantes utilisées pour le calcul du coût physiologique.....13
Tableau 1.2	MEF moyenne à gauche de quatre participants sur la phase d'exploitation (Exp) des entraînements résistifs (Res) et assistifs-résistifs (Assist). Les cases vertes indiquent une augmentation de la MEF par rapport à l'essai initial (Ini)24
Tableau 1.3	Coût physiologique moyen à gauche pour les quatre participants sur la phase d'exploitation (Exp) des entraînements résistifs (Res) et assistifs-résistifs (Assist). Les cases vertes indiquent une diminution du coût physiologique par rapport à l'essai initial (Ini).....25
Tableau 1.4	Paramètres du modèle estimés moyennés sur tous les participants (n=10)33
Tableau 3.1	Nomenclature des entraînements développés en fonction de l'objectif fixé et du type de rétroaction49
Tableau 5.1	MEF, Coût physiologique global (C) et à l'épaule (Cs), et moment de flexion à l'épaule (Mflex) moyens (moy) et maxima (max) sur l'essai initial (Ini) et les trois entraînements résistifs (Res) pour tous les participants au format moyenne (écart-type). Gras : différence significative par rapport à l'essai initial (p ajusté < 0,05)78
Tableau 5.2	MEF moyenne (MEFmoy) et maximale (MEFmax) du côté droit pour tous les participants sur l'essai initial et les trois essais résistifs (Res). Les cases vertes indiquent une augmentation par rapport à l'essai initial79
Tableau 5.3	MEF moyenne (MEFmoy) et maximale (MEFmax) du côté droit pour tous les participants sur l'essai initial et les trois essais assistifs-résistifs (Assist). Les cases vertes indiquent une augmentation par rapport à l'essai initial81
Tableau 5.4	Coût physiologique moyen (Cmoy) et maximal (Cmax) du côté droit pour tous les participants sur l'essai initial et les trois essais assistifs-résistifs. Les cases vertes indiquent une diminution par rapport à l'essai initial.....82

Tableau 5.5	Raideur (k) et viscosité (b) intrinsèques estimées des deux côtés au format moyenne (écart-type). Les asymétries ($Asym$) ainsi que les effets issus de l'ANOVA à deux facteurs pour mesures répétées sont renseignés. Une p-value en gras indique une différence significative ($p < 0,05$).....	89
Tableau 5.6	Asymétrie de raideur intrinsèque (en %) pour chaque participant. Les valeurs inférieures à 10% sont colorées en vert	92

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Phase de poussée et phase de recouvrement lors de la propulsion en FRM6
Figure 1.2	Illustration des patrons de propulsion9
Figure 1.3	Schéma du retour visuel indiquant la vitesse des roues du fauteuil et la FEF du côté droit.....16
Figure 1.4	Exemple de définition d'un patron cible à partir d'un patron de MEF initial19
Figure 1.5	Exemple de définition du modulateur d'intensité de rétroaction ε à partir d'un patron de MEF initial.....20
Figure 1.6	Patron de MEF moyen (N=18) au cours de l'essai initial, des entraînements BL1, BL3 et BL5 et de l'essai post-entraînement. Le patron cible est également représenté21
Figure 1.7	Patron de moment de flexion-extension moyen (N=18) au cours de l'essai initial, des cinq entraînements et de l'essai post-entraînement.....22
Figure 1.8	Schéma représentant le dispositif expérimental. xh représente la position linéaire de la poignée, fh la force appliquée par le participant et d la perturbation.....27
Figure 1.9	Exemple de signal de perturbation en force dans le domaine temporel (a) et fréquentiel (b)28
Figure 1.10	Modèle défini par Schouten et al. (2008). $D(s)$, $Fh(s)$, $Xh(s)$ et $A(s)$ représentent la perturbation externe, la force appliquée, l'activation musculaire, et la position de la poignée. $Hg(s)$ représente la dynamique de préhension, $Hint(s)$ les propriétés intrinsèques du bras, $Hact(s)$ la dynamique d'activation, $Href(s)$ la dynamique réflexe et $X(s)$ la position du bras. $He(s)$ décrit la dynamique virtuelle du manipulateur. La boîte grise Harm(s) représente le modèle du bras sans la préhension.....30
Figure 1.11	Réponse en fréquences de l'admittance mécanique (gauche) et de l'impédance réflexe (droite). La courbe grise correspond à la mesure, la courbe noire correspond à la simulation du modèle optimisé.....32

Figure 1.12	Présentation du Shoulder-Elbow-Perturbator. (a) Positionnement du participant avec une abduction de l'épaule de 80°. (b) Représentation du moteur et de la chaîne de transmission du couple. (c) Représentation du mécanisme d'ajustement de l'abduction de l'épaule34
Figure 1.13	Représentation fréquentielle (a) et temporelle sur une période (b) du moment de perturbation34
Figure 1.14	Inertie (gauche), viscosité (milieu) et raideur (droite) du coude, estimées pour tous les participants sains (bleu) et pathologiques (rouge). Le cercle noir indique la médiane et les traits noirs indiquent le 25 ^e et le 75 ^e percentile. Les étoiles indiquent une différence significative.....36
Figure 3.1	Schéma du fonctionnement du simulateur de propulsion sans rétroaction42
Figure 3.2	Schéma du fonctionnement du simulateur de propulsion avec rétroaction haptique et visuelle.....43
Figure 3.3	Schéma de l'espace des états45
Figure 3.4	Exemple de Qmatrice initiale.....46
Figure 3.5	Exemple de Qmatrice intermédiaire47
Figure 3.6	Exemple de Qmatrice finale.....48
Figure 3.7	Application affichant la vitesse linéaire de chaque roue (1), la zone verte représentant la vitesse cible, et le nombre de cycles effectués dans l'essai (2)50
Figure 3.8	Déroulement des essais d'acquisition.....51
Figure 4.1	Repère de chaque roue par rapport au fauteuil54
Figure 4.2	Exemple de moment propulsif Mz brut (en haut), rééchantillonné à 2kHz par interpolation avec paliers (au milieu) et de signal EMG sur un cycle de poussée.....63
Figure 4.3	Segment temporel de moment propulsif Mz rééchantillonné à 2kHz et de signal EMG brut sur un cycle de poussée.64
Figure 4.4	Exemple de régression linéaire entre chaque palier de moment propulsif Mz (128 paliers utilisés ici) et l'EMG rectifié associé.....65

Figure 4.5	Schéma de la démarche de calcul de l'activation musculaire à partir du moment propulsif M_z et des signaux EMG synchronisés66
Figure 4.6	Modèle dynamique du membre supérieur lors de la propulsion.....69
Figure 5.1	MEF et Coût physiologique moyen du côté droit pour l'essai initial et les entraînements assistifs-résistifs (Assist).....80
Figure 5.2	Exemple de signaux M_z , M_{res} , θ et a lors de la phase d'apprentissage (gauche) et d'exploitation (droit) sur les 22 premiers cycles. Les deux premiers n'ont pas été conservés84
Figure 5.3	Exemple de signaux M_z , M_{res} , θ et a concaténés à partir de l'état 2 des 20 cycles sélectionnés lors de la phase d'apprentissage (gauche) et d'exploitation (droit).....85
Figure 5.4	Exemple d'admittance mécanique expérimentale sur l'état 2 de la phase d'apprentissage (gauche) et d'exploitation (droit). Le modèle initial, calculé à partir des paramètres optimisés issus de (Schouten et al., 2008) et le modèle ajusté à l'issue de l'optimisation ont été représentés86
Figure 5.5	Exemple d'impédance réflexe expérimentale sur l'état 2 de la phase d'apprentissage (gauche) et d'exploitation (droit). Le modèle initial, calculé à partir des paramètres optimisés issus de (Schouten et al., 2008) et le modèle ajusté à l'issue de l'optimisation ont été représentés.....87
Figure 5.6	Exemple d'évolution de la norme au carré du résidu au cours de l'ajustement des paramètres dynamiques par optimisation sur l'état 2 pour les deux phases de l'entraînement.88
Figure 5.7	Représentation de la viscosité intrinsèque estimée de tous les participants sur les états 2 et 3, et sur les phases d'apprentissage (App) et d'exploitation (Exp).....90
Figure 5.8	Représentation au format boîtes à moustaches de la raideur intrinsèque estimée de tous les participants, sur les états 2 et 3, et sur les phases d'apprentissage (App) et d'exploitation (Exp). * indique un effet significatif ($p < 0,05$)90
Figure 5.9	Représentation au format boîtes à moustaches de l'asymétrie de raideur et de viscosité intrinsèque de tous les participants, sur les états 2 et 3, et sur les phases d'apprentissage (App) et d'exploitation (Exp). * indique un effet significatif ($p < 0,05$)91

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

App	Phase d'apprentissage de l'entraînement avec rétroaction
Assist	Mode d'entraînement utilisant une rétroaction sous forme de résistance et d'assistance
BL1-5	Essai d'entraînement avec rétroaction, la rétroaction est minimale pour BL1 et maximale pour BL5
Exp	Phase d'exploitation de l'entraînement avec rétroaction
FRM	Fauteuil roulant manuel
Ini	Essai d'initialisation de l'entraînement sans rétroaction
LIO-ÉTS	Laboratoire d'innovation ouverte en technologies de la santé
Post	Essai post-entraînement sans rétroaction
Res	Mode d'entraînement utilisant une rétroaction sous forme de résistance

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

MEF	Efficacité mécanique de propulsion
FEF	Fraction effective de la force appliquée
F_{tan}	Composante tangentielle de la force appliquée sur la main courante
F_{tot}	Force totale applique sur la main courante
C	Coût physiologique
C_s	Coût physiologique à l'épaule
M_{flex}	Moment de flexion à l'épaule
K_i	Ratio moment/EMG du muscle i
a	Activation musculaire
IEMG	EMG rectifié
M_z	Moment propulsif appliqué sur la main courante
$M_{feedback}$	Moment de rétroaction
M_{res}	Moment de rétroaction résistif
θ	Position angulaire absolue de la main sur la main courante
k	Raideur intrinsèque en Nm/rad
b	Viscosité intrinsèque en Nm.s/rad
I	Inertie intrinsèque en Nm.s ² /rad
k_a	Gain d'accélération du système réflexe en Nm.s ² /rad
k_v	Gain de vitesse du système réflexe en Nm.s/rad
k_p	Gain de position du système réflexe en Nm/rad

τ	Délai du système réflexe en ms
$Asym_x$	Indice d'asymétrie droite-gauche de la variable x en %

INTRODUCTION

En 2022, plus d'un Québécois sur cinq présentait une incapacité limitant ses activités quotidiennes (Gouvernement du Canada, 2023). Les incapacités correspondent aux limitations d'activités résultant de déficiences, c'est-à-dire des altérations des fonctions anatomiques ou physiologiques. Parmi les populations concernées figurent notamment les personnes utilisatrices de fauteuil roulant manuel (FRM).

Chez ces personnes utilisatrices, la propulsion manuelle permet de compenser la perte de la locomotion des membres inférieurs, qu'elle soit d'origine congénitale, traumatique ou médicale. Selon (Smith et al., 2016), près de 200 000 Canadiens utilisent un FRM. Or, cette activité impose une charge mécanique considérable sur les membres supérieurs, avec en moyenne 3500 cycles de poussée par jour (Boninger et al., 2003). Ce geste répétitif est associé à une forte prévalence de douleurs et de pathologies de l'épaule, augmentant jusqu'à six fois le risque de dégénérescence par rapport à la population valide (Liampas et al., 2021). De plus, son rendement biomécanique est limité : plus de la moitié de la force appliquée ne contribue pas directement au déplacement (Aissaoui & Gagnon, 2022). Ces contraintes limitent l'autonomie des utilisateurs et nuisent à leur qualité de vie.

En réponse à ces enjeux, la réadaptation constitue une pratique clinique visant à optimiser le fonctionnement et à favoriser la récupération de l'indépendance dans les activités de la vie quotidienne (Organisation mondiale de la santé (OMS), 2024). Chez les personnes utilisatrices de FRM, elle cherche notamment à développer une propulsion efficace et sécuritaire pour pallier les contraintes inhérentes à la propulsion. Pourtant, une étude de Best et al. (2015) révèle que l'entraînement dispensé avant le retour à domicile reste limité : seuls deux tiers des hôpitaux offrent une formation, souvent brève (1 à 4 heures), et peu d'entre eux proposent un enseignement avancé comme le franchissement de rampes. Le manque de temps et de ressources est régulièrement évoqué par les thérapeutes (Best et al., 2015).

Dans ce contexte, les nouvelles technologies comme la robotique et les simulateurs interactifs apparaissent comme des solutions prometteuses. Elles permettent d'automatiser certaines tâches de réadaptation, de prolonger l'entraînement à domicile et de collecter des données de performance à plus grande échelle, tout en réduisant le rapport coût-bénéfice de la réadaptation (Reinkensmeyer & Boninger, 2012). Cependant, leur intégration en clinique reste limitée : plus de la moitié des cliniciens manquent de connaissances sur ces aides techniques émergentes, leurs bénéfices, leurs risques et les critères d'évaluation (Pilli et al., 2023).

Face à cet enjeu, le programme Ensemble! a été créé en 2023 à l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (*Programme ENSEMBLE!*, s.d.). Il vise à implanter des technologies de réadaptation et des outils d'intelligence artificielle au quotidien des clientèles de l'institut afin d'optimiser le traitement des personnes usagères. Parmi les dispositifs développés figurent un exerciceur bimanuel robotisé (Akremi et al., 2022) pour la réadaptation des membres supérieurs ainsi qu'un simulateur de FRM (Chenier et al., 2014).

Ce mémoire vise à contribuer à l'utilisation des technologies en réadaptation. Il présente les travaux réalisés sur le simulateur de FRM conçu au Laboratoire d'Innovation Ouverte en Technologies de la Santé (LIO-ÉTS) et situé au Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal. Ce dispositif, similaire à celui de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal, servira de base à l'implantation future de méthodes et outils transférables en contexte clinique.

Ce mémoire s'articule en six chapitres. Le premier propose une revue des connaissances actuelles sur la propulsion en FRM, ses principaux enjeux biomécaniques ainsi que les récentes avancées technologiques en réadaptation. Le deuxième expose la problématique, les objectifs et les hypothèses de recherche, ainsi que les limites du cadre d'étude. Le simulateur de FRM développé au LIO-ÉTS fait l'objet du troisième chapitre, qui en décrit le fonctionnement et les composantes principales. Le quatrième chapitre présente la méthodologie du projet, articulée autour de l'évaluation d'un dispositif d'entraînement existant et du développement d'une contribution complémentaire. Le cinquième chapitre expose les résultats obtenus, qui sont

ensuite analysés et discutés dans le sixième, accompagné des perspectives et des retombées envisagées. Enfin, le dernier chapitre apporte une conclusion à cette étude.

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES ACTUELLES

Cette première section présente une revue des connaissances actuelles sur la propulsion de FRM et son impact sur les membres supérieurs. Elle expose également l'état de l'art des différents entraînements à la propulsion décrits dans la littérature, ainsi qu'une méthode d'identification des déficiences des membres supérieurs.

1.1 Enjeux de la réadaptation chez les nouveaux utilisateurs de fauteuil roulant manuel (FRM)

Se déplacer à l'aide d'un FRM nécessite tout au long du trajet une action répétitive de l'utilisateur sur la main courante pour faire avancer, reculer, et tourner le fauteuil. Cette action peut être découpée en deux phases, comme illustrée sur la Figure 1.1. La première phase, dite de poussée, débute lorsque l'utilisateur saisit la main courante et se termine lorsqu'il la relâche. La seconde phase, dite de recouvrement, débute lorsque l'utilisateur a lâché la main courante et se termine lorsqu'il la saisit à nouveau.

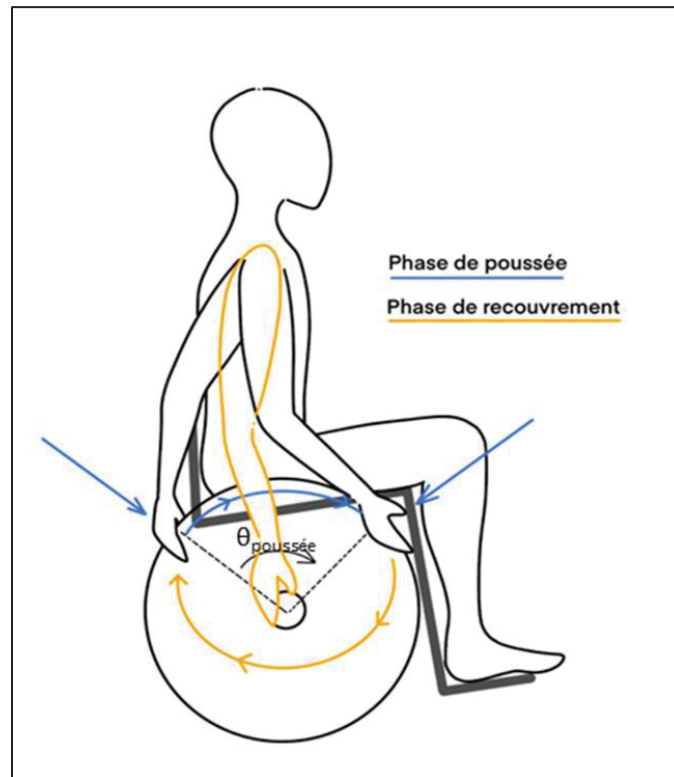


Figure 1.1 Phase de poussée et phase de recouvrement lors de la propulsion en FRM
Tirée de Ghazouani (2023)

La phase de poussée constitue la période du mouvement de propulsion où l'utilisateur produit un effort sur la main courante, résultant en un mouvement de la roue et donc du fauteuil. Il s'agit donc de la phase privilégiée pour l'analyse des efforts fournis et de la technique de propulsion de l'utilisateur.

1.1.1 Forces sur la main courante lors de la phase de propulsion : définition et interprétation de l'efficacité mécanique de propulsion (MEF)

Une méthode permettant de juger la technique de propulsion d'un utilisateur est le calcul de l'efficacité mécanique de propulsion, appelée « Mechanical fraction of Effective Force » en anglais, et notée MEF. Elle se définit comme le rapport au carré de la composante tangentielle de la force appliquée par l'utilisateur sur la main courante, sur la force totale :

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

Il s'agit du carré de la « Fraction of Effective Force », ou FEF, également retrouvée dans la littérature.

$$FEF = \sqrt{MEF} = \frac{F_{tan}}{F_{tot}} \quad (1.2)$$

La MEF et la FEF sont des indicateurs pertinents de l'efficacité de la propulsion, puisque la partie tangentielle de la force appliquée est la seule contribuant réellement à la rotation de la roue. Une MEF ou une FEF égale à 1 traduit ainsi une force appliquée parfaitement tangentielle à la roue, tandis qu'une MEF ou une FEF égale à 0 traduit une force appliquée uniquement radiale et/ou axiale.

On retrouve dans la littérature des valeurs moyennes de FEF sur une phase de poussée allant de 61,5% à 76,8% (Bregman et al., 2009; Dallmeijer et al., 1998; De Groot, Veeger, Hollander, & Van der Woude, 2002; Kotajarvi et al., 2006; Vegter et al., 2014), et des valeurs moyennes de MEF sur une phase de poussée comprises entre 21% et 81,3% (Aissaoui & Desroches, 2008; Boninger et al., 1999; Desroches et al., 2008a) pour différents types de participants (inexpérimentés, paraplégiques), de vitesse propulsion (entre 0,83 et 1,8 m/s), de posture assise (angle du siège 0-5° et angle siège-dossier 95-105°) et de résistance au roulement.

1.1.2 Développement de pathologies à l'épaule lors de la propulsion

Les efforts déployés par les utilisateurs de FRM sur la main courante pour faire tourner les roues sont le résultat d'un processus de transmissions articulaires de forces et de moments partant de l'épaule. Cette articulation est donc particulièrement sollicitée lors de la phase de poussée de la propulsion.

Lal (1998) a mené une étude prospective sur l'évolution de la santé des épaules de 53 personnes tétraplégiques et paraplégiques suivies pendant cinq à 15 ans. Les résultats montrent une

incidence nettement plus élevée de changements dégénératifs chez les individus de plus de 30 ans dans ce groupe, ainsi qu'une corrélation entre l'intensité d'utilisation des membres supérieurs et l'apparition des lésions au niveau de l'articulation gléno-humérale. Ainsi, 83 % des utilisateurs autonomes de FRM (c'est-à-dire propulsant eux-mêmes leur fauteuil) présentaient des altérations visibles par radiographie, contre 27 % des utilisateurs dépendants (FRM propulsé par une tierce personne) et 33 % des utilisateurs de fauteuil motorisé. Les premières anomalies étaient détectables dès quatre ans après la lésion médullaire, incluant notamment un rétrécissement acromio-claviculaire (100 % des cas affectés), la formation d'ostéophytes (39 %), des signes de nécrose (34 %) et un conflit sous-acromial (29 %) (Lal, 1998).

Ces résultats confirment la forte prévalence des douleurs et pathologies de l'épaule chez les utilisateurs de FRM. Ce constat est appuyé par la revue systématique de Liampas et al. (2021), qui rapporte un risque multiplié par 5,8 de développer des douleurs à l'épaule par rapport à la population valide (Liampas et al., 2021).

1.1.3 Causes des pathologies développées à l'épaule lors de la propulsion

Les douleurs et pathologies de l'épaule chez les utilisateurs de FRM résultent de multiples facteurs, incluant la technique de propulsion, la fréquence et la magnitude des efforts déployés, ainsi que des caractéristiques individuelles.

Dès 1995, un consortium regroupant dix-sept organisations, dont les Paralyzed Veterans of America, a publié des recommandations visant à réduire le risque de blessures à l'épaule. Les experts soulignent l'importance de minimiser les forces nécessaires à la propulsion, en maintenant une masse corporelle adéquate et en optimisant la technique de propulsion. Selon le consortium, l'éducation à la propulsion doit inclure des conseils sur la longueur et la fluidité des phases de poussée, et recommande le patron semi-circulaire (SC) pour la phase de recouvrement. En effet, le consortium reconnaît quatre patrons lors de la phase de

recouvrement : le pompage (ARC), la simple boucle (SLOP), la double boucle (DLOP), et le semi-circulaire (SC). Ces patrons sont parfaitement illustrés par la Figure 1.2 extraite des travaux de (Chénier, 2012). Le patron semi-circulaire (SC) est à privilégier car il permettrait une fréquence de coups plus faible, une phase de poussée prolongée et une réduction de la vitesse angulaire des articulations. (Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005).

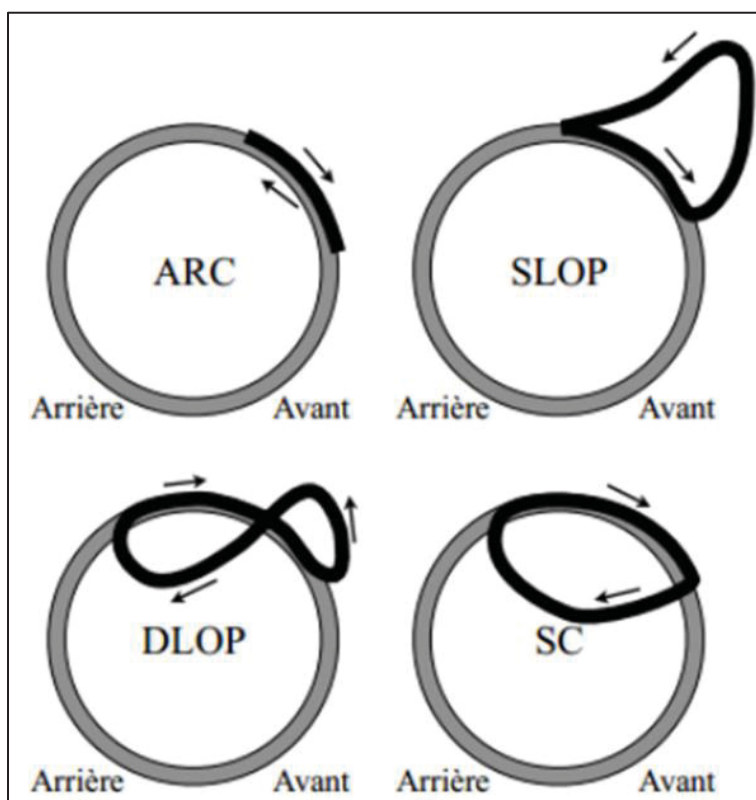


Figure 1.2 Illustration des patrons de propulsion
Tirée de Chénier (2012) p.32

Des études expérimentales ont ensuite précisé les mécanismes biomécaniques responsables de ces douleurs. Mercer et al. (2006) ont étudié la propulsion de 33 blessés médullaires et ont montré que la vitesse de propulsion influence directement les forces et moments de réaction à l'épaule calculés par la méthode de la dynamique inverse : les participants déployaient des forces et moments plus importants (+26% à +208% selon l'effort et la direction) quand la vitesse augmentait (de 0,9 m/s à 1,8 m/s). Un examen d'imagerie par résonance magnétique a permis de démontrer que l'augmentation de ces efforts dans des directions spécifiques (forces

postérieures, latérales et moments de rotation interne) était associée à un risque significativement accru d'œdème et d'épaississement du ligament coracoacromial ($p < 0.05$). Des tendances similaires ont été remarquées entre le développement de ces anomalies et l'augmentation de l'intensité du moment d'abduction et d'extension à l'épaule lors de la propulsion (Mercer et al., 2006).

Desroches et al. (2008) ont étudié la propulsion de 14 participants âgés ($68,2 \pm 5,2$ ans) et expérimentés à une vitesse contrôlée de 0,96–1,01 m/s (Desroches et al., 2008a, 2008b). Les roues étaient instrumentées, permettant la mesure des forces et moments appliqués sur la main courante, et des caméras optoélectroniques permettaient la capture de la cinématique du mouvement. Dans une première étude, les auteurs ont observé une corrélation positive significative entre la MEF et les moments articulaires de réaction à l'épaule calculés par dynamique inverse : rotation externe ($r = 0,239$, $p < 0,001$), rotation interne ($r = 0,342$, $p < 0,05$), extension sagittale ($r = 0,438$, $p < 0,001$), flexion sagittale ($r = 0,518$, $p < 0,001$) et flexion horizontale ($r = 0,675$, $p < 0,01$) (Desroches et al., 2008a). Dans une seconde étude, les auteurs ont repris ces mêmes données expérimentales et ont recalculé les moments articulaires de réaction en modifiant l'orientation de la force appliquée sur la main courante (d'une force complètement radiale à une force parfaitement tangentielle) sans en modifier la magnitude. Ils ont ainsi démontré qu'une force appliquée tangentiellement à la roue est associée à une augmentation de 56 % du moment de rotation interne, 46 % de la flexion sagittale, 81 % de la flexion horizontale, et à une diminution de 31 % de l'abduction, tout en augmentant la compression de l'épaule de 16 % par rapport à une orientation de force spontanément choisie par l'utilisateur (Desroches et al., 2008b). Ces résultats soulignent l'influence de la direction et de l'amplitude des forces appliquées à la main courante sur les efforts appliqués à l'articulation de l'épaule.

Bregman et al. (2009) ont également procédé à des simulations à partir des mesures de propulsion de 16 participants (5 valides, 8 paraplégiques, 3 tétraplégiques) à 0,83 m/s sur un tapis roulant. Les auteurs ont utilisé le Delft Shoulder and Elbow Model, un modèle musculosquelettique par éléments finis qui, à partir des forces appliquées sur la main courante

et de la cinématique de propulsion, permet d'estimer à la fois les forces générées par les muscles entourant l'épaule et le coude, et les forces de contact articulaires. Les auteurs ont exécuté ce modèle avec en entrée la force spontanément produite par les participants, puis ont répété cette opération en ne conservant que la composante tangentielle à la roue de cette force. Dans la condition tangentielle, la force de contact gléno-humérale était significativement plus élevée tout au long de la poussée que pour une direction de force spontanée, avec un pic moyen passant de 357.8 ± 74.8 N à 575.5 ± 120.1 N. Le moment de flexion de l'épaule était plus important et décalé temporellement vers la fin de la poussée, tandis que les pics d'extension et d'adduction disparaissaient. Sur le plan musculaire, l'énergie produite et dissipée par l'ensemble des muscles de l'épaule était significativement plus élevée en condition tangentielle, avec une augmentation marquée pour les muscles de la coiffe des rotateurs et le deltoïde claviculaire. Cette étude met donc en évidence qu'une force de propulsion strictement tangentielle s'accompagne d'une augmentation des contraintes gléno-humérales et de l'activité musculaire de l'épaule, notamment des rotateurs de la coiffe et du deltoïde claviculaire (Bregman et al., 2009).

Ces travaux convergent pour indiquer que la magnitude et la direction des forces appliquées à la main courante entraîne une augmentation du chargement à l'épaule. Ce chargement, associé à la vitesse de propulsion et le poids corporel, est un déterminant essentiel de la survenue des douleurs et pathologies de l'épaule.

1.1.4 Définition du coût physiologique

Une manière de quantifier le chargement à l'épaule et d'évaluer le caractère sécuritaire de la technique de propulsion est le coût physiologique, dont l'idée est introduite par Rozendaal et al. (2003) lors de la définition d'un critère effet-coût. L'objectif de l'étude est de quantifier l'équilibre entre la contrainte mécanique imposée par la propulsion d'un FRM et les capacités biomécaniques de l'utilisateur. D'une part, l'effet est défini par les auteurs comme la puissance transmise à la roue, c'est-à-dire le moment propulsif déployé par l'utilisateur multiplié par la vitesse angulaire de la roue :

$$E = \underline{r}_{ah} \cdot \underline{F} \cdot \omega \quad (1.3)$$

Avec $\underline{r}_{ah}$ le vecteur position reliant dans le plan sagittal le centre de la roue et la main, $\underline{F}$ le vecteur force appliqué par l'utilisateur sur la main courante dans le plan sagittal et ω la vitesse angulaire de la roue. D'autre part, le coût physiologique est défini à chaque instant du cycle de poussée par l'équation ci-dessous (Rozendaal et al., 2003) :

$$C = V_s \frac{|\underline{r}_{sh} \cdot \underline{F} + M_{0,s}|}{M_{max,s}(\varphi_s, \omega_s)} + V_e \frac{|\underline{r}_{eh} \cdot \underline{F} + M_{0,e}|}{M_{max,e}(\varphi_e, \omega_e)} + C_0 \quad (1.4)$$

Il est formé d'une combinaison d'un coût à l'épaule, d'un coût au coude et d'une constante $C_0 = 0.005$ permettant d'assurer le caractère non nul du coût total. Chaque composante articulaire est définie comme le rapport du moment articulaire instantané calculé par bras de levier, et auquel s'ajoute un moment constant M_0 , sur le moment maximal déployable par cette articulation. Ce rapport est pondéré par le volume musculaire V entourant l'articulation. Le moment constant M_0 dépend de l'articulation et du mouvement exécuté, $\underline{r}_{sh}$ représente le vecteur position reliant dans le plan sagittal le centre de la roue et l'épaule, et $\underline{r}_{eh}$ relie le centre de la roue et le coude. Le moment maximal déployable par chaque articulation à chaque instant dépend de sa position angulaire φ et de sa vitesse angulaire ω et est calculé comme suit (Rozendaal et al., 2003) :

$$M_{max,s} = M_{0,s}(c_0 + c_1\varphi_s + c_2\varphi_s^2 + c_3\varphi_s^3) \frac{1 - \frac{|\omega_s|}{\omega_{max,s}}}{1 + \frac{|\omega_s|}{K \cdot \omega_{max,s}}} \quad (1.5)$$

$$M_{max,e} = M_{0,e}(c_0 + c_1\varphi_e + c_2\varphi_e^2 + c_3\varphi_e^3) \frac{1 - \frac{|\omega_e|}{\omega_{max,e}}}{1 + \frac{|\omega_e|}{K \cdot \omega_{max,e}}} \quad (1.6)$$

Toutes les valeurs constantes utilisées pour le calcul sont exprimées dans le Tableau 1.1.

Tableau 1.1 Constantes utilisées pour le calcul du coût physiologique
Tiré de Tostain (2023) p.74

	Flexion		Extension	
Variables	Coude	Epaule	Coude	Epaule
M_0	37	52	43	79
c_0	0.706	1.138	0.496	0.675
c_1	0.308	-0.218	0.228	0.471
c_2	0.08	0.073	0.25	-0.195
c_3	-0.053	-0.025	-0.104	0.017
K	0.45	0.35	0.40	0.33
ω_{max}	30	30	30	27
V	0.19	0.32	0.17	0.36

La formule proposée par Rozendaal et al. (2003) a été adaptée par Tostain (2023) en remplaçant les termes de moments articulaires calculés par la méthode du bras de levier par des valeur de moment articulaire de flexion-extension obtenu par l'utilisation de la dynamique inverse. Le coût physiologique est ainsi calculé de la manière suivante (Tostain, 2023) :

$$C = V_s \frac{|M_{flex/ext,s}|}{M_{max,s}(\varphi_s, \omega_s)} + V_e \frac{|M_{flex/ext,e}|}{M_{max,e}(\varphi_e, \omega_e)} + C_0 \quad (1.7)$$

Cette adaptation est justifiée par les travaux de Winter (2009), démontrant l'inefficacité de la méthode du bras de levier à estimer les forces et les moments de réactions articulaires, la rendant inadaptée dans le contexte du calcul du coût physiologique (Tostain, 2023; Winter, 2009).

Le coût physiologique ainsi défini traduit le chargement imposé aux membres supérieurs au cours de la propulsion, puisqu'il fait directement intervenir les moments de réaction déployés à chaque instant. Après avoir constaté dans la partie précédente que les variations des moments à l'épaule sont directement liées aux risques de développer des pathologies et douleurs articulaires, il semble adéquat de quantifier l'aspect sécuritaire de la propulsion pour les membres supérieurs par le calcul du coût physiologique.

1.2 Les nouvelles technologies au service de la réadaptation

Le Consortium, dont les conclusions ont été précédemment énoncées, appuie sur la nécessité d'éduquer et de fournir un entraînement à la propulsion aux utilisateurs de FRM pour leur enseigner les bonnes pratiques limitant le développement de douleurs et de pathologies des membres supérieurs. Dans cette partie, les dernières avancées technologiques en termes d'entraînement à la propulsion seront présentées. Ensuite, une technique de caractérisation de la dynamique des membres supérieurs, offrant des perspectives de personnalisation, sera introduite.

1.2.1 Entraînements à la propulsion

Cette partie vise à faire l'état de l'art des différents types d'entraînement à la propulsion ayant été proposés dans la littérature. Lorsqu'un patient nouvellement atteint de blessure médullaire commence à propulser un FRM, il est confronté à une gamme de mouvements et d'efforts qu'il n'a a priori jamais expérimenté auparavant. Pour enseigner à ces nouveaux utilisateurs de FRM les bonnes pratiques de la propulsion, il est d'abord intéressant de comprendre comment le corps humain réagit et s'adapte à cette nouvelle activité.

Vegter et al. (2014) ont étudié l'apprentissage moteur de la propulsion en FRM. Dans cette étude, 70 hommes valides totalement novices ont propulsé un FRM équipé de roues instrumentées sur un tapis roulant à une vitesse constante de 1,11 m/s. Au cours de cette séance d'une durée de 12 minutes (trois blocs de 4 minutes), les auteurs ont observé plusieurs adaptations rapides de la technique de propulsion : la durée du cycle de propulsion est passée de $0,91 \pm 0,29$ s à $1,05 \pm 0,31$ s, la phase de poussée de $0,26 \pm 0,06$ s à $0,31 \pm 0,06$ s, et l'angle de contact de $55,1^\circ \pm 13,0^\circ$ à $64,5^\circ \pm 12,9^\circ$. En parallèle, la force moyenne appliquée a légèrement diminué, passant de $47,2 \pm 14,1$ N à $45,0 \pm 11,5$ N, tandis que la FEF a montré une amélioration modeste mais notable, passant de $67,2 \pm 8,5$ % à $69,0 \pm 9,0$ %. Sur le plan énergétique, l'efficacité métabolique, définie comme le rapport entre la puissance mécanique externe moyenne et la dépense énergétique, a augmenté de plus de 10 % chez 46 participants

entre le premier et le troisième bloc. Les autres participants, qui présentaient déjà une efficacité métabolique initiale significativement plus élevée, n'ont pas montré de progression supplémentaire. Toutefois, à la fin de la séance, les deux sous-groupes se retrouvaient à un niveau similaire d'efficacité métabolique, soit 5,5 %. Cette étude met ainsi en évidence que des changements significatifs, tant mécaniques qu'énergétiques, apparaissent dès les premières minutes de pratique chez des utilisateurs novices (Vegter et al., 2014).

De Groot et al. (2002a) ont cherché à établir l'impact d'un entraînement à la propulsion de FRM, constitué de séances de pratiques, sur la technique de propulsion de participants novices. 20 hommes valides non-expérimentés ont pris part à l'étude. Le groupe expérimental est composé de dix participants ayant reçu un entraînement à la propulsion de FRM sur un ergomètre à roues instrumentées d'une durée de trois semaines, à raison de trois répétitions par semaine. Les entraînements consistaient en deux blocs de 4 minutes de propulsion à une vitesse de 1,11 m/s et à deux puissances de sortie différentes : 0,15 W/kg et 0,25 W/kg. Les participants disposaient d'un retour visuel de leur vitesse linéaire de propulsion quasi-instantanée. Le groupe de contrôle n'a participé qu'au premier et au dernier essai. A l'issue de cet entraînement, aucune différence significative de FEF, de symétrie de propulsion et de variabilité inter-cycle n'a été remarquée entre les deux groupes. La fréquence des cycles de poussées a significativement diminué pour le groupe expérimental (de 62 ± 12 cycles/minutes à 46 ± 12 cycles/minutes) contrairement au groupe de contrôle (de 63 ± 17 cycles/minutes à 60 ± 17 cycles/minutes), avec une augmentation significative de la durée du cycle de propulsion et de la phase de poussée pour le groupe expérimental, n'ayant pas été remarquée pour le groupe de contrôle (De Groot, Veeger, Hollander, & Van der Woude, 2002). Ces résultats sont en accord avec ceux de Vegter et al. (2014), suggérant que la pratique de la propulsion induit un allongement naturel des cycles de propulsion et des phases de poussées, avec une diminution de la fréquence de poussée. Ces résultats sont positifs en vertu des recommandations du Consortium (Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005), mais indiquent qu'un entraînement spécifique est nécessaire si l'on souhaite augmenter l'efficacité de la propulsion, caractérisée par la FEF ou la MEF. Ce type

d'entraînement nécessite ainsi une rétroaction pour permettre au participant de prendre note de sa technique actuelle et de tenter de l'améliorer.

1.2.1.1 Entraînements à la propulsion avec rétroaction visuelle

Dans l'étude de De Groot et al. (2002b), similaire à la précédente, 20 hommes valides non-expérimentés ont pris part à un entraînement à la propulsion de FRM sur un ergomètre à roues instrumentées d'une durée de trois semaines, à raison de trois répétitions par semaine. Les entraînements consistaient en deux blocs de 4 minutes de propulsion à une vitesse de 1,11 m/s et à deux puissances de sortie différentes : 0,15 W/kg et 0,25 W/kg. Pour trois des neuf entraînements, un bloc de 4 minutes à 0,40 W/kg a été ajouté. L'ensemble des participants disposaient d'un retour visuel de leur vitesse quasi-instantanée. Le groupe expérimental, composé de 10 participants choisis aléatoirement, disposait également d'un retour visuel de leur FEF ainsi que d'une consigne supplémentaire : augmenter la FEF le plus possible lors de la propulsion. La Figure 1.3 schématise le dispositif de retour visuel du groupe expérimental.

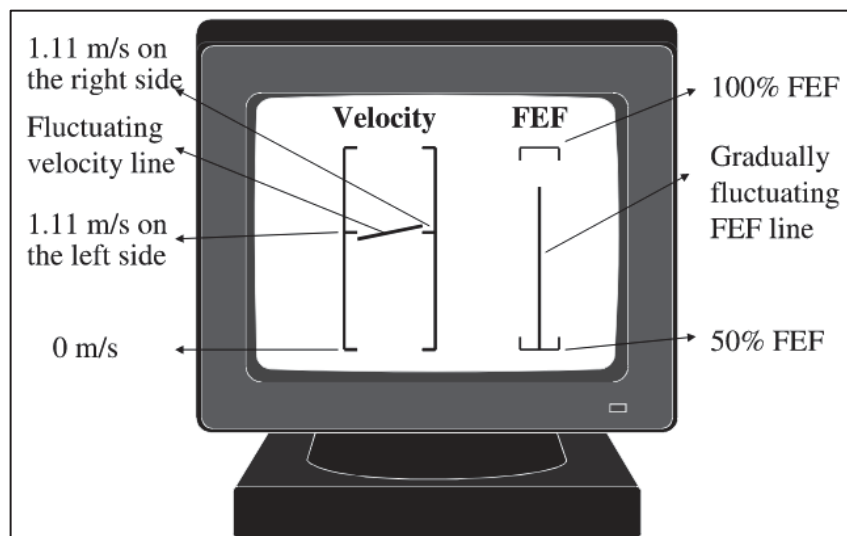


Figure 1.3 Schéma du retour visuel indiquant la vitesse des roues du fauteuil et la FEF du côté droit

Tiré de (De Groot, Veeger, Hollander, & Van Der Woude, 2002)

A l'issue des trois semaines d'entraînement, le groupe expérimental a démontré une FEF moyenne significativement supérieure pour les trois puissances externes imposées

(respectivement $90,2 \pm 17,4$ %, $97,5 \pm 5,2$ % et $96,6 \pm 4,2$ % contre $79,3 \pm 12,6$ %, $83,0 \pm 7,4$ % et $83,1 \pm 4,8$ % pour le groupe de contrôle) mais a produit une efficacité métabolique inférieure (respectivement $5,5 \pm 0,5$ %, $6,96 \pm 0,66$ % et $8,46 \pm 1,11$ % contre $5,87 \pm 0,52$ % et $8,11 \pm 0,56$ % et $9,88 \pm 0,67$ % pour le groupe de contrôle). Cette étude démontre que la présence d'une rétroaction visuelle peut mener des participants novices à augmenter leur efficacité mécanique de propulsion, caractérisée par la FEF. Cependant, cette augmentation d'efficacité mécanique peut avoir un impact négatif sur l'efficacité métabolique (De Groot, Veeger, Hollander, & Van Der Woude, 2002).

L'étude de Kotajarvi et al. (2006) a également porté sur l'effet d'une rétroaction visuelle sur la propulsion en FRM, mais chez 18 participants blessés médullaires expérimentés. Les participants ont réalisé quatre essais de propulsion de dix minutes sur un dynamomètre instrumenté : les deux premiers à une puissance externe de 0,15 W/kg, et les deux suivants à 0,25 W/kg, ces derniers ayant lieu un autre jour pour éviter l'effet de fatigue. Un moniteur vidéo proposait une rétroaction visuelle de la FEF, la vitesse et la puissance développée durant la phase de poussée, mais seulement pour le deuxième essai de chaque intensité. Les participants étaient informés que la courbe de FEF représentait la qualité de leur poussée et qu'ils devaient tenter de l'augmenter, sans indiquer qu'elle correspond à la production de force tangentielle. Aucune instruction supplémentaire n'était donnée. Les résultats indiquent que l'intensité de propulsion influence la FEF, dont la valeur était significativement plus élevée à 0,25 W/kg qu'à 0,15 W/kg, indépendamment de la présence de rétroaction. En revanche, la rétroaction visuelle n'a pas amélioré la FEF, même si les participants modifiaient leur technique de propulsion : l'angle de poussée a augmenté de $84,3^\circ$ à $98,7^\circ$ et la fréquence de poussée a diminué de 66 à 57,8 poussées/min. Cette étude suggère que chez des utilisateurs expérimentés, le biofeedback visuel a un effet limité sur la FEF mais peut modifier certains paramètres de propulsion comme l'angle de poussée et la fréquence (Kotajarvi et al., 2006).

1.2.1.2 Entraînements à la propulsion déterministes avec rétroaction haptique

L'office québécois de la langue française définit le sens haptique comme la « science du toucher englobant les perceptions cutanées et kinesthésiques du corps dans son environnement ». Pour faire simple, « l'haptique est au toucher ce que l'optique est à la vue » (Office québécois de la langue française, 2020).

Blouin et al. (2015) ont proposé le premier entraînement intégrant une rétroaction haptique en temps réel pour la propulsion en FRM. L'objectif était de guider l'utilisateur afin de modifier son patron de MEF sur le cycle de poussée vers un patron cible. Dans cette étude, 18 participants blessés médullaires, utilisateurs expérimentés de FRM, ont propulsé sur un simulateur de propulsion. Le patron initial de MEF, normalisé en temps (MEF_{ini} , exprimé en % du cycle de poussée) a d'abord été mesuré lors de deux essais de 1 minute. Le patron cible (MEF_T) a ensuite été défini à partir de ce patron initial : il consistait en une augmentation de 10 % du pic de MEF, puis un lissage vers les valeurs initiales entre 0–10 % et 90–100 % du cycle grâce à deux fonctions demi-gaussiennes. Un exemple de patron cible dérivé d'un patron initial est présenté à la Figure 1.4. Enfin, le patron cible normalisé en temps a été exprimé en fonction de l'angle de poussée ($MEF_T(\theta)$) afin de concevoir la rétroaction.

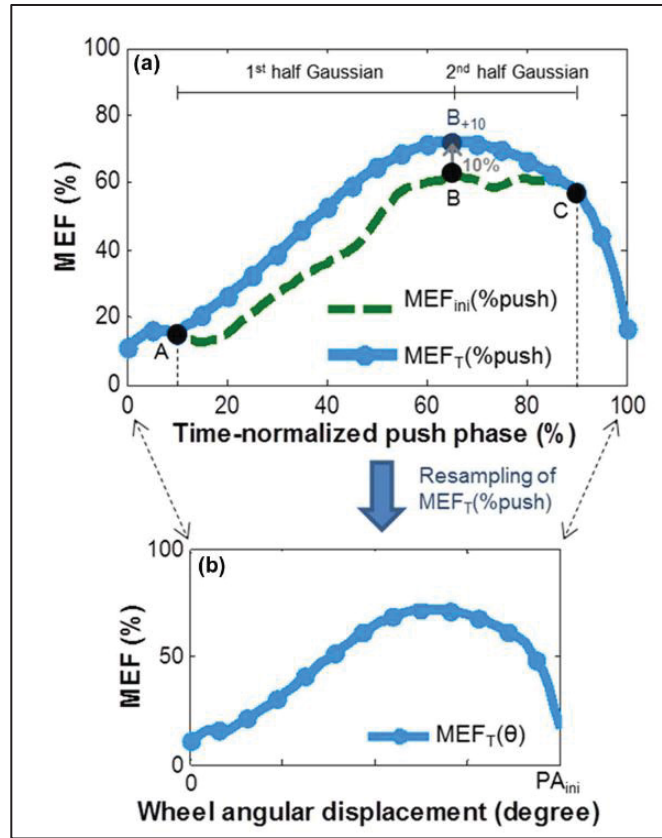


Figure 1.4 Exemple de définition d'un patron cible à partir d'un patron de MEF initial
Tirée de (Blouin et al., 2015)

La rétroaction haptique prend la forme d'un moment de résistance au roulement M_{HB} appliqué au niveau des roues du simulateur et calculé selon l'équation ci-dessous ci-dessus (Blouin et al., 2015) :

$$M_{HB} = \varepsilon(\theta) |MEF - MEF_T(\theta)| \quad (1.8)$$

Elle dépend de l'écart entre la MEF instantanée et la MEF cible. Le paramètre $\varepsilon(\theta)$ module l'intensité de la rétroaction et dépend du moment de propulsion maximal volontaire (MVM) du participant, du rapport entre la moment propulsif moyen et son maximum lors de l'essai initial, et du niveau de rétroaction du bloc (BL). Afin de ne pas perturber le début et la fin du cycle, aucune rétroaction n'était appliquée entre 0–10 % et 90–100 % ($\varepsilon(\%) = 0$). La Figure 1.5 illustre la conception du modulateur haptique $\varepsilon(\%)$ puis $\varepsilon(\theta)$ à partir du patron initial de moment propulsif (Mz_{ini}).

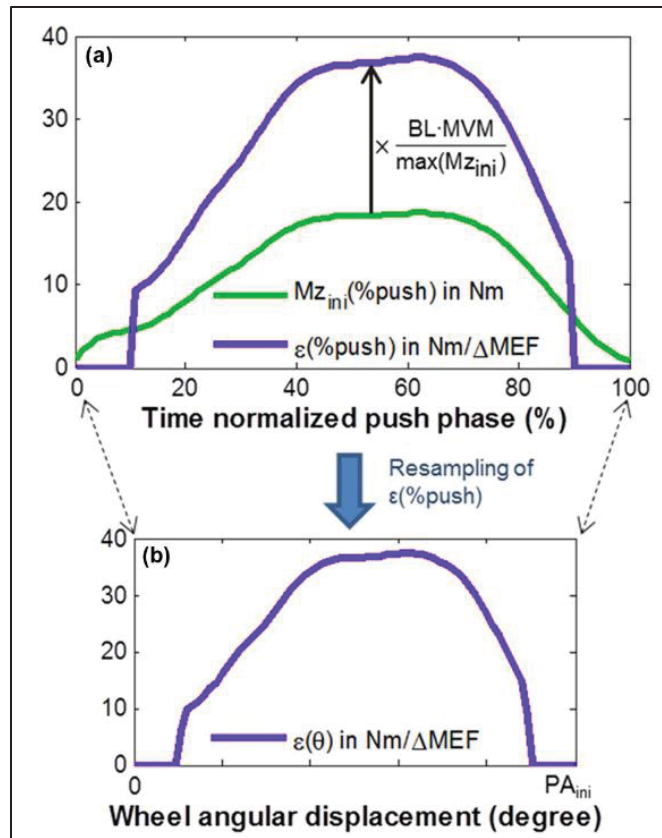


Figure 1.5 Exemple de définition du modulateur d'intensité de rétroaction ε à partir d'un patron de MEF initial

Tirée de (Blouin et al., 2015)

Cinq niveaux de rétroaction (BL1 à BL5, avec $BL \in [0.33, 0.67, 1, 1.33, 1.67]$) ont été présentés aléatoirement aux participants lors de blocs de propulsion de trois minutes. Un écran fournissait aux participants un retour visuel sur leur vitesse linéaire instantanée ainsi que sur leur vitesse linéaire moyenne choisie librement lors de l'essai initial, qu'ils devaient maintenir. A l'issue de cette étude, trois comportements ont été identifiés. Parmi les 18 participants, 11 sont parvenus à se rapprocher du patron cible durant l'entraînement sur au moins un côté, dont six qui y sont parvenus des deux côtés. Un participant a dépassé le patron cible, tandis que cinq participants ont démontré une diminution du patron de MEF. La Figure 1.6 illustre pour la cohorte entière le patron initial, le patron cible et le patron obtenu au cours de trois entraînements de MEF de chaque côté. Un découpage du cycle de poussée normalisé en quartile est également présenté.

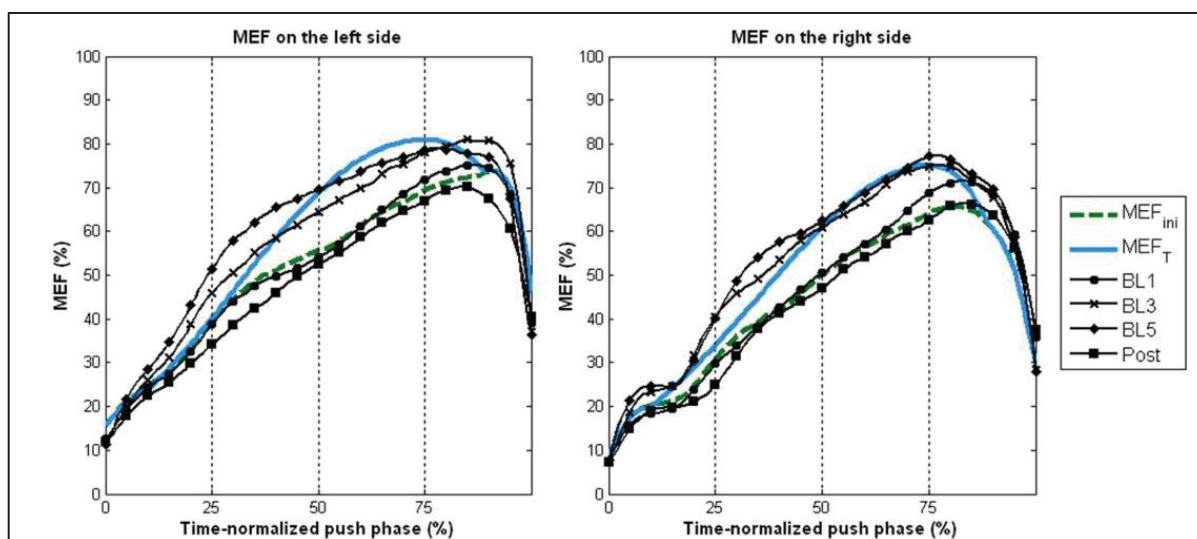


Figure 1.6 Patron de MEF moyen (N=18) au cours de l'essai initial, des entraînements BL1, BL3 et BL5 et de l'essai post-entraînement. Le patron cible est également représenté
Tirée de (Blouin et al., 2015)

Des analyses statistiques sur les quartiles 2 et 3 du cycle de poussée ont révélé une augmentation significative de la MEF au cours des entraînements BL3, BL4 et BL5 du côté droit par rapport aux quartiles 2 et 3 de l'essai initial ($p < 0,001$). Du côté gauche, la MEF a été significativement augmentée sur le quartile 2 de l'entraînement BL5 par rapport à l'essai initial et une tendance à l'augmentation a été remarquée au cours des entraînements BL3, BL4 et BL5 sur le quartile 3 ($p < 0,06$). Néanmoins, une augmentation significative du pic de moment de flexion de l'épaule a été rapportée des deux côtés et sur les quartiles 2 et 3 entre tous les entraînements et l'essai initial ($p \leq 0,005$) (Blouin, 2014). La Figure 1.7 représente le patron de flexion-extension à l'épaule moyen de tous les participants, sur le cycle de poussée normalisé.

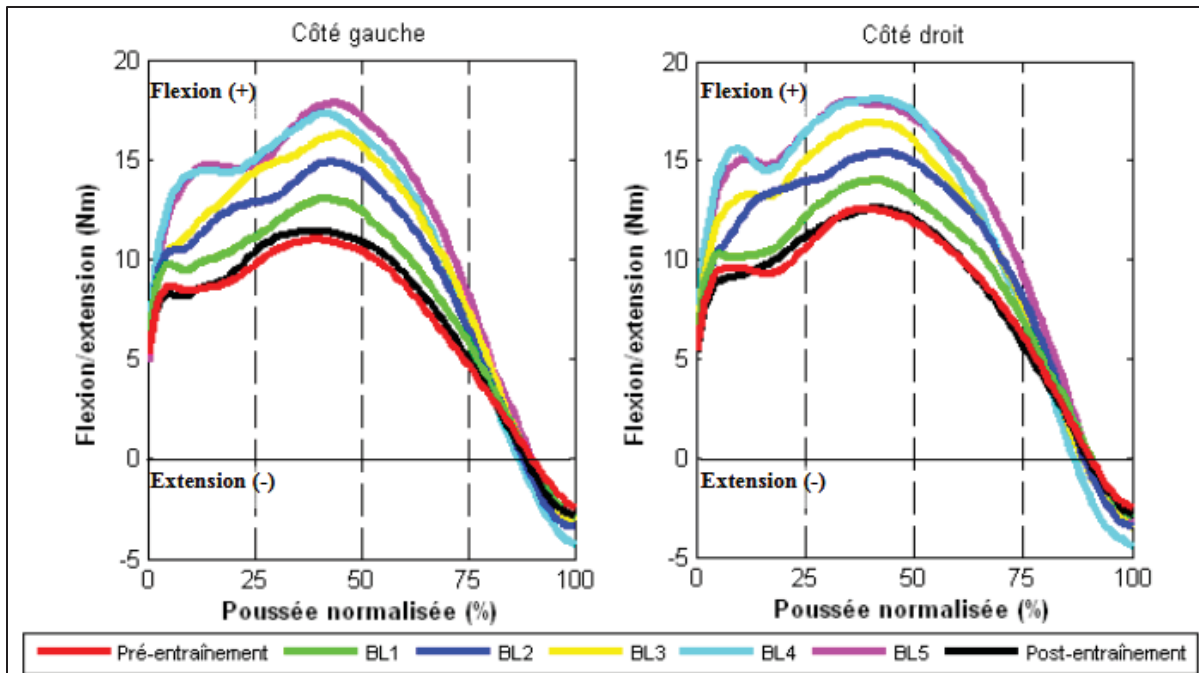


Figure 1.7 Patron de moment de flexion-extension moyen (N=18) au cours de l'essai initial, des cinq entraînements et de l'essai post-entraînement
Tirée de (Blouin et al., 2015)

Cette étude a démontré des résultats prometteurs concernant l'efficacité d'un entraînement haptique à la propulsion visant à augmenter la MEF des participants vers un patron cible. Une des limites principales de cet entraînement est qu'il tend à augmenter le chargement à l'épaule lorsque l'intensité de la rétroaction augmente, pouvant mener à des douleurs et des pathologies sur le long terme. La définition du patron cible est également remise en question pour son caractère déterministe, manquant de flexibilité et pas nécessairement adapté à tous les profils de participants.

1.2.1.3 Entraînements personnalisés développés par l'intelligence artificielle

Face à ces limites, un entraînement personnalisé développé via l'intelligence artificielle a été proposé par Tostain (2023) dans l'objectif de modifier le patron de MEF de l'utilisateur tout en limitant le coût physiologique (défini dans la section 1.1.4). Cette section résume son fonctionnement, qui sera détaillé plus tard dans la section 3.4.

Cet entraînement repose sur un algorithme d'apprentissage par renforcement chargé de déterminer un patron de rétroaction optimal pour atteindre un objectif donné. Pour cela, la phase de poussée du cycle de propulsion a été découpée en dix états de 10° , sur lesquels l'algorithme sélectionne une rétroaction adaptée au comportement de l'utilisateur, construisant ainsi un patron personnalisé. Deux gammes de rétroactions pouvant être sélectionnées par l'algorithme ont été testées : l'une uniquement résistive, avec une intensité proportionnelle au moment propulsif appliqué par l'utilisateur (0 à 0,9Mz, avec un pas de 0,1Mz), et l'autre combinant rétroactions assistives et résistives, d'intensité comprise entre $-0,4\text{Mz}$ et $+0,5\text{Mz}$. Trois objectifs d'entraînement ont été définis : augmenter la MEF, diminuer le coût physiologique, ou combiner ces deux critères. Six entraînements, combinant les trois objectifs et les deux gammes de rétroaction, ont été conçus.

Vingt participants sains et non expérimentés ont pris part à cette étude. Chaque entraînement comprend une phase d'apprentissage d'une durée de trois minutes durant laquelle l'algorithme explore les différentes intensités de rétroaction sur chaque état (résistive ou assistive-résistive selon l'entraînement). A l'issue de cette étape, le patron de rétroaction ayant modifié le comportement de l'utilisateur au plus proche de l'objectif est conservé. Il est ensuite appliqué pendant la phase d'exploitation d'une durée d'une minute. Un essai pré- et un essai post-entraînement ont été effectués pour juger de l'efficacité de ces entraînements.

Des résultats préliminaires auprès de quatre participants ont été présentés (Tostain, 2023). La MEF moyenne de chaque participant lors de la phase d'exploitation, du côté gauche et pour chaque entraînement sont présentés dans le Tableau 1.2. Les participants sont identifiés par leur numéro anonymisé S00X. Ces résultats montrent une amélioration de la MEF au cours d'au moins un entraînement pour ces quatre participants. Le participant S003 présente la plus forte progression (+90% de variation) sur l'entraînement assistif-résistif visant une amélioration de la MEF et une diminution du coût physiologique (MEF Coût Assist). Le participant S004, qui avait la MEF initiale la plus élevée, affiche encore une amélioration de

13%. Les participants S001 et S002 gagnent respectivement 16% et 18% dans les conditions les plus favorables.

Tableau 1.2 MEF moyenne à gauche de quatre participants sur la phase d'exploitation (Exp) des entraînements résistifs (Res) et assistifs-résistifs (Assist). Les cases vertes indiquent une augmentation de la MEF par rapport à l'essai initial (Ini)

Tiré de (Tostain, 2023)

	MEF moyenne à gauche (en %)			
Essais	S001	S002	S003	S004
Exp MEF Assist	38.64 ± 23.54	40.04 ± 17.08	66.06 ± 16.6	69.15 ± 18.87
Exp MEF Res	37.58 ± 19.44	46.76 ± 12.17	57.92 ± 19.27	76.47 ± 18.22
Exp Coût Assist	32.88 ± 21.36	35.3 ± 14.79	63.21 ± 18.63	59.78 ± 21.63
Exp Coût Res	48.19 ± 25.46	43.84 ± 12.12	61.82 ± 19.08	64.41 ± 21.38
Exp MEF Coût Assist	40.44 ± 22.09	39.98 ± 16.38	70.2 ± 19.21	58.87 ± 23.21
Exp MEF Coût Res	41.26 ± 23.28	39.86 ± 16.44	63.81 ± 15.97	61.18 ± 22.13
Ini	41.66 ± 24.44	36.78 ± 15.4	36.91 ± 16.47	67.68 ± 16.05
Post	35.8 ± 22.88	33.05 ± 14.4	68.34 ± 16.75	55.81 ± 19.72

D'autre part, le coût physiologique moyen de chaque participant lors de la phase d'exploitation, du côté gauche et pour chaque entraînement est présenté dans le Tableau 1.3. Ce tableau met en valeur des comportements différents face à l'entraînement. D'une part, aucun entraînement n'est parvenu à diminuer le coût physiologique moyen de participant S001, et seule une diminution de 1% a été notée pour le participant S002 sur l'entraînement MEF Coût Assist. D'autre part, les participants S003 et S004 ont vu leur coût physiologique moyen diminuer par rapport à l'essai initial sur quatre entraînements parmi les six proposés, atteignant une diminution respective de 27% et 29%.

Tableau 1.3 Coût physiologique moyen à gauche pour les quatre participants sur la phase d'exploitation (Exp) des entraînements résistifs (Res) et assistifs-résistifs (Assist). Les cases vertes indiquent une diminution du coût physiologique par rapport à l'essai initial (Ini)

Tiré de (Tostain, 2023)

	Coût physiologique moyen à gauche ($\times 10^{-2}$ L)			
Essais	S001	S002	S003	S004
Exp MEF Assist	3.86 $\pm$ 1.17	2.96 $\pm$ 0.75	3.03 $\pm$ 0.56	6.35 $\pm$ 1.48
Exp MEF Resist	4.65 $\pm$ 1.38	3.59 $\pm$ 1.03	3.92 $\pm$ 0.68	7.18 $\pm$ 2.24
Exp Coût Assist	3.99 $\pm$ 0.95	3.50 $\pm$ 1.21	3.01 $\pm$ 0.58	4.31 $\pm$ 1.13
Exp Coût Resist	4.44 $\pm$ 1.67	3.88 $\pm$ 1.24	4.28 $\pm$ 1.19	5.63 $\pm$ 1.68
Exp MEF Coût Assist	3.86 $\pm$ 1.33	2.65 $\pm$ 0.73	2.95 $\pm$ 0.78	4.76 $\pm$ 1.47
Exp MEF Coût Resist	4.64 $\pm$ 1.43	4.37 $\pm$ 1.14	3.60 $\pm$ 0.84	4.66 $\pm$ 1.49
Ini	3.67 $\pm$ 1.18	2.68 $\pm$ 0.73	3.82 $\pm$ 0.51	6.09 $\pm$ 1.64
Post	4.01 $\pm$ 1.08	3.07 $\pm$ 1.13	2.79 $\pm$ 0.63	5.21 $\pm$ 2.07

Les résultats préliminaires de cette étude montrent qu'il est possible de modifier la technique de propulsion de participants novices grâce à un entraînement personnalisé et une rétroaction haptique. Il semble possible d'améliorer la MEF tout en limitant le coût physiologique chez certains participants et pour certaines conditions. Néanmoins, le participant S001 s'est montré peu réceptif aux entraînements, autant pour l'augmentation de la MEF que pour la diminution du coût physiologique. Une analyse poussée des données acquises auprès de toute la cohorte pourra renseigner davantage sur l'efficacité de ces entraînements et les différents mécanismes d'apprentissage.

1.2.2 Identification de paramètres intrinsèques et réflexifs

L'entraînement précédent est basé sur un algorithme d'apprentissage par renforcement. Celui-ci a été programmé pour trouver la rétroaction haptique menant à la plus forte augmentation de MEF, la plus forte diminution du coût physiologique, ou les deux en même temps. Il a donc été construit à partir des données de MEF et de coût physiologique de l'utilisateur. La rétroaction sélectionnée est personnalisée. Cependant, cet algorithme ne prend pas en compte

la dynamique intrinsèque de l'utilisateur dans la prise de décision, ce qui pourrait justifier que certains participants soient moins réceptifs. Ces dernières décennies, des méthodes d'identification de paramètres dynamiques propres à chaque individu ont été développées. Cette section détaille une méthode développée par (Schouten et al., 2008) puis adaptée par (van de Ruit et al., 2023).

1.2.2.1 Présentation de la méthode d'identification de paramètres intrinsèques et réflexifs

La méthode présentée par Schouten et al. (2008) s'inspire du domaine du contrôle. En effet, une méthode permettant de caractériser un système inconnu consiste en l'application d'une excitation, bien définie et riche en fréquences, en entrée et l'observation de sa réponse en sortie. Des paramètres représentant le système peuvent alors être identifiés à partir de sa réponse en fréquence et de la fonction de transfert d'un modèle. De la même façon, le bras humain peut être considéré comme un système dynamique dont on cherche à estimer les propriétés intrinsèques à partir d'un modèle neuromusculaire.

Dix participants sains ont pris part à l'étude de Schouten et al. (2008). Des perturbations mécaniques sont appliquées au bras de chaque participant par l'intermédiaire d'un manipulateur hydraulique linéaire. La Figure 1.8 illustre le dispositif expérimental. Le participant est assis sur une chaise, saisit la poignée avec sa main droite et observe la position de la poignée sur un écran en face de lui. Le mouvement linéaire de la poignée est contrôlé par le manipulateur. Sa position est déterminée en fonction de la force appliquée par le participant (mesurée par un capteur de forces), la perturbation externe et la dynamique virtuelle du robot.

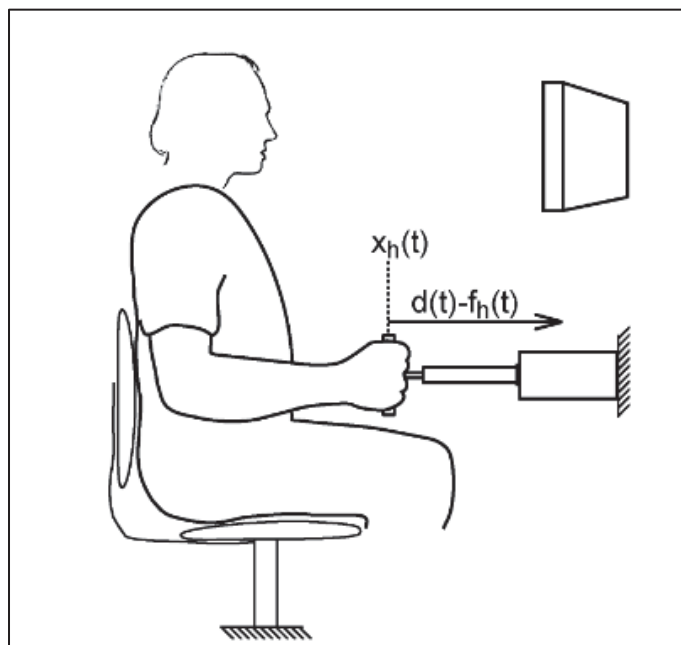


Figure 1.8 Schéma représentant le dispositif expérimental. x_h représente la position linéaire de la poignée, f_h la force appliquée par le participant et d la perturbation

Tirée de (Schouten et al., 2008)

La perturbation en force appliquée à la poignée dure 30 secondes et prend plusieurs formes en fonction des conditions expérimentales. La condition principale, prise comme référence par les auteurs, sera détaillée ici. La perturbation est conçue comme une somme de sinusoïdes de fréquences comprises en 0,5 Hz et 20 Hz. La Figure 1.9 présente un exemple de signal de perturbation, dans le domaine temporel et fréquentiel. La dynamique virtuelle du robot est modélisée comme un système masse-ressort-amortisseur, dont la masse est fixée à 1 kg, la raideur du ressort est nulle et la viscosité, modifiée au cours des essais, est nulle pour la condition principale. Le participant reçoit pour consigne de résister à la perturbation pour minimiser le déplacement de la poignée, dont il perçoit les variations sur l'écran.

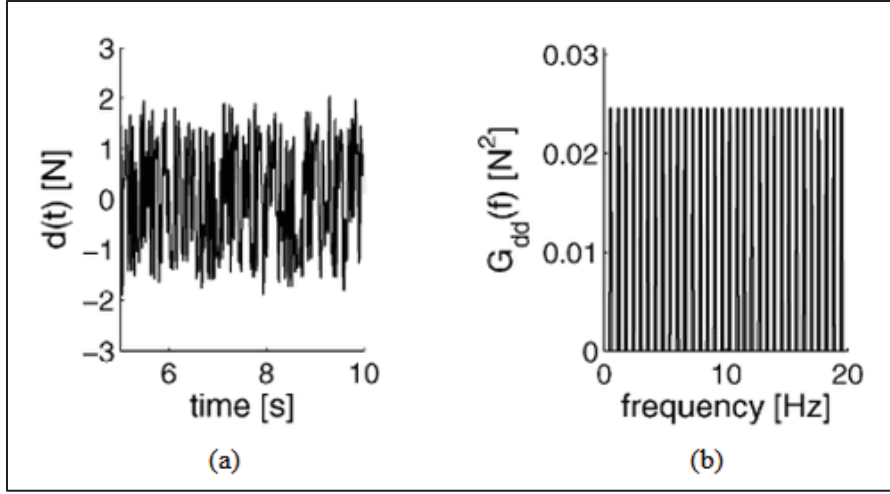


Figure 1.9 Exemple de signal de perturbation en force dans le domaine temporel (a) et fréquentiel (b)
Tiré de (Schouten et al., 2008)

Cette condition est répétée quatre fois tandis que le signal de perturbation (d), la position de la poignée (x_h), la force appliquée par le participant (f_h) et des signaux électromyographiques (EMG) sont enregistrés à une fréquence de 2,5 kHz. Les signaux EMG de quatre muscles impliqués dans le mouvement sont considérés : le grand pectoral (e_1), le deltoïde antérieur (e_2), le deltoïde postérieur (e_3) et le grand dorsal (e_4). Une expérience supplémentaire a été mise en place pour déterminer le ratio force/EMG (K_i) de chaque muscle. Pour ce faire, la poignée du robot est fixée et le participant doit exécuter des efforts isométriques de poussée et de tirée en maintenant une force constante pendant dix secondes (-25, -20, -15, 0, 15, 20, ou bien 25 N). Le ratio force/EMG de chaque muscle est déterminé par une droite de régression linéaire entre la force moyenne appliquée et l'EMG rectifié (moyenne des valeurs absolues). Ces ratios permettent de calculer le signal d'activation musculaire comme étant la pondération de la contribution de chaque muscle au cours de l'effort (Schouten et al., 2008):

$$a(t) = \frac{1}{2}(K_1|e_1(t)| + K_2|e_2(t)|) + \frac{1}{2}(K_3|e_3(t)| + K_4|e_4(t)|) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^4 K_i |e_i(t)| \quad (1.9)$$

Les auteurs supposent ici que les deux muscles de « poussée » (grand pectoral et deltoïde antérieur) ont une contribution équivalente en considérant la moyenne des deux. Le raisonnement est le même pour les muscles de « tirée » (deltoïde postérieur et grand dorsal).

Deux fonctions de transfert sont estimées dans le domaine de Fourier à partir des réponses en fréquence. La première fonction de transfert (H_{fx}) correspond à l'admittance mécanique du bras du participant, la seconde fonction de transfert (H_{xa}) représente son impédance réflexe :

$$H_{fx}(f) = \frac{G_{dx}(f)}{G_{df}(f)} \quad (1.10)$$

$$H_{xa}(f) = \frac{G_{da}(f)}{G_{dx}(f)} \quad (1.11)$$

Ici, $G_{ab}(f)$ représente la densité spectrale croisée entre un signal a et un signal b . Pour quantifier la linéarité entre les signaux, pouvant être altérée par la présence de bruit, la cohérence de la position x_h et de l'activation musculaire a ont été calculées :

$$\gamma_x(f) = \frac{|G_{dx}(f)|^2}{G_{dd}(f)G_{xx}(f)} \quad (1.12)$$

$$\gamma_a(f) = \frac{|G_{da}(f)|^2}{G_{dd}(f)G_{aa}(f)} \quad (1.13)$$

Les fonctions de réponse en fréquences (équations (1.10) et (1.11)) et les cohérences (équations (1.12) et (1.13)) sont calculées sur des fréquences où le signal de perturbation à une puissance non nulle (soit entre 0,5 Hz et 20 Hz, voir Figure 1.9 (b)).

Le modèle défini par Schouten et al. (2008) peut être représenté dans le domaine de Laplace par le schéma bloc ci-dessous.

- La dynamique de préhension $H_g(s)$ décrivant le contact entre la main du l'utilisateur et la poignée du manipulateur par un système de 1^{er} ordre :

$$H_g(s) = b_g s + k_g \quad (1.16)$$

- La dynamique réflexe $H_{ref}(s)$ qui représente le système sensoriel du fuseau neuromusculaire est modélisée par une accélération k_a , une vitesse k_v et une position k_p , soumis à un retard τ :

$$H_{ref}(s) = (k_a s^2 + k_v s + k_p) e^{-\tau s} \quad (1.17)$$

- La dynamique d'activation $H_{act}(s)$ décrivant le lien entre l'activation musculaire et la force appliquée par l'utilisateur sur la poignée dont la fréquence naturelle et le coefficient d'amortissement $[f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}; \beta]$ sont pris égaux à $[2,17 ; 0,74]$:

$$H_{act}(s) = \frac{1}{\frac{1}{\omega_0^2} s^2 + \frac{2\beta}{\omega_0} s + 1} \quad (1.18)$$

La dynamique du bras $H_{arm}(s)$ est exprimée à partir des fonctions de transfert définies précédemment (équations de (1.15) à (1.18)) :

$$H_{arm}(s) = \frac{X(s)}{F_h(s)} = \frac{H_{int}(s)}{1 + H_{int}(s)H_{ref}(s)H_{act}(s)} \quad (1.19)$$

Ainsi, l'admittance mécanique et l'impédance réflexe sont modélisées par les équations suivantes :

$$H_{fx,model}(s, p) = \frac{X_h(s)}{F_h(s)} = H_{arm}(s) + H_g^{-1}(s) \quad (1.20)$$

$$H_{xa,model}(s, p) = \frac{A(s)}{X_h(s)} = H_{ref}(s) \frac{H_g(s)}{H_g(s) + H_{arm}^{-1}(s)} \quad (1.21)$$

Le vecteur p représente les paramètres du système à identifier :

$$p = [m, b, k, b_g, k_g, k_a, k_v, k_p, \tau_d] \quad (1.22)$$

Le vecteur paramètre p est quantifié en ajustant les modèles définis par les équations (1.20) et (1.21) aux fonctions de réponse en fréquences expérimentales définies par les équations (1.10) et (1.11). Pour ce faire, la fonction critère suivante a été minimisée :

$$L(p) = \sum_n \frac{\gamma_x(f_n)}{1 + f_n} \left| \ln \left(\frac{H_{fx}(f_n)}{H_{fx,model}(f_n, p)} \right) \right|^2 \quad (1.23)$$

$$+ q \sum_n \frac{\gamma_a(f_n)}{1 + f_n} \left| \ln \left(\frac{H_{xa}(f_n)}{H_{xa,model}(f_n, p)} \right) \right|^2$$

Un facteur de poids q a été fixé à 0,09 par Schouten et al. (2008) pour que les deux termes de la somme prennent une valeur approximativement équivalente au cours de l'ajustement. La Figure 1.11 représente le diagramme de Bode de l'admittance mécanique et l'impédance réflexive expérimentales (courbes grises) et simulées (courbes noires) pour un participant type.

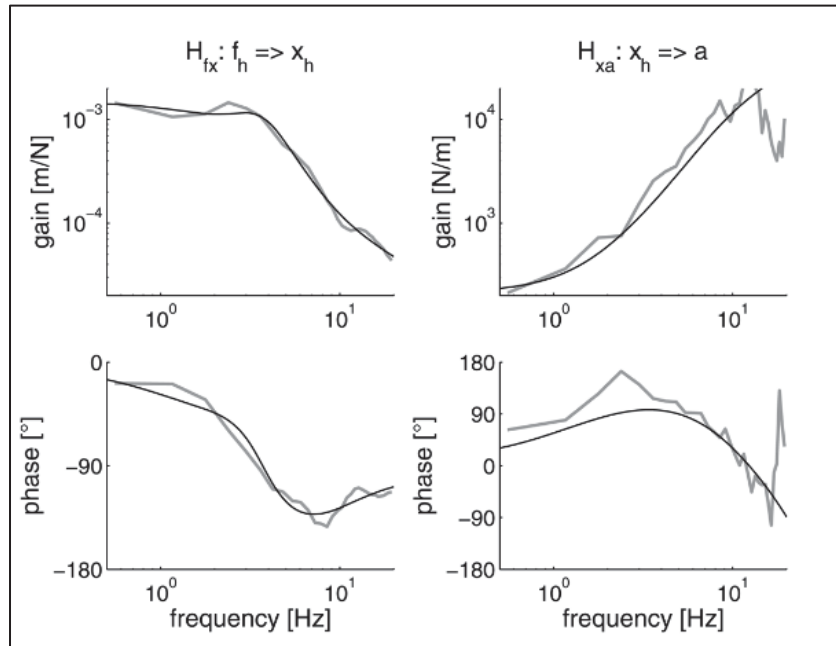


Figure 1.11 Réponse en fréquences de l'admittance mécanique (gauche) et de l'impédance réflexive (droite). La courbe grise correspond à la mesure, la courbe noire correspond à la simulation du modèle optimisé
Tirée de (Schouten et al., 2008)

Les paramètres moyens obtenus à partir de toute la cohorte ($n=10$) sont renseignés par (Schouten et al., 2008) et reportés dans le Tableau 1.4.

Tableau 1.4 Paramètres du modèle estimés moyennés sur tous les participants ($n=10$)
Adapté de (Schouten et al., 2008)

m (kg)	$2,02 \pm 0,39$
b (Ns/m)	$32,5 \pm 10,1$
k (N/m)	382 ± 181
b_g (Ns/m)	228 ± 94
k_g (kN/m)	$11,7 \pm 6,0$
k_a (Ns ² /m)	$2,3 \pm 0,5$
k_v (Ns/m)	$37,4 \pm 16,3$
k_p (N/m)	91 ± 145
τ (ms)	$28,4 \pm 4,9$

La méthode proposée par (Schouten et al., 2008) a permis d'identifier des paramètres intrinsèques et réflexifs représentant la dynamique des membres supérieurs de dix participants sains.

1.2.2.2 Perspectives pour la réadaptation

Cette méthode a été adaptée par van de Ruit et al. (2023) dans l'objectif de caractériser la dynamique du coude de participants sains et de personnes atteintes de troubles neurologiques. Pour ce faire, 45 participants sains, 29 personnes ayant survécu à un accident vasculaire cérébral et 20 personnes atteintes de paralysie cérébrale ont pris part à cette étude. La perturbation prend ici la forme d'un moment appliqué selon l'axe de rotation du coude à l'aide d'un robot intitulé Shoulder-Elbow-Perturbator. Le dispositif est représenté par la Figure 1.12.

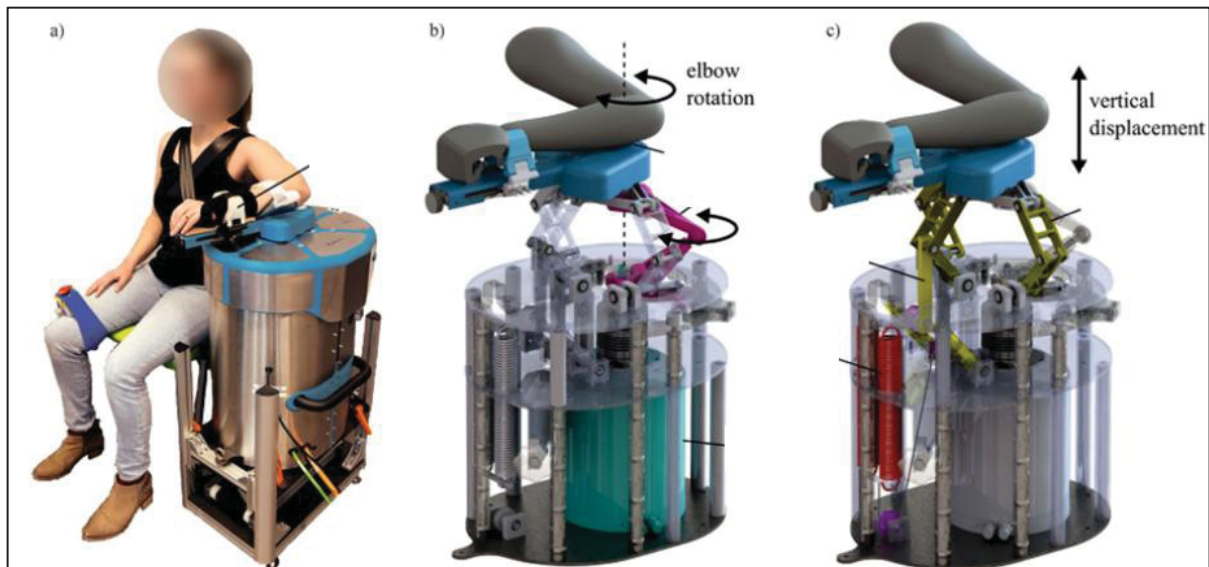


Figure 1.12 Présentation du Shoulder-Elbow-Perturbator. (a) Positionnement du participant avec une abduction de l'épaule de 80°. (b) Représentation du moteur et de la chaîne de transmission du couple. (c) Représentation du mécanisme d'ajustement de l'abduction de l'épaule

Tirée de (van de Ruit et al., 2023)

Le moment de perturbation est construit comme la somme de sinusôides de phases aléatoires et de fréquences comprises entre 0,2 Hz et 12 Hz. Le signal de perturbation d'une durée totale de 55 secondes est illustré dans le domaine temporel et fréquentiel par la Figure 1.13.

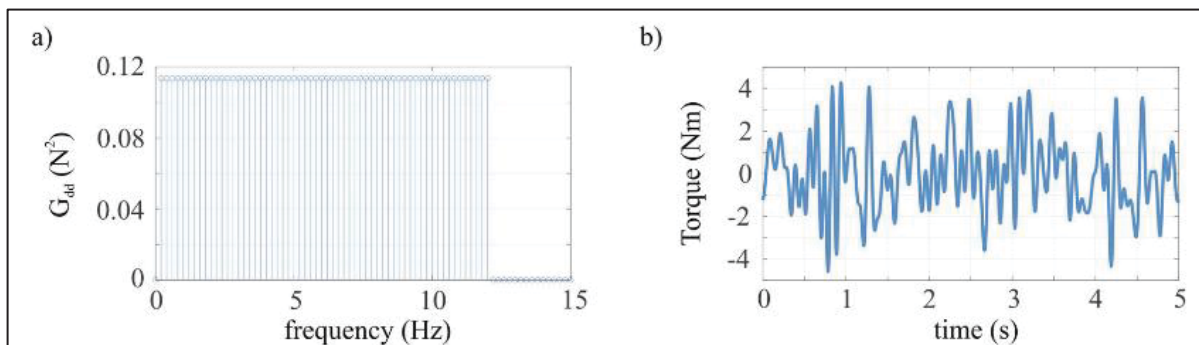


Figure 1.13 Représentation fréquentielle (a) et temporelle sur une période (b) du moment de perturbation

Tirée de (van de Ruit et al., 2023)

Plusieurs conditions expérimentales ont été mises en place, et la condition suivante sera détaillée ici : l'avant-bras du participant est totalement reposé sur le support et il reçoit la

consigne de résister à la perturbation dans le but de minimiser le déplacement de son avant-bras. Dans cette étude, les caractéristiques réflexives du participant ne sont pas représentées dans le modèle. Le modèle neuromusculaire proposé par (van de Ruit et al., 2023) est composé du système masse-ressort-amortisseur du 2^{ème} ordre décrivant les propriétés viscoélastiques du coude et du système de 1^{er} ordre décrivant le contact entre l'avant-bras et le robot. Le modèle d'admittance mécanique du bras s'exprime donc comme (van de Ruit et al., 2023) :

$$H_{T\theta,model}(s, I, b, k) = \frac{\theta(s)}{T(s)} = \frac{1}{Is^2 + bs + k} + \frac{1}{b_c s + k_c} \quad (1.24)$$

La raideur et la viscosité du contact sont fixés par les auteurs comme $k_c=500$ N/m et $b_c=4$ Ns/m. L'admittance mécanique du coude ainsi que la cohérence de θ sont déterminées expérimentalement à partir des densités spectrales croisées des signaux de perturbation (d), d'angulation du coude (θ) et de moment exercé par le coude (T) échantillonnés à 1 kHz :

$$H_{T\theta}(f) = \frac{G_{d\theta}(f)}{G_{dT}(f)} \quad (1.25)$$

$$\gamma_{\theta}(f) = \frac{|G_{d\theta}(f)|^2}{G_{dd}(f)G_{\theta\theta}(f)} \quad (1.26)$$

L'identification des paramètres I , b et k a été obtenue par minimisation de la fonction critère suivante, en considérant uniquement les fréquences où la perturbation a une puissance non nulle (0,2 Hz à 12 Hz) :

$$L(I, b, k) = \sum_n \frac{\gamma_{\theta}(f_n)}{1 + f_n} \left| \ln \left(\frac{H_{T\theta}(f_n)}{H_{T\theta,model}(f_n, I, b, k)} \right) \right|^2 \quad (1.27)$$

La Figure 1.14 représente l'inertie (gauche), la viscosité (milieu) et la raideur (droite) estimées pour tous les participants sains (bleu) et pathologiques (rouge).

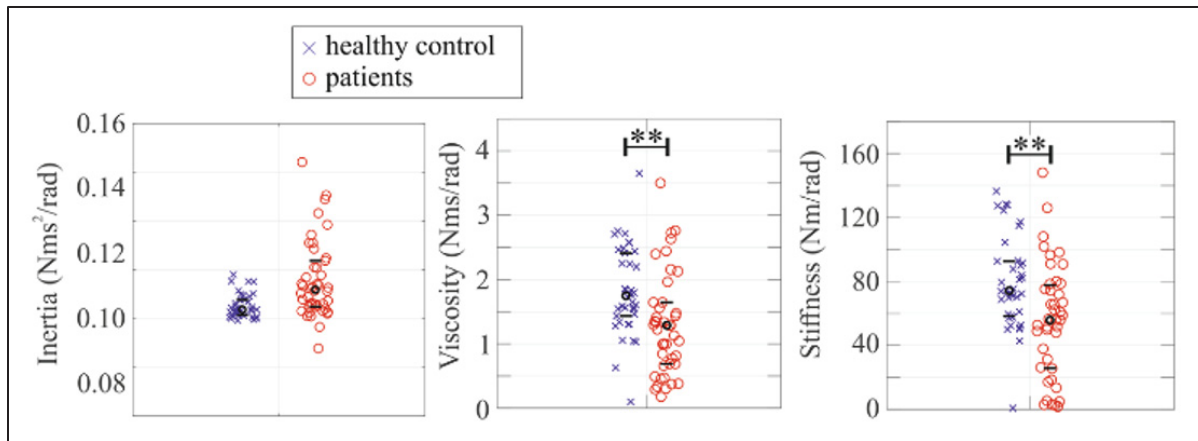


Figure 1.14 Inertie (gauche), viscosité (milieu) et raideur (droite) du coude, estimées pour tous les participants sains (bleu) et pathologiques (rouge). Le cercle noir indique la médiane et les traits noirs indiquent le 25^e et le 75^e percentile. Les étoiles indiquent une différence significative

Tirée de (van de Ruit et al., 2023)

Des tests statistiques non paramétriques ont révélé une viscosité et une raideur significativement plus faible chez le groupe de participants sains par rapport au groupe de participants pathologiques ($p < 0,01$). Ces différences sont expliquées par les auteurs par la présence de certaines déficiences dans le groupe de participants présentant des atteintes neurologiques. Selon eux, cette méthode pourrait permettre de caractériser la présence de synergies musculaires anormales, de spasticité ainsi que la modification des propriétés viscoélastiques des muscles chez des populations pathologiques.

D'autre part, une forte variabilité de paramètres peut être observée sur la Figure 1.14, tant pour les participants sains que pathologiques, notamment pour les paramètres de raideur et de viscosité. Cette variabilité suggère que ces paramètres sont propres à chaque participant et représentent de manière personnalisée l'état de leur coude au moment de l'étude. Dans un contexte d'entraînement à la propulsion, la prise en compte des caractéristiques intrinsèques de chaque participant permettrait l'élaboration d'entraînements personnalisés à l'état dynamique de chacun.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS, HYPOTHÈSES DE RECHERCHE ET RETOMBÉES DU PROJET

2.1 Problématique

La revue de la littérature permet d'établir le caractère inefficace et coûteux pour les membres supérieurs de la propulsion de FRM comme mode de déplacement quotidien et indispensable de ses utilisateurs. Elle permet également de constater que, à ce jour, aucun programme d'entraînement standardisé n'existe pour enseigner aux nouveaux utilisateurs de FRM une technique de propulsion à la fois efficace et sécuritaire, les rares études disponibles proposant des dispositifs, objectifs et méthodes de rétroaction variés, sans consensus clair pour une application en réadaptation.

Dans ce contexte, un simulateur de FRM, capable d'entraîner de manière personnalisée les nouveaux utilisateurs, pourrait pallier le manque de temps et de ressources dans les centres de réadaptation. En outre, la présence de roues instrumentées et de moteurs de haute précision rendrait envisageable l'utilisation d'un tel dispositif pour la caractérisation de la dynamique des membres supérieurs ainsi que des éventuelles déficiences dans le but d'une prise en compte de la singularité de l'utilisateur dans son entraînement.

Les récents travaux de Ghazouani (2023) et Tostain (2023) ont mené à la création de six entraînements développés par un algorithme d'apprentissage par renforcement ayant pour but d'augmenter la MEF et de diminuer le coût physiologique de ses utilisateurs. Une cohorte de 20 participants sains a testé ces entraînements, mettant à notre disposition une base de données cinématiques et cinétiques de propulsion.

L'entraînement temps réel personnalisé, basé sur l'apprentissage par renforcement, permet-il d'améliorer la MEF en limitant le coût physiologique ? Est-il possible, à partir de ces données, d'extraire les caractéristiques dynamiques des participants ?

2.2 Objectifs

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer l'impact d'un entraînement personnalisé généré en temps réel par un algorithme d'apprentissage par renforcement sur la biomécanique de propulsion de participants valides et non expérimentés. Ce travail se décompose en deux (2) sous-objectifs :

- (1) Étudier l'influence de l'entraînement développé en temps réel par l'algorithme d'apprentissage par renforcement sur la MEF et le coût physiologique global et articulaire des 20 participants.
- (2) Identifier des paramètres intrinsèques des membres supérieurs des participants permettant de caractériser l'état du bras et son évolution au cours de l'entraînement.

2.3 Hypothèses

L'hypothèse (H1) est que l'algorithme d'apprentissage par renforcement a été en mesure de développer six entraînements à la propulsion capables de modifier les patrons de forces développées sur la main courante et de moments articulaires, caractérisés par la MEF et le coût physiologique. Il est supposé que les entraînements de type résistif parviennent à augmenter la MEF moyenne et maximale des participants sur la phase de poussée, au détriment du coût physiologique, tandis que les entraînements de type assistif-résistif parviennent à diminuer le coût physiologique moyen et maximal des participants sur la phase de poussée. Les types d'entraînement mentionnés ici ont été abordés dans la section 1.2.1.3 (page 22) et seront détaillés dans le chapitre suivant.

D'autre part, l'hypothèse (H2) est qu'il est possible d'extraire des paramètres relatifs à la dynamique intrinsèque et réflexive de chaque participant en adaptant la méthode de (Schouten et al., 2008) à des données de propulsion. Il est supposé que ces paramètres varient au cours

des entraînements, décrivant ainsi l'impact de l'entraînement sur la dynamique des membres supérieurs du participant.

2.4 Validation de l'objectif

Pour répondre à l'objectif principal de l'étude, les données cinématiques et cinétiques recueillies auprès des 20 participants sains ayant testé les entraînements ont été analysées.

D'une part, des comparaisons de la MEF et du coût physiologique moyens et maximaux ont été menées entre chacun des six entraînements et l'essai initial pour chaque participant. S'en est suivi une étude statistique comparant chacun des six entraînements avec l'essai initial pour l'ensemble des participants (Objectif 1 ; hypothèse H1).

D'autre part, une analyse spectrale des signaux a été menée pour extraire par identification des paramètres représentant la dynamique du bras lors du cycle de poussée. Des analyses de variances à mesures répétées sur les paramètres identifiés entre la phase d'apprentissage et la phase d'exploitation, de chaque côté (droit, gauche) et pour chaque participant ont été menées pour déterminer l'influence d'un entraînement sur la dynamique du membre supérieur (Objectif 2 ; hypothèse H2).

2.5 Limites du champ d'études

Bien que l'entraînement affecte plusieurs métriques relatives à la technique de propulsion (angle de poussée, cadence, amplitude maximale de la force de poussée etc.), seuls la MEF et le coût physiologique ont été analysés dans le cadre du premier objectif. Cette première étude s'est également limitée à la phase d'exploitation de chaque essai pour permettre une comparaison des entraînements conservés par l'algorithme. Concernant l'analyse fréquentielle, celle-ci s'est limitée aux phases d'apprentissage et d'exploitation de l'entraînement intitulé « MEF Res », introduite dans la section 1.2.1.3 (page 22) et dont les modalités seront décrites dans la partie suivante.

CHAPITRE 3

PRÉSENTATION DU SIMULATEUR

Cette partie vise à décrire le simulateur de FRM développé au Laboratoire d’Innovation Ouverte en Technologies de la santé (LIO-ÉTS), dans sa version actuelle.

3.1 Fonctionnement du simulateur

Le simulateur a pour objectif de reproduire le comportement d’un véritable FRM propulsé sur le sol. Pour se déplacer à l’aide d’un FRM classique dans des conditions réelles, l’utilisateur doit fournir un moment propulsif M_z au niveau des roues, qui va entraîner leur rotation à une vitesse angulaire ω , dépendant notamment du type de sol, de la masse du système fauteuil-utilisateur et de leur inertie.

Le simulateur du LIO-ÉTS est composé d’un cadre de fauteuil roulant standard, pouvant être ajusté pour convenir à l’utilisateur ou remplacé par son propre fauteuil roulant. Les roues du fauteuil sont instrumentées (SmartWheel, Three Rivers Holdings, LLC) et permettent la mesure des 3 composantes de force et des 3 composantes de moment appliqués par l’utilisateur sur la main courante, dans le repère de la roue. Ce dispositif permet notamment de mesurer le moment M_z . Le modèle dynamique développé lors de la thèse de Chénier, et détaillé dans l’article (Chénier et al., 2014), permet de prédire l’accélération angulaire et linéaire du système fauteuil-utilisateur en fonction du moment M_z appliqué par l’utilisateur, de la résistance de roulement induite par les roues avant du fauteuil ainsi que des paramètres géométriques du fauteuil. Ce modèle dynamique est programmé sur Simulink et compilé sur un ordinateur temps réel (Chénier, 2012; Ghazouani, 2023). La vitesse angulaire ω de chaque roue est ainsi calculée par le modèle puis deux commandes en courant sont envoyées aux deux moteurs (Kollmorgen Inc.) indépendants.

Le fonctionnement décrit ci-dessus est représenté par la Figure 3.1. Il est important de noter que ce n’est pas l’utilisateur qui “fait tourner” la roue : si celui-ci appliquait un moment

propulsif sur le pneu de la roue, et non sur la main courante instrumentée, il n'observerait aucun mouvement. Il s'agit d'un contrôle par admittance : le déplacement des roues est généré à partir des forces et des moments appliqués par l'utilisateur. La fréquence d'échantillonnage des roues instrumentées SmartWheel étant de 240 Hz, tandis que l'ordinateur temps réel traite les données et envoie les commandes à une fréquence de 2.4kHz, la propulsion sur le simulateur est fluide et réaliste.

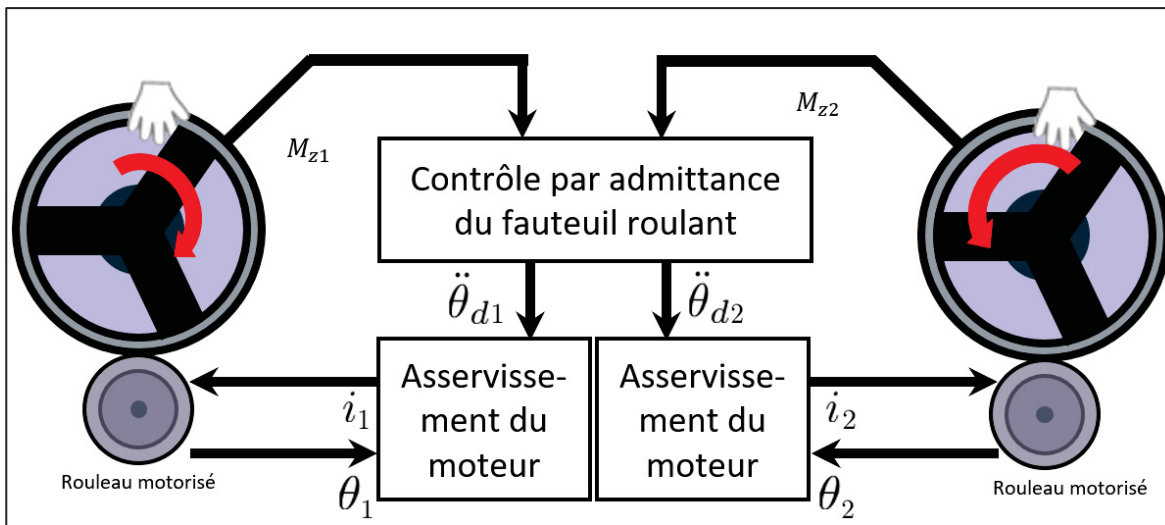


Figure 3.1 Schéma du fonctionnement du simulateur de propulsion sans rétroaction

3.2 Rétroaction haptique

Ce simulateur de FRM a également été conçu à des fins d'entraînement à la propulsion. Il ne s'agit plus seulement de reproduire fidèlement les sensations de propulsion sur le sol, mais également de produire une rétroaction haptique en temps réel. Cette rétroaction prend ici la forme d'un moment $M_{feedback}$ retranché au moment M_z à l'entrée du modèle, en fonction du comportement de l'utilisateur et de l'objectif établi. Si $M_{feedback}$ est positif, l'utilisateur devra déployer un moment plus important pour maintenir sa vitesse, ce qui traduit une rétroaction dite résistive, tandis que si $M_{feedback}$ est négatif, l'utilisateur percevra une assistance à la propulsion. Le fonctionnement du simulateur avec rétroaction haptique est représenté sur la Figure 3.2.

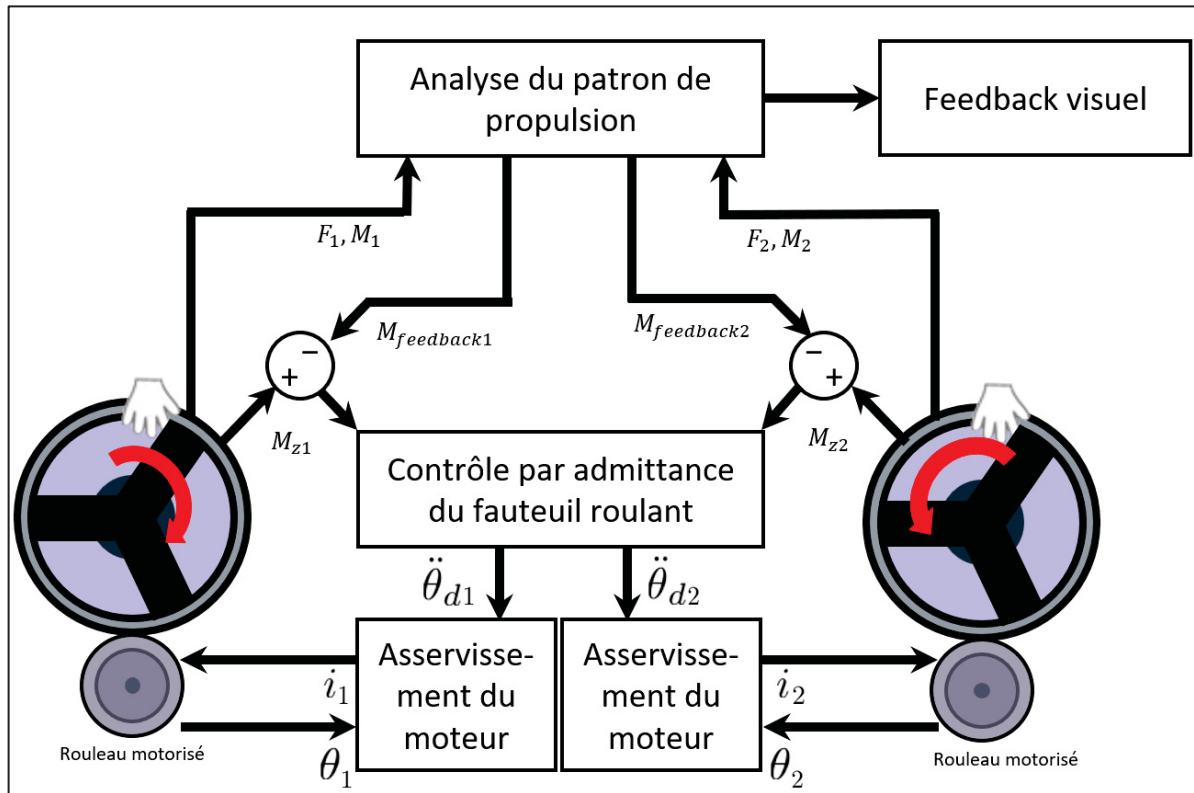


Figure 3.2 Schéma du fonctionnement du simulateur de propulsion avec rétroaction haptique et visuelle

3.3 Acquisition de la cinématique en temps réel et calcul de la dynamique inverse

Aux roues instrumentées SmartWheel s'ajoutent 10 caméras optoélectroniques Optitrack Prime 13W positionnées autour du simulateur. Celles-ci permettent de capturer la position dans l'espace de groupements de marqueurs réfléchissants placés sur un corps rigide et de la transmettre en temps réel à l'ordinateur à une fréquence de 120Hz grâce à un protocole appelé user data protocol (UDP). Ici, sept corps rigides équipés de quatre marqueurs réfléchissants sont placés sur la main gauche, l'avant-bras gauche, le bras gauche, la main droite, l'avant-bras droit, le bras droit et le thorax de l'utilisateur.

En 2023, Ghazouani a mis en place ce dispositif capable de capturer le mouvement de l'utilisateur lors de la propulsion et implémenté le calcul en temps réel de la dynamique inverse. La dynamique inverse consiste à estimer les forces et moments articulaires à chaque

articulation du membre supérieur à partir de la mesure des forces et des moments de réaction à la main courante, des données anthropométriques de l'utilisateur et de la cinématique du mouvement (Ghazouani, 2023).

Le développement d'un tel modèle a ouvert la possibilité de concevoir un entraînement visant à la fois à augmenter l'efficacité de la propulsion, caractérisée par la MEF, et également de limiter son impact sur les membres supérieurs, caractérisé par le coût physiologique.

3.4 Entraînement personnalisé basé sur l'apprentissage par renforcement

Une nouvelle méthode d'entraînement à la propulsion a ainsi été développée sur le simulateur par Tostain (2023). Les travaux décrits ici sont détaillés dans son mémoire (Tostain, 2023).

L'objectif était de développer une méthode d'entraînement à la propulsion en FRM via l'utilisation d'un algorithme d'intelligence artificielle. Ce projet fait suite aux travaux déjà prometteurs de Blouin et al. (2014), présentés dans la revue de la littérature, dont la principale limite était l'aspect déterministe de l'entraînement, limitant la personnalisation (Aissaoui & Gagnon, 2022; Blouin, 2014; Blouin et al., 2015). L'utilisation de l'intelligence artificielle, et des techniques d'apprentissage par renforcement, constitue une véritable avancée technique dans le domaine de la réadaptation des utilisateurs de FRM puisqu'elle permet de générer un entraînement personnalisé à l'utilisateur. Cette nouvelle méthode est basée sur l'hypothèse qu'en utilisant un algorithme d'apprentissage par renforcement, il est possible d'augmenter la MEF de manière personnalisée tout en limitant le coût physiologique. Il est également supposé que certaines conditions d'entraînement permettraient même d'augmenter la MEF tout en diminuant le coût physiologique et les moments de flexion-extension à l'épaule.

L'algorithme d'apprentissage par renforcement sélectionné par Tostain s'intitule SARSA pour « State - Action - Reward - State - Action ». L'algorithme SARSA apprend en interagissant avec son environnement, étape par étape. Il commence dans un certain état, choisit une action à exécuter en accord avec sa stratégie actuelle, et reçoit une récompense (pouvant être positive

ou négative). Il perçoit alors un nouvel état et choisit la nouvelle action à exécuter en fonction de cette même stratégie. Ces cinq éléments forment une étape de l'apprentissage. À chaque étape, l'algorithme ajuste sa stratégie pour obtenir de meilleures récompenses, en se basant sur ce qu'il a perçu auparavant.

Ici, l'espace d'états est formé à partir de la plage angulaire parcourue par la main de l'utilisateur sur la roue lors d'un cycle de poussée. L'analyse des cycles de poussée des 20 participants paraplégiques ayant participé à l'étude de Blouin (2014), suggère que les utilisateurs de FRM ne dépassent pas 110° de plage angulaire. Une plage angulaire de 100° , divisée en 10 états de 10° a ainsi été établie. Le contact entre la main et la roue étant moins stable au début du cycle de poussée, le choix a été fait de ne pas appliquer de rétroaction sur les 10 premiers degrés du cycle de poussée. Le premier des dix états débute ainsi lorsque la main a parcouru 10° sur la roue, comme illustré par la Figure 3.3.

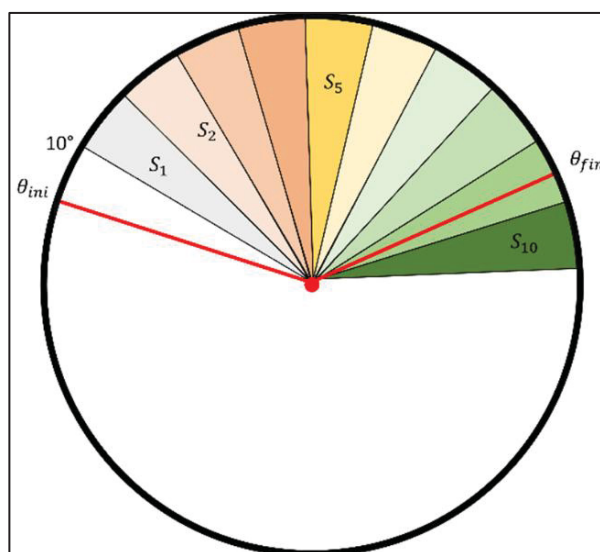


Figure 3.3 Schéma de l'espace des états
Tirée de (Tostain, 2023) p.62

Pour chaque état parcouru, l'algorithme va appliquer un moment de résistance au roulement sur les roues du simulateur. Ces différents moments de résistance constituent l'espace des actions. Dans le cadre de ce projet, deux espaces d'actions différents ont été testés. Le premier est purement résistif : chaque action choisie est un moment de résistance positif ou nul et

proportionnel au moment de rotation M_z appliqué par l'utilisateur. La résistance est comprise entre 0 et $0,9 * M_z$, avec un pas de $0,1 * M_z$. Le second espace d'action est composé de moments de résistance pouvant être positifs, nuls ou négatifs. La magnitude du moment de résistance au roulement est comprise dans un intervalle de $-0,4 * M_z$ et $+0,5 * M_z$, toujours avec un pas de $0,1 * M_z$. Il est important de noter que l'ensemble des actions possibles dépend toujours du comportement de l'utilisateur, en particulier du M_z qu'il applique pour se propulser.

L'espace (états, actions) peut alors être représenté par une matrice 10x10 intitulée Qmatrice et composée de Qvalues représentant la valeur d'un couple (état, action). Elle est nulle lorsque l'utilisateur s'installe sur le simulateur (Figure 3.4), et va se mettre à jour à l'issue de chaque changement d'état (Figure 3.5) selon l'équation suivante :

$$Q(s, a) = Q(s, a) + \alpha(\text{reward} + \gamma Q(s', a') - Q(s, a)) \quad (3.1)$$

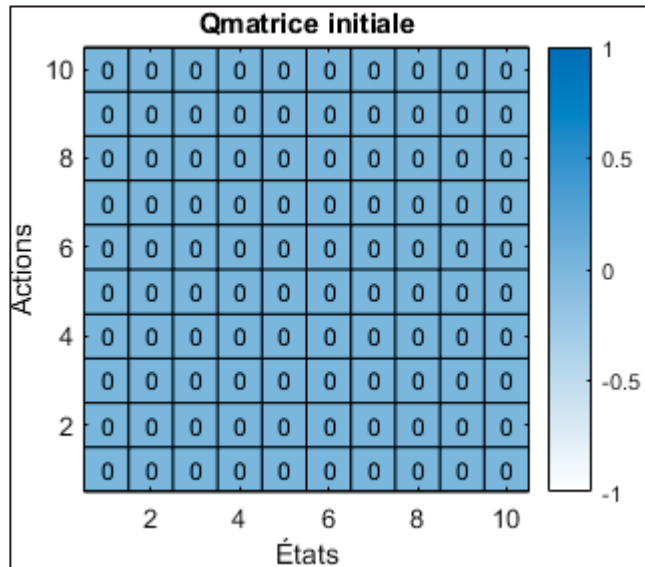


Figure 3.4 Exemple de Qmatrice initiale

Cette équation prend en compte l'ancienne valeur de la Qmatrice, $Q(s,a)$, la Qvalue associée à l'action suivante, $Q(s', a')$, les hyperparamètres α et γ , ainsi que la récompense attribuée. Le paramètre α s'intitule le taux d'apprentissage et détermine dans quelle mesure les valeurs de la Qmatrice sont mises à jour en fonction de la récompense. Une valeur de $\alpha = 1$ revient à

remplacer la précédente Qvalue sans en prendre compte. En revanche, une valeur de $\alpha = 0$ revient à ne pas modifier la valeur présente dans la Qmatrice. Le paramètre γ s'intitule le facteur d'actualisation et détermine l'importance accordée à la Qvalue de l'état suivant. Une valeur de $\gamma = 0$ revient à ne pas prendre en compte la valeur $Q(s', a')$. D'autre part, une valeur de $\gamma = 1$ revient à donner une forte importance au choix de l'action effectuée à la suite de l'action actuelle. La méthode employée pour déterminer le couple $(\alpha, \gamma) = (0.15, 0.4)$ est présentée dans le mémoire de Tostain (2023) et ne sera pas détaillée ici.

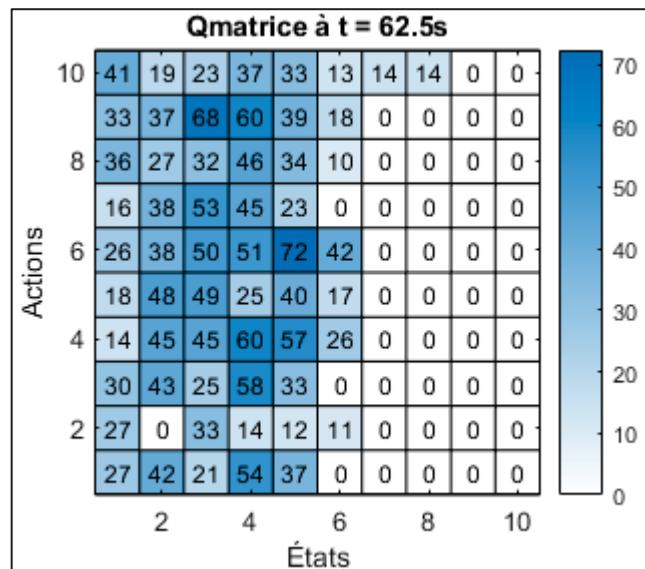


Figure 3.5 Exemple de Qmatrice intermédiaire

Le choix de l'action suivante $Q(s', a')$ doit également être défini et dépend de la stratégie mise en place. Dans cette étude, Tostain (2023) a choisi une méthode intitulée Epsilon-greedy (ϵ -greedy) qui consiste à sélectionner sur l'état suivant, s' , l'action ayant la Qvalue maximale avec une probabilité $1 - \epsilon$ et de choisir une action au hasard avec la probabilité ϵ . Le choix a été fait de choisir ϵ proche de 1 pendant la première moitié de la phase d'apprentissage, pour permettre l'exploration de l'environnement et de tous les couples (état, action), puis de diminuer cette valeur au fur et à mesure des cycles de propulsion pour converger vers 0 en fin de phase. Une phase d'apprentissage d'une durée d'environ trois minutes, soit 180 cycles, a été choisie pour trouver un équilibre entre la nécessité d'explorer les couples (état, action)

plusieurs fois et le risque de fatigue de l'utilisateur. Pendant trois minutes, l'utilisateur propulse tandis que l'algorithme cherche la combinaison d'actions à exécuter sur l'espace des états menant à une maximisation des récompenses. À l'issue des trois minutes d'apprentissage, la Qmatrice est figée et les actions ayant obtenu la Qvalue la plus élevée pour chaque état sont conservées pour l'entraînement qui durera 1 minute (Figure 3.6).

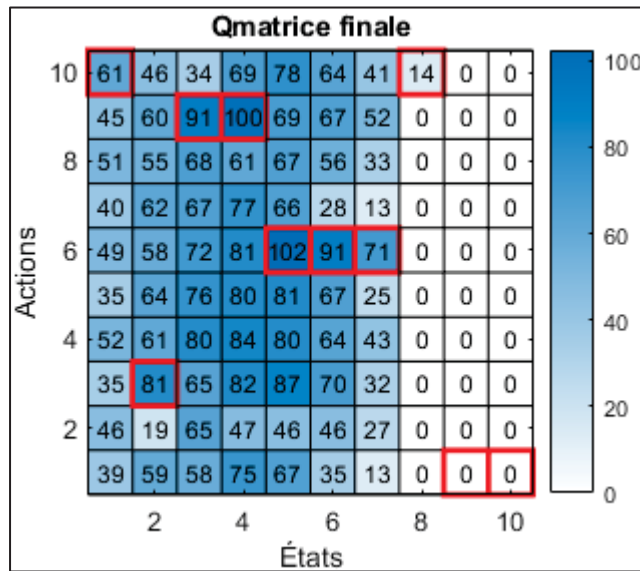


Figure 3.6 Exemple de Qmatrice finale

La récompense doit être choisie judicieusement car il s'agit de la valeur que l'algorithme va chercher à maximiser. Elle doit être en accord avec les objectifs de l'entraînement. Un premier entraînement développé a pour objectif une technique de propulsion plus efficace, caractérisée par l'efficacité mécanique de propulsion, ou MEF. L'objectif est d'augmenter la MEF, une première récompense sera donc égale à la MEF moyenne obtenue lors du parcours d'un état. Un deuxième entraînement a été conçu pour développer une technique de propulsion "sécuritaire", caractérisée par le coût physiologique. L'objectif est de diminuer ce coût physiologique dans le but de préserver l'intégrité des membres supérieurs. Une deuxième récompense sera donc égale à l'inverse du coût physiologique moyen sur l'état parcouru. Un troisième entraînement a été conçu comme un couplage des deux premiers, avec une récompense égale à la somme pondérée des deux récompenses précédentes.

Six entraînements ont donc été générés, en combinant les deux espaces d’actions et les trois types récompenses. Leur nomenclature est détaillée dans le Tableau 3.1.

Tableau 3.1 Nomenclature des entraînements développés en fonction de l'objectif fixé et du type de rétroaction

Objectif / Rétroaction	Résistive	Assistive-Résistive
$\nearrow$ MEF	MEF Res	MEF Assist
$\searrow$ Coût	Coût Res	Coût Assist
$\nearrow$ MEF & $\searrow$ Coût	MEF Coût Res	MEF Coût Assist

3.5 Acquisition de données de propulsion

Vingt participants sains, non utilisateurs de FRM, d’âge moyen $24,3 \pm 1,9$ ans, de taille moyenne $173,8 \pm 9,9$ cm et de poids moyen $70,0 \pm 12,7$ kg ont pris part à cette étude. Les critères d’inclusion étaient d’être majeur (18 ans et plus) et en bonne santé. Un participant était exclu de l’expérience s’il présentait des douleurs ou incapacités aux membres supérieurs ou au tronc, ou des troubles orthopédiques ou neurologiques pouvant affecter la tâche de propulsion.

Après la signature du formulaire de consentement, l’explication du déroulement des acquisitions ainsi qu’une prise de mesure anthropométriques, des électrodes rattachées à des capteurs d’électromyographie (EMG) munis de centrales de mesures inertielles (Noraxon Ultium) ont été placées au niveau du deltoïde antérieur, du biceps, du triceps et du grand pectoral claviculaire de chaque côté du participant. Une centrale inertielle sans électrode a également été positionnée sur le dos de chaque main du participant. Les corps rigides équipés de quatre marqueurs ont ensuite été placés sur chaque segment des membres supérieurs du participant, tel que décrit dans la section 3.3. Avant le début des acquisitions, des mesures de forces de préhension maximales par dynamométrie hydraulique (Jamar) ont été prises.

Une fois prêt, le participant a disposé d'une première phase de découverte et de familiarisation à la propulsion sur le simulateur. Pendant deux minutes, la rétroaction est désactivée et le participant peut observer sa vitesse grâce à un écran d'affichage situé devant lui et présent tout au long de l'expérience (Figure 3.7). Il lui sera demandé à chaque essai de propulser à une vitesse linéaire d'environ 1 m/s, en maintenant l'aiguille d'affichage de chaque roue dans la zone verte.

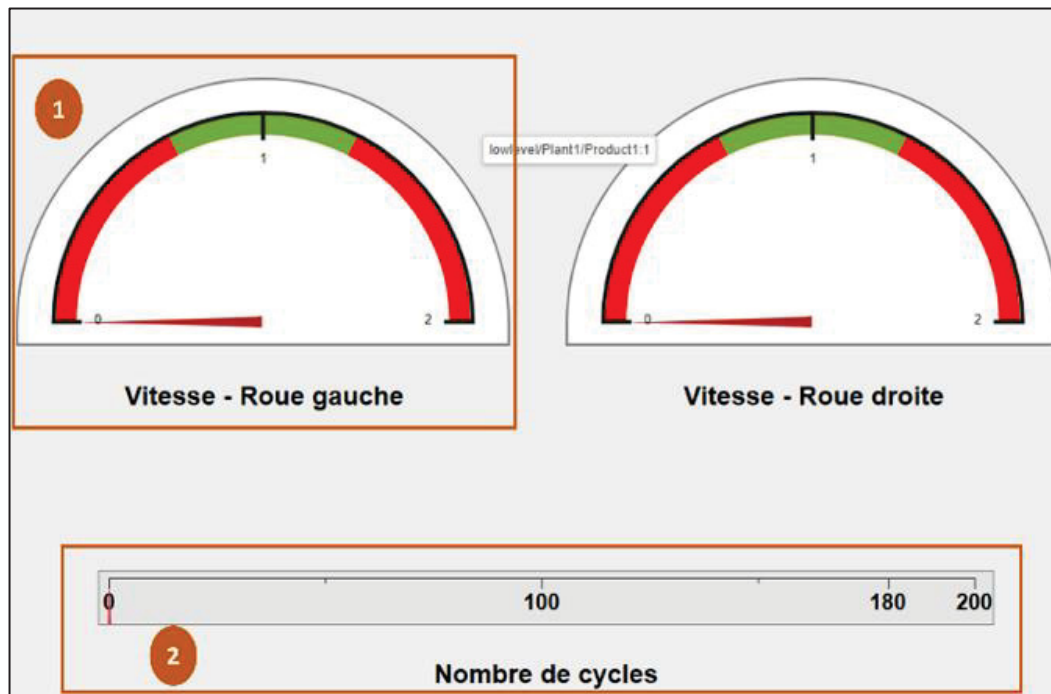


Figure 3.7 Application affichant la vitesse linéaire de chaque roue (1), la zone verte représentant la vitesse cible, et le nombre de cycles effectués dans l'essai (2)
Tirée de (Tostain, 2023) p.66

Commence alors l'acquisition d'un essai initial d'une durée de trois minutes, toujours sans rétroaction.

Les six entraînements introduits dans la partie précédente sont ensuite exécutés dans un ordre aléatoire par le participant. Chaque entraînement consiste ainsi en une phase de propulsion de 180 cycles de poussées, soit environ trois minutes, correspondant à la phase d'apprentissage décrite dans la partie précédente, suivie d'une phase d'exploitation d'une durée de 60 secondes.

A l'issue de la phase d'exploitation du dernier entraînement, un essai post-entraînement d'une durée de trois minutes sans rétroaction est exécuté. Cet essai permettra de constater l'effet immédiat de l'entraînement sur la cinétique et la cinématique de la propulsion de l'utilisateur, en comparaison avec l'essai initial.

Au démarrage et à la fin de chaque acquisition, il était demandé au participant de donner un coup sec sur ses cuisses. Cette action doit permettre en post-traitement de repérer le début et la fin de chaque essai : d'une part sur les signaux EMG, et d'autre part sur les signaux cinématiques capturés par les caméras Optitrack et cinétiques capturés par les SmartWheel. Cette manipulation servira à synchroniser les signaux.

Entre chaque essai et chaque phase d'entraînement, le participant dispose de deux minutes de repos. Le déroulé des acquisitions est représenté par la Figure 3.8.

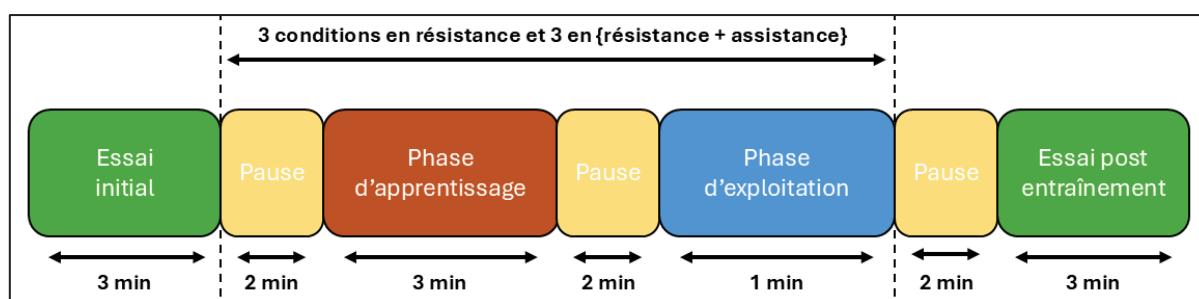


Figure 3.8 Déroulement des essais d'acquisition
Reproduite et adaptée avec l'autorisation de (Tostain, 2023)

CHAPITRE 4

MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre décrit la méthodologie utilisée pour le traitement des données de propulsion acquises auprès de 20 participants sains non expérimentés ayant testé les six entraînements décrits dans la partie précédente.

4.1 Description de la base de données

Les informations et données acquises ont été anonymisées pour assurer la confidentialité et le respect de la vie privée de chaque participant. Dans la suite de ce mémoire, chaque référence à un participant se fera par son numéro d'anonymisation : S001, S002, ..., S020. Les données du participant S001 n'ont pas été traitées car le signal de force verticale mesuré par la roue instrumentée droite est manquant pour trois entraînements sur les six. Puisque tous les entraînements ne peuvent pas être analysés, les données de ce participant ne seront pas considérées dans cette étude. L'intégralité des données du participant S003 sont manquantes à la suite d'un problème d'enregistrement.

Les données brutes anonymisées sont stockées sous la forme de structures Matlab. Pour chaque participant, et pour chaque acquisition, une première structure renseigne les données d'électromyographie (EMG), d'accélérométrie, de gyroscopie et de magnétométrie issues des électrodes et centrales inertielles positionnées au niveau du deltoïde antérieur, du biceps, du triceps et du grand pectoral claviculaire de chaque côté. Cette structure contient également les données, d'accélérométrie, de gyroscopie et de magnétométrie issues des centrales inertielles positionnées sur le dessus des mains. Ces données sont échantillonnées à 2 kHz.

Une seconde structure de données renseigne d'une part sur les données nécessaires au fonctionnement de l'algorithme d'apprentissage par renforcement. Les forces et moments mesurés par les roues instrumentées dans le repère global à une fréquence d'échantillonnage de 240 Hz peuvent notamment y être retrouvées. La MEF et le coût physiologique calculés en

temps réel ainsi que le signal d'état « pushstatuts » et la position angulaire de la main dans le repère de la roue sont également répertoriés. Le repère de chaque roue instrumentée a pour origine le centre de la roue, l'axe x étant horizontal dirigé vers l'avant du fauteuil et l'axe y vertical dirigé vers le haut. La Figure 4.1 représente le repère de chaque roue par rapport au fauteuil. Le « pushstatuts » permet d'identifier le début et la fin de chaque phase de poussée, identifiés par un double seuil. Le seuil de début de cycle est fixé à 15N et le seuil de fin de cycle à 5N pour la force totale appliquée sur la main courante, de la même manière que (Blouin et al., 2015) .

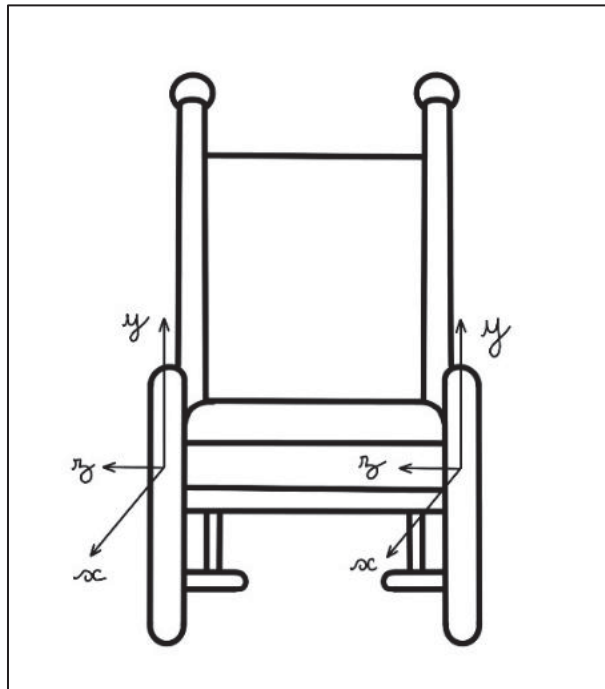


Figure 4.1 Repère de chaque roue par rapport au fauteuil
Tirée de (Ghazouani, 2023)

Cette structure de données renseigne d'autre part sur les forces et moments articulaires calculées en temps réel par dynamique inverse au point d'application de la force, au poignet, au coude et à l'épaule, de chaque côté. La position du centre articulaire, le quaternion associé à l'orientation du segment par rapport au repère de la roue, ainsi que les vitesses et accélérations linéaires et angulaires peuvent également y être retrouvés. Les données enregistrées dans ces structures sont échantillonnées à 120 Hz, fréquence d'échantillonnage des caméras optoélectroniques.

Chaque essai réalisé par chaque participant est ainsi rattaché à ces deux structures. Quatorze essais sont dénombrés : l'essai initial et post-entraînement, six essais relatifs à la phase d'apprentissage et six essais relatifs à la phase d'exploitation de chaque entraînement.

4.2 Étude de l'impact d'un entraînement à la propulsion sur la MEF et le coût physiologique

Cette partie décrit la méthodologie de traitement des données dans le but d'analyser l'impact des six entraînements, développés par l'algorithme SARSA en temps réel, sur la MEF et le coût physiologique des participants.

4.2.1 Normalisation et sélection des cycles

L'intérêt de cette étude porte sur la phase de poussée, c'est pourquoi chaque essai a été découpé par cycle de poussée à l'aide du signal "pushstatus". Chaque cycle de poussée étant d'amplitude angulaire et de durée différente, les cycles ont été normalisés en pourcentage de cycle (noté %cycle). De même, pour chaque participant et chaque essai, le nombre de cycles exécutés diffère. C'est pourquoi pour chaque participant et pour chaque essai, les 50 cycles les plus répétables ont été sélectionnés à partir du signal de MEF du côté droit.

4.2.2 Variables d'intérêts et tests statistiques

Il a été supposé que l'algorithme SARSA pouvait générer six entraînements capables de modifier la technique de propulsion des participants novices. La technique de propulsion est caractérisée ici par la MEF et le coût physiologique. Plus spécifiquement, il a été supposé d'une part que les entraînements purement résistifs étaient parvenus à augmenter la MEF des participants, au détriment du coût physiologique. En revanche, il a été supposé que les entraînements assistifs-résistifs avaient induits une diminution du coût physiologique.

Pour adresser cette hypothèse, les variables suivantes ont été extraites des structures de données :

- MEF moyenne et maximale
- Coût physiologique moyen et maximal
- Coût physiologique à l'épaule moyen et maximal
- Moment de flexion-extension à l'épaule moyen et maximal

Les variables moyennes sont obtenues par calcul de la moyenne sur chacun des 50 cycles les plus répétables, puis moyennés de nouveau. De la même manière, les variables maximales sont obtenues par extraction du pic de la variable sur chacun des 50 cycles les plus répétables, puis par moyennage de ces 50 maxima.

Des analyses statistiques ont été menées pour étudier l'effet de chaque entraînement sur chacune de ces variables, de manière globale sur l'ensemble de la cohorte. Premièrement, la normalité de la distribution des données a été évaluée à l'aide du test de Lilliefors (fonction *lillietest* du logiciel MATLAB). La normalité ne pouvant pas être retenue pour l'ensemble des données, une analyse de variance non paramétrique a été envisagée. Le test de Friedman (fonction *friedman* du logiciel MATLAB) a ainsi permis d'évaluer l'existence d'une différence globale entre les différentes conditions de propulsion (essai initial ainsi que les six entraînements) pour la MEF, le coût physiologique total et à l'épaule, ainsi que le moment de flexion de l'épaule. Le moment d'extension n'a pas été considéré pour cette analyse car il n'existait pas sur tous les cycles et pour tous les essais des participants. Les variables présentant un résultat significatif au test global ($p < 0,05$) ont ensuite été extraites pour effectuer des comparaisons post-hoc avec une correction de Bonferroni afin de contrôler le risque d'erreur de Type I. Concrètement, la structure *stats* retournée par la fonction *friedman* a été utilisée comme entrée dans la fonction *multcompare* du logiciel MATLAB. Cette fonction retourne la valeur de p-value de chaque comparaison deux à deux. Dans cette étude, les comparaisons de chacun des six entraînements avec l'essai initial seront considérées. Par conséquent, le seuil de signification α est ajusté à 0,0083 en divisant la valeur de $p=0,05$ par le nombre de

comparaisons, soit 6. Enfin, pour compléter cette analyse de groupe, une étude descriptive individuelle des variables a été menée afin de mettre en évidence la singularité de chaque participant.

4.3 Identification de paramètres dynamiques du bras lors de la propulsion

Cette seconde partie de l'analyse des données expérimentales a pour objectif d'identifier des paramètres dynamiques lors de la propulsion. La méthode employée est adaptée des travaux de (Schouten et al., 2008) et a été présentée dans la revue de la littérature (p. 25. ; section 1.2.2).

4.3.1 Hypothèse de linéarité locale

4.3.1.1 Conditions d'application de la méthode de Schouten et al. (2008)

Le protocole de mesures développé par Schouten et al. (2008) impose un mouvement de faible amplitude aux participants. Ce choix permet de considérer les paramètres du système comme invariants dans le temps, une exigence à l'utilisation de la transformée de Laplace pour résoudre les équations différentielles de type linéaires.

Prenons l'exemple d'un système mécanique formé d'une masse m , d'un ressort de raideur k et d'un amortisseur visqueux de coefficient b . L'équation de mouvement est la suivante :

$$m\ddot{x}(t) + b\dot{x}(t) + kx(t) = f(t) \quad (4.1)$$

Avec $x(t)$ le déplacement de la masse et $f(t)$ la force appliquée à celle-ci. Si le système est statique, ou si la vitesse et l'accélération de la masse sont initialement nulles, la transformée de Laplace est appliquée comme suit :

$$L[m\ddot{x}(t)] + L[b\dot{x}(t)] + L[kx(t)] = L[f(t)] \quad (4.2)$$

Si l'on suppose que les coefficients du système ne dépendent pas du temps, l'équation (4.2) devient :

$$m \times L[\ddot{x}(t)] + b \times L[\dot{x}(t)] + k \times L[x(t)] = L[f(t)] \quad (4.3)$$

Puis :

$$ms^2X(s) + bsX(s) + kX(s) = F(s) \quad (4.4)$$

Ce qui permet d'obtenir la fonction de transfert suivante :

$$H(s) = \frac{X(s)}{F(s)} = \frac{1}{ms^2 + bs + k} \quad (4.5)$$

La transformée de Laplace a ici permis de transformer une équation différentielle (4.1) en une équation algébrique qui exprime le lien entre l'entrée et la sortie du système (ici respectivement $F(s) = L[f(t)]$ et $X(s) = L[x(t)]$). Il est ainsi possible de prédire le déplacement $X(s)$ en connaissant $F(s)$ et la fonction de transfert $H(s)$. Cette fonction de transfert dépend ici uniquement des paramètres supposés constants m , b et k . Pour identifier les paramètres du système, la relation (4.5) peut être comparée à des mesures expérimentales de $x(t)$ et de $f(t)$, dans le domaine fréquentiel de Fourier où $s = j\omega$, ω étant la fréquence angulaire correspondant à la fréquence absolue f par $\omega = 2\pi f$.

Cependant, si les paramètres évoluent pendant la mesure, le passage de l'équation (4.2) à l'équation (4.3) n'est pas réalisable, et le modèle linéaire obtenu ne représente plus correctement le système dynamique. Or, dans le cas de l'étude d'un système complexe tel que le bras humain, composé de muscles, de tissus et d'articulations, l'invariance des paramètres n'est pas toujours garantie.

Schouten et al. (2008) supposent alors que sur une plage restreinte d'amplitude, jusqu'à 1cm de déplacement linéaire, les paramètres du système peuvent être considérés comme invariants dans le temps (Schouten et al., 2008; van der Helm et al., 2002a). Dans ce cas, le système complexe est linéarisé localement, et des modèles comme le modèle masse-ressort-amortisseur avec paramètres invariants restent applicables. Cette condition expérimentale est couramment appliquée dans la littérature pour justifier l'utilisation de modèles linéaires dans le cadre de

l'identification de paramètres intrinsèques du corps humain (Schouten et al., 2008; van der Helm et al., 2002b; van de Ruit et al., 2023).

4.3.1.2 Adaptation de la méthode de Schouten et al. (2008) à la présente étude

Dans le cas de la propulsion, l'amplitude de la plage angulaire parcourue par la main sur la main courante lors de la phase de poussée ne permet pas de supposer que les paramètres du modèle de Schouten et al. (2008) sont invariants dans le temps. En effet, (Vegter et al., 2014) ont mesuré une plage angulaire moyenne de $55.1 \pm 13.0^\circ$ auprès de 70 participants non-expérimentés, et (Tostain, 2023) a remarqué que la plage angulaire parcourue par les 18 participants expérimentés de l'étude de (Blouin et al., 2015) pouvait atteindre 100° . Or, une plage angulaire de 55.1° parcourue sur la main courante de rayon 27.5cm représente une distance linéaire de plus de 26cm, largement supérieure à l'amplitude suggérée par (Schouten et al., 2008; van der Helm et al., 2002a). Le cycle de poussée a donc été découpé en plusieurs états de cycle, selon l'espace des états défini par Tostain (2023) et présenté dans la section 3.4. Chaque état du cycle de poussée est défini par une plage angulaire de 10 degrés. Nous supposons que l'amplitude des mouvements du bras sur un état du cycle de poussée est assez faible pour considérer les paramètres du modèle (qui sera défini plus tard dans le mémoire) comme invariants dans le temps sur cette plage de 10° . De plus, sur chaque état de cycle de poussée, un moment propulsif M_z est appliqué par le participant sur la main courante, auquel est retranché un moment de rétroaction M_{feedback} (cf. section 3.2). Le moment de rétroaction M_{feedback} constitue une perturbation au mouvement de propulsion. La méthode de Schouten et al. (2008) pourra ainsi être appliquée sur chaque état du cycle de poussée.

Pour limiter la quantité de calculs nécessaires, cette étude est limitée à la phase d'apprentissage et à la phase d'exploitation de l'entraînement résistif portant sur la MEF (MEF Res, voir section 3.4). Le moment de rétroaction M_{feedback} sera intitulé M_{res} pour expliciter le caractère purement résistif de la rétroaction dans cette étude.

4.3.2 Mise en forme des données

Avant de procéder à l'application de la méthode d'identification des paramètres dynamiques des membres supérieurs, quelques étapes de pré-traitement sont nécessaires pour mettre en forme les données. Cette section détaille les étapes requises.

4.3.2.1 Sélection des signaux

À partir de la base de données de propulsion décrite dans la partie 4.1, les signaux suivants ont été extraits pour chaque participant, de chaque côté, au cours des phases d'apprentissage et d'exploitation de l'essai « MEF Res » :

- Le moment de propulsion M_z appliqué par le participant sur la main courante, enregistré à 120 Hz;
- Le moment de réaction M_{res} , enregistré à 120 Hz;
- La position angulaire absolue θ de la main du participant sur la main courante, échantillonnée à 120 Hz;
- Les signaux EMG du biceps (e_1), triceps (e_2), grand pectoral claviculaire (e_3) et deltoïde antérieur (e_4), échantillonnés à 2 kHz.

4.3.2.2 Synchronisation des signaux

Avant de débiter l'analyse des données, les signaux doivent être synchronisés. D'une part, les signaux des centrales inertielles (reliées aux électrodes EMG et celles fixées au dos des mains du participant) sont synchronisés entre eux directement via le logiciel Noraxon. D'autre part, les signaux issus des roues instrumentées SmartWheel et des caméras optoélectroniques Optitrack sont, eux, synchronisés de manière matérielle par l'ordinateur temps-réel (Speedgoat). Considérant que l'analyse requière une synchronisation de tous les signaux, la méthode reposant sur l'invariance de la vitesse d'un corps rigide indéformable a été employée. Concrètement, la vitesse angulaire mesurée par la centrale inertielle fixée sur le dos de la main doit correspondre à la vitesse angulaire calculée à partir des marqueurs du même segment corporel suivis par les caméras optoélectroniques. Cette correspondance a permis d'estimer le

décalage temporel entre les deux signaux grâce à la fonction d'alignement de deux signaux dans le logiciel MATLAB (*alignsignals*). Cette fonction retarde temporellement un signal par rapport à un autre afin de maximiser leur similarité (corrélation croisée). Étant donné que la cinématique optoélectronique est enregistrée à 120 Hz tandis que les signaux issus des centrales inertielles sont enregistrés à 2 kHz, un sur-échantillonnage du signal de vitesse angulaire issu des caméras a été nécessaire au préalable. Une fois ce signal reconstruit, les enregistrements EMG ont été ajustés : tronqués en cas de retard, ou complétés par des zéros en cas d'avance, afin d'assurer leur alignement avec les données cinématiques et de force. Enfin, pour faciliter l'alignement automatique et valider la qualité de la synchronisation, un événement de référence a été introduit. Il s'agit du « coup sec » demandé aux participants au début et à la fin de chaque acquisition (cf. section 3.5), générant un pic de vitesse angulaire des mains facilement identifiable sur les signaux issues des centrales inertielles et des caméras optoélectroniques.

4.3.2.3 Rééchantillonnage des signaux

Comme mentionné dans les parties précédentes, les signaux issus des roues instrumentées sont acquis à une fréquence de 240 Hz, et enregistrés à 120 Hz dans notre base de données. Les signaux issus des caméras Optitrack, dont est extrait la position angulaire de la main sur la roue, sont également échantillonnés à 120 Hz. Or, l'activation musculaire calculée à partir des signaux EMG est échantillonnée à 2 kHz. Il a donc été nécessaire de rééchantillonner les signaux utilisés par la suite à 2 kHz. La reconstruction des signaux a été obtenue via la fonction *interp1* dans MATLAB.

4.3.2.4 Calcul de l'activation musculaire à partir des signaux EMG

Une fois les signaux synchronisés, l'activation musculaire a été calculée à partir d'une combinaison pondérée des enveloppes EMG rectifiées, en suivant l'approche décrite par Schouten et al. (2008). Dans leur étude, les auteurs estiment les coefficients de pondération K_i de chaque muscle i , définis comme des ratios force/EMG, à partir d'efforts isométriques de poussée et de tirage. Ils calculent ensuite une activation musculaire globale comme une

moyenne pondérée des contributions de quatre muscles (grand pectoral, deltoïde antérieur, deltoïde postérieur et grand dorsal).

Par analogie, et puisque la grandeur mécanique pertinente pour la propulsion est le moment appliqué sur la main-courante (équivalent de la force appliquée sur une poignée dans le cas de Schouten et al. (2008)), cette définition a été adaptée en exprimant les coefficients sous la forme de ratios moment/EMG. Dans le cadre de cette étude, le grand pectoral claviculaire, le deltoïde antérieur, le biceps et le triceps ont été retenus pour leur implication dans la phase de poussée. L'activation musculaire instantanée a ainsi été définie par :

$$a(t) = \frac{1}{4} \sum_{k=1}^4 K_i |e_i| \quad (4.6)$$

Où K_i correspond au ratio moment/EMG du muscle i .

Dans l'étude de Schouten et al. (2008), une partie du protocole d'acquisition est dédié à l'estimation des ratios force/EMG. Lors de cette partie de l'expérience, les poignées du manipulateur sont bloquées, et le participant est amené à exécuter des efforts isométriques de poussée et de tirage en maintenant une force constante (-25, -20, -15, 0, 15, 20 ou bien 25N) pendant 10 secondes. Pour chaque palier d'effort, la force moyenne appliquée par le participant est calculée, ainsi que l'EMG rectifié de chaque muscle i :

$$IEMG_i = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n |e_i(t_k)| \quad (4.7)$$

Avec k indexant le vecteur de temps et n le nombre d'échantillons. Pour chaque muscle i , K_i est déterminé par une régression linéaire entre les forces moyennes appliquées sur la poignée et les EMG rectifiés associés.

Cependant, le protocole expérimental de la présente étude ne prévoyait pas d'acquisition spécifique au traitement des signaux EMG pour le calcul de l'activation musculaire. Pour

pallier ce manque de données, des échelons de moments propulsifs M_z sur le premier cycle de poussée ont été générés en post-traitement dans le but de se rapprocher des conditions expérimentales de l'étude de (Schouten et al., 2008). En pratique, le moment propulsif M_z brut (échantillonné à 120 Hz) a été de nouveau reconstruit à une fréquence de 2 kHz, cette fois-ci en générant des échelons via une interpolation par palier (option '*previous*' de la fonction *interp1* dans MATLAB). La Figure 4.2 présente un exemple de moment propulsif M_z brut échantillonné à 120Hz (figure du haut), puis le même signal rééchantillonné à 2kHz par interpolation en introduisant des paliers (figure du milieu) et enfin le signal EMG mesuré sur le biceps droit (figure du bas). Ces signaux sont extraits d'un cycle de poussée.

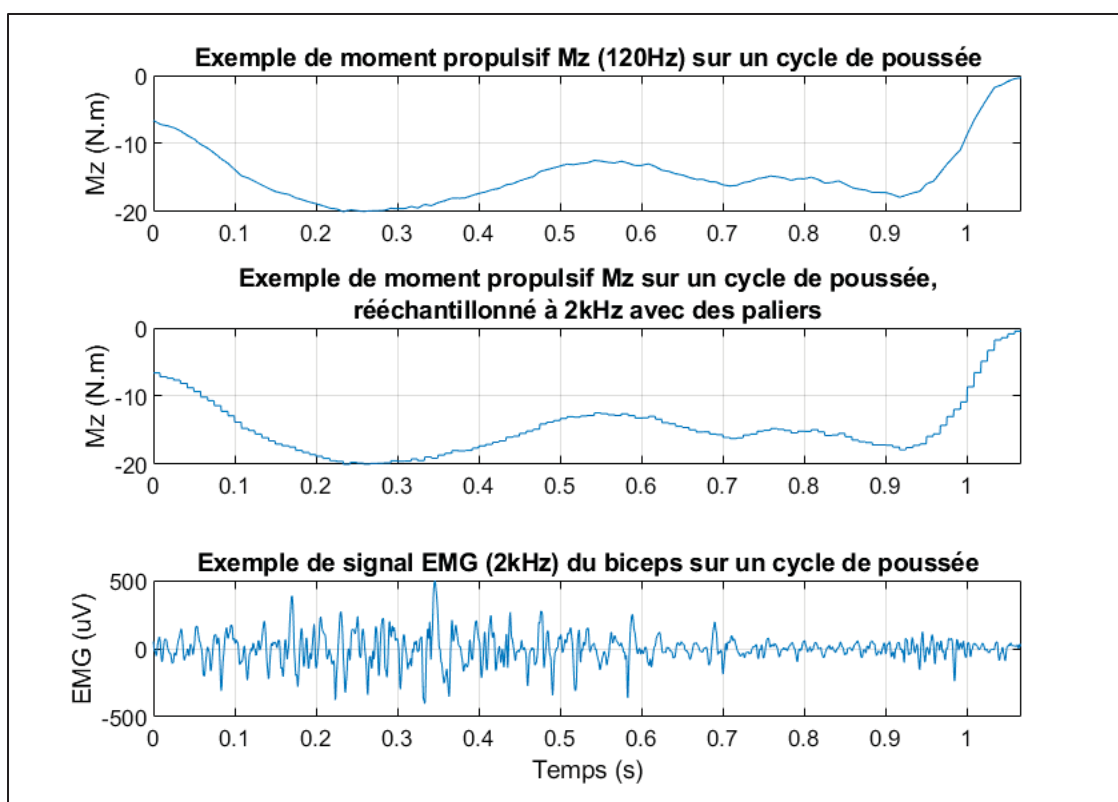


Figure 4.2 Exemple de moment propulsif M_z brut (en haut), rééchantillonné à 2kHz par interpolation avec paliers (au milieu) et de signal EMG sur un cycle de poussée

Chaque palier de moment propulsif M_z a été isolé, ainsi que le signal EMG de chaque muscle associé à ce palier. La Figure 4.3 représente un segment temporel de ces deux signaux,

montrant distinctement des exemples de paliers de moment propulsif M_z associés à au signal EMG non constant.

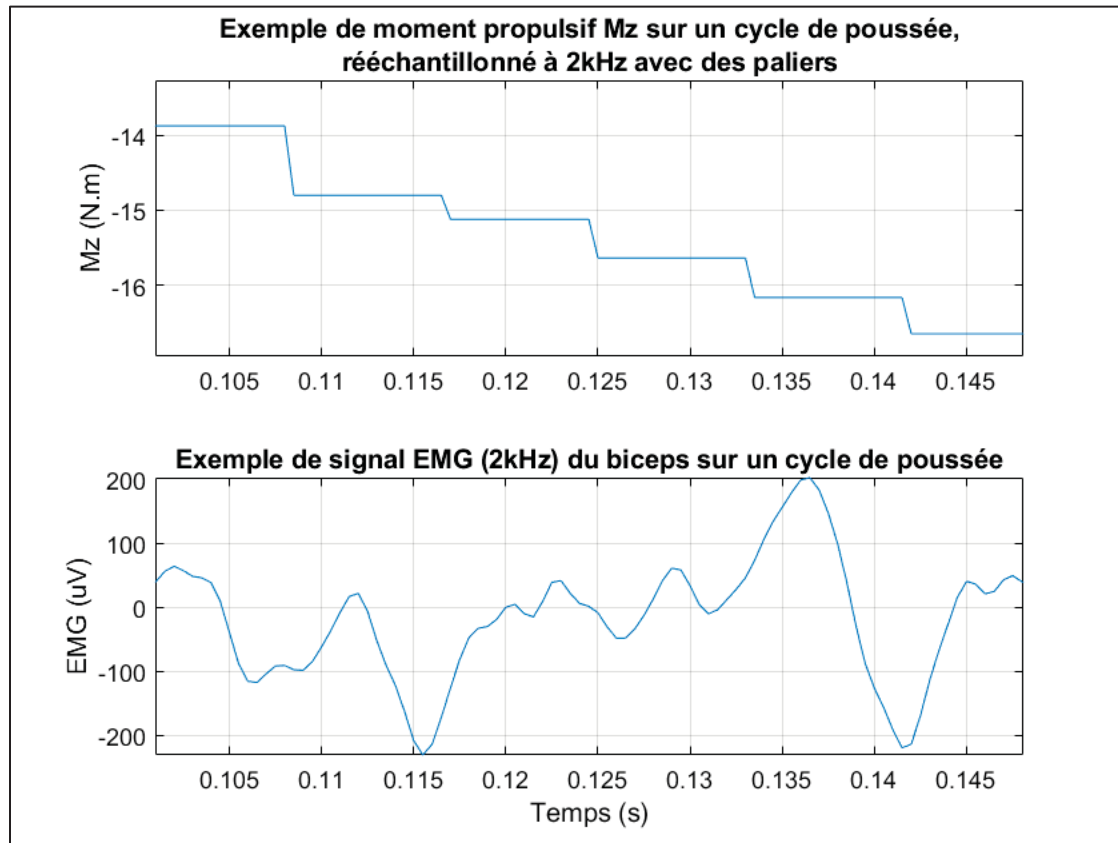


Figure 4.3 Segment temporel de moment propulsif M_z rééchantillonné à 2kHz et de signal EMG brut sur un cycle de poussée

Pour chaque palier ainsi extrait, l'EMG rectifié a été calculé (équation (4.7)) et utilisé, conjointement avec la valeur du moment M_z , pour estimer les ratios K_i par régression linéaire. La Figure 4.4 représente la régression linéaire obtenue à partir du moment propulsif M_z et du signal EMG précédemment présenté.

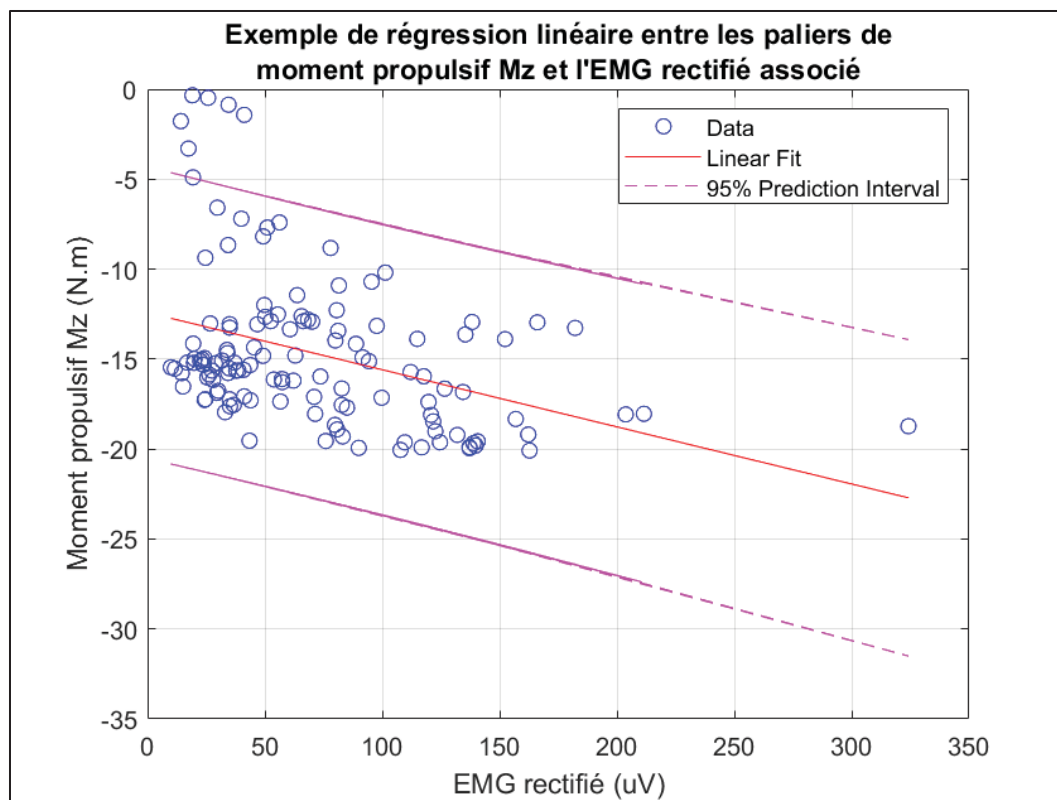


Figure 4.4 Exemple de régression linéaire entre chaque palier de moment propulsif Mz (128 paliers utilisés ici) et l'EMG rectifié associé

Cette démarche a été appliquée pour chaque participant, chaque phase (apprentissage, exploitation), de chaque côté (droit, gauche) à partir du moment propulsif Mz extrait sur le premier cycle de poussée et associé successivement à chacun des quatre muscles considérés (biceps, triceps, grand pectoral, deltoïde antérieur). Les ratios moment/EMG obtenus permettent de calculer l'activation musculaire sur le premier cycle de poussée à partir de l'équation (4.6). La Figure 4.5 représente cette démarche de calcul de l'activation musculaire.

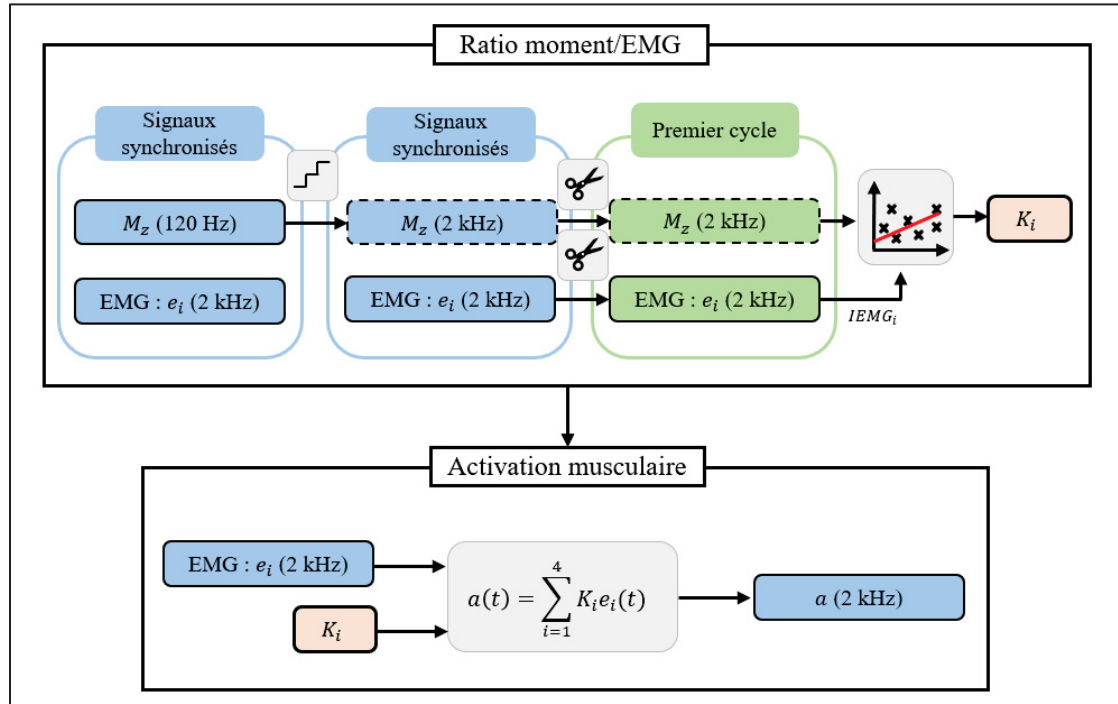


Figure 4.5 Schéma de la démarche de calcul de l'activation musculaire à partir du moment propulsif M_z et des signaux EMG synchronisés

Il est important de noter que cette démarche, nécessaire en l'absence d'un protocole de calibration dynamique, peut introduire des erreurs car la durée d'un palier est largement inférieure aux dix secondes adoptées par Schouten et al. (2008) et que le moment M_z déployé ne résulte pas d'un effort isométrique mais est extrait d'un mouvement de propulsion.

4.3.2.5 Sélection des cycles de poussée

Les signaux (M_z , M_{res} , θ et a) synchronisés et échantillonnés à 2 kHz sont d'une durée d'environ trois minutes (180 cycles de poussée) pour la phase d'apprentissage et d'environ une minute (60 cycles de poussées) pour la phase d'exploitation. Avec une fréquence d'échantillonnage de 2 kHz, un cycle de poussée dure environ une demie seconde d'après les données de (Vegter et al., 2014) ce qui correspond à 1000 points soit environ 100 points par état pour chaque signal. A titre de comparaison, les expériences menées par (Schouten et al., 2008) duraient 30 secondes, dont les quatre premières étaient retranchées pour ne conserver

que les comportements stationnaires. Avec une fréquence d'échantillonnage de 2,5 kHz, les auteurs obtiennent alors 65 000 points pour chaque signal.

Pour notre étude, 20 cycles de poussées ont été extraits, à compter du troisième cycle. Les deux premiers cycles de poussée n'ont pas été sélectionnés pour conserver uniquement un régime stationnaire de propulsion. Ensuite, les données issues de l'état 2 et de l'état 3 pour chaque cycle de poussée ont été concaténées. La position angulaire absolue de la main (θ) a été transformée en position relative pour chaque état du cycle de poussée en retranchant la position absolue mesurée au début de l'état. Cette étape de pré-traitement permet de générer des signaux (M_z , M_{res} , θ et a) d'environ 2000 points pour chaque état, en conservant une plage de mouvements d'environ 10° . Les états 2 et 3 ont été sélectionnés car ils ont été parcourus par tous les participants au cours des 20 cycles sélectionnés. L'état 1 n'a pas été conservé car, dans certains cas, le moment de rétroaction M_{res} était nul. En effet, l'action choisie par l'algorithme SARSA sur chaque état du cycle de poussée est un moment résistif M_{res} proportionnel au moment propulsif M_z , de facteur compris entre 0 et 0,9 avec un pas de 0,1. L'action nulle fait ainsi partie du champ des actions possibles, et a été sélectionné à plusieurs reprises sur le premier état du cycle de poussée.

Les étapes suivantes de traitement ont ainsi été effectuée pour chaque participant, de chaque côté et sur chaque phase de l'entraînement, sur les signaux (M_z , M_{res} , θ et a) concaténés pour chaque état (2,3).

4.3.3 Calcul de l'admittance mécanique et de l'impédance réflexe dans le domaine fréquentiel

Sur chaque état du cycle, l'admittance mécanique $H_{M_z, \theta}(f)$ et l'impédance réflexe $H_{\theta, a}(f)$ sont calculées dans le domaine fréquentiel :

$$H_{M_z, \theta}(f) = \frac{G_{M_{res}, \theta}(f)}{G_{M_{res}, M_z}(f)} \quad (4.8)$$

$$H_{\theta,a}(f) = \frac{G_{Mres,a}(f)}{G_{Mres,\theta}(f)} \quad (4.9)$$

$G_{a,b}(f)$ représente la densité spectrale croisée entre un signal a et un signal b. La densité spectrale croisée est une méthode de comparaison de signaux qui décrit à quel point deux signaux sont corrélés dans le domaine fréquentiel. Elles ont été calculées via la fonction *cpsd* du logiciel MATLAB, puis lissées par un moyennage glissant autour de 3 points via la fonction *movmean* (Schouten et al., 2008; van de Ruit et al., 2023)

La fonction de cohérence de (θ) ainsi que la fonction de cohérence de l'activation musculaire (a) sont calculées pour mesurer leur dépendance linéaire au signal de rétroaction (Mres) :

$$\gamma_{\theta}(f) = \frac{|G_{Mres,\theta}(f)|^2}{G_{Mres,Mres}(f)G_{\theta,\theta}(f)} \quad (4.10)$$

$$\gamma_a(f) = \frac{|G_{Mres,a}(f)|^2}{G_{Mres,Mres}(f)G_{a,a}(f)} \quad (4.11)$$

4.3.4 Définition du modèle

Le modèle établi par (Schouten et al., 2008) pour représenter les réflexes proprioceptifs ainsi que les propriétés viscoélastiques du membre supérieur peut être illustré sous forme de schéma bloc dans le domaine de Laplace. La Figure 4.6 représente le modèle considéré dans notre étude, adapté à la propulsion sur le simulateur de FRM.

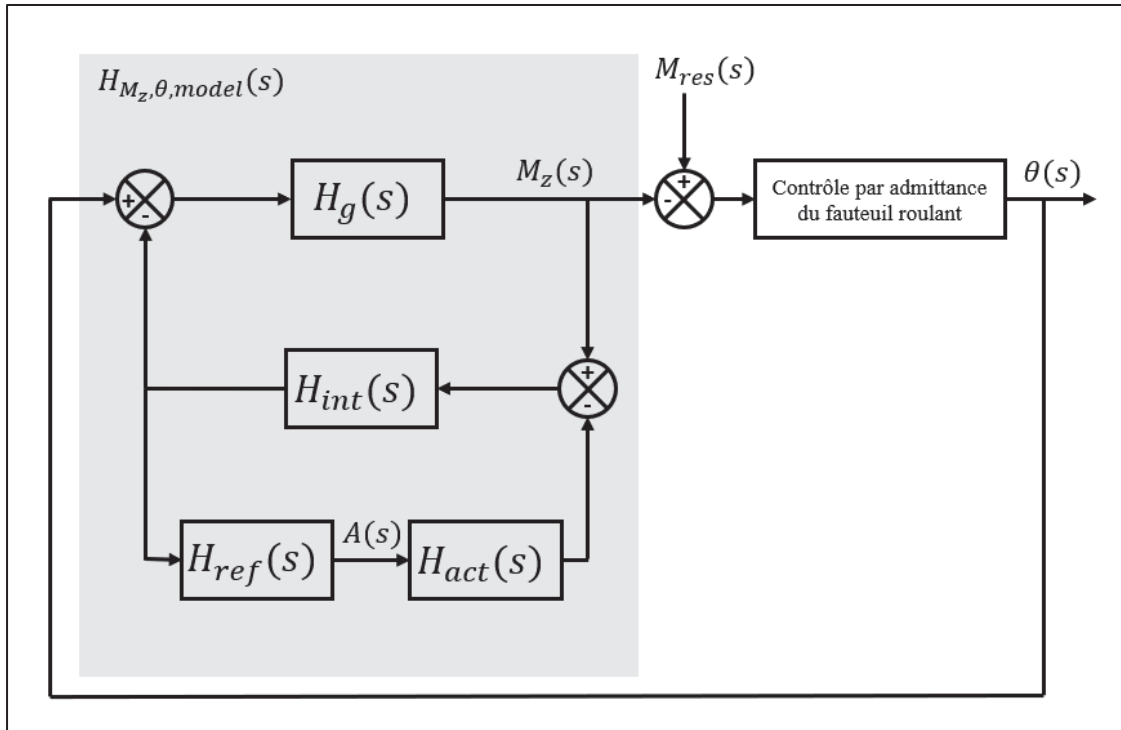


Figure 4.6 Modèle dynamique du membre supérieur lors de la propulsion
Reproduite et adaptée de (Schouten et al., 2008)

Ce modèle fait intervenir différents systèmes :

- La dynamique intrinsèque du membre supérieur $H_{int}(s)$, décrite par un système masse-ressort-amortisseur du 2^{ème} ordre décrivant les propriétés viscoélastiques des muscles :

$$H_{int}(s) = \frac{1}{Is^2 + bs + k} \quad (4.12)$$

- La dynamique de préhension $H_g(s)$ décrivant le contact entre la main de l'utilisateur et la main courante du fauteuil roulant par un système de 1^{er} ordre :

$$H_g(s) = b_g s + k_g \quad (4.13)$$

- La dynamique réflexe $H_{ref}(s)$ qui représente le système sensoriel du fuseau neuromusculaire est modélisée par une accélération k_a , une vitesse k_v et une position k_p , soumis à un retard τ :

$$H_{ref}(s) = (k_a s^2 + k_v s + k_p) e^{-\tau s} \quad (4.14)$$

- La dynamique d'activation $H_{act}(s)$ décrivant le lien entre l'activation musculaire et le moment de propulsion appliqué par l'utilisateur sur la main courante :

$$H_{act}(s) = \frac{1}{\frac{1}{\omega_0^2} s^2 + \frac{2\beta}{\omega_0} s + 1} \quad (4.15)$$

L'identification des paramètres ω_0 et β , respectivement la pulsation naturelle et le coefficient d'amortissement du système, nécessite une expérience dédiée qui n'a pas été incluse dans le protocole d'acquisition. En effet, (Schouten et al., 2008) ont identifié de manière indépendante un couple de valeurs $[f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}, \beta]$ pour cinq participants à partir des données issues d'une acquisition spécifique intitulée « Activation Dynamics Experiment ». Ces valeurs ont été moyennées pour obtenir un couple de paramètres intégrés au modèle pour les analyses futures menées sur dix participants. Le couple de valeur retenu est le suivant : $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi} = 2,17 \text{ Hz}$ et $\beta = 0,74$. Ces valeurs ont été utilisées pour la suite du protocole d'identification (Schouten et al., 2008).

Le modèle présenté ici amène à l'expression de l'admittance mécanique et de l'impédance réflexe du membre supérieur en fonction des paramètres dynamiques :

- Modélisation de l'admittance mécanique du membre supérieur :

$$H_{Mz,\theta model}(s, p) = \frac{\theta(s)}{M_z(s)} = \frac{H_{int}(s)}{1 + H_{int}(s)H_{ref}(s)H_{act}(s)} + H_g^{-1}(s) \quad (4.16)$$

- Modélisation de l'impédance réflexe du membre supérieur :

$$\begin{aligned} H_{\theta,a model}(s, p) &= \frac{A(s)}{\theta(s)} \\ &= H_{ref}(s) \frac{H_g(s)}{H_g(s) + H_{int}^{-1}(s) + H_{ref}(s)H_{act}(s)} \end{aligned} \quad (4.17)$$

Avec $p = [I \ b \ k \ b_g \ k_g \ k_a \ k_v \ k_p \ \tau]$ le vecteur de paramètres dynamiques du bras à identifier.

4.3.5 Identification des paramètres par minimisation de la fonction critère

Pour estimer le vecteur paramètre p , une adaptation de la méthode des moindres carrés a été utilisée (Schouten et al., 2008). La méthode des moindres carrés consiste à comparer les prédictions du modèle aux mesures expérimentales en ajustant les paramètres de façon à minimiser l'écart entre les deux, cet écart étant calculé comme la somme des différences au carré.

Ici, l'objectif est d'ajuster les paramètres du modèle pour réduire simultanément l'écart entre le modèle d'admittance mécanique (équations (4.16)) et l'admittance mécanique expérimentale (équations (4.8)) ainsi que l'écart entre le modèle d'impédance réflexe (équations (4.17)) et l'impédance réflexe expérimentale (équation (4.9)). La fonction de coût à minimiser est la suivante :

$$L(p) = \sum_n \frac{\gamma_\theta(f_n)}{1 + f_n} \left| \ln \left(\frac{H_{M_z, \theta}(f_n)}{H_{M_z, \theta \text{ model}}(f_n, p)} \right) \right|^2 + \sum_n \frac{\gamma_a(f_n)}{1 + f_n} \left| \ln \left(\frac{H_{\theta, a}(f_n)}{H_{\theta, a \text{ model}}(f_n, p)} \right) \right|^2 \quad (4.18)$$

Ici, n indexe le vecteur des fréquences. Le calcul du critère a été limité aux fréquences comprises entre 0 et 20 Hz, correspondant à la plage où le signal de perturbation contenait de la puissance (Schouten et al., 2008; van de Ruit et al., 2023). Le critère de moindres carrés est ici formulé en différence logarithmique afin de ne pas donner un poids excessif aux fréquences où l'écart est très grand. De plus, le critère est pondéré par les cohérences $\gamma_\theta(f_n)$ et $\gamma_a(f_n)$ (équations (4.10) et (4.11)) pour réduire l'influence des fréquences moins fiables et par le facteur $(1 + f_n)^{-1}$ afin de limiter le poids des hautes fréquences, associées au bruit.

En pratique, l'identification du vecteur p a été effectuée sur le logiciel MATLAB avec la fonction ***lsqnonlin***. Elle consiste à déterminer le vecteur paramètre p qui minimise la norme au carré des résidus :

$$\min_p \|F(p)\|_2^2 = \min_p (F(p)^2 + \dots + F_n(p)^2) \quad (4.19)$$

Cette fonction considère en entrée une fonction résidu, un vecteur de paramètres initial ainsi que d'éventuelles contraintes sur les paramètres (ex. des bornes inférieures et supérieures). La fonction résidu renseignée en entrée doit retourner un vecteur de résidus pour chaque fréquence f_n , puisque le calcul de la somme des carrés est effectué par la fonction ***lsqnonlin***. La fonction de coût décrite par l'équation (4.18) a donc été définie de la manière suivante :

$$F(p) = [F_{M_z\theta,1}(p) \quad F_{\theta a,1}(p) \quad \dots \quad F_{M_z\theta,n}(p) \quad F_{\theta a,n}(p)] \quad (4.20)$$

Pour chaque vecteur p renseigné en entrée, la fonction F retourne le vecteur des résidus $F_{M_z\theta,n}(p)$ et $F_{\theta a,n}(p)$ relatifs à chaque fréquence f_n . Les résidus sont calculés de la manière suivante :

$$F_{M_z\theta,n}(p) = \sqrt{\frac{\gamma_\theta(f_n)}{1 + f_n}} \left| \ln \left(\frac{H_{M_z,\theta}(f_n)}{H_{M_z,\theta \text{ model}}(f_n, p)} \right) \right| \quad (4.21)$$

$$F_{\theta a,n}(p) = \sqrt{\frac{\gamma_a(f_n)}{1 + f_n}} \left| \ln \left(\frac{H_{\theta,a}(f_n)}{H_{\theta,a \text{ model}}(f_n, p)} \right) \right| \quad (4.22)$$

Le vecteur initial p_0 a été calculé à partir du vecteur p optimisé moyen obtenu par (Schouten et al., 2008) par transposition d'un contexte linéaire à un contexte rotationnel. Dans l'étude de Schouten et al. (2008), les paramètres obtenus décrivent le comportement du bras sous l'effet de forces longitudinales. Dans notre contexte, le bras est sollicité par un moment appliqué sur la main courante, saisie par la main de l'utilisateur, qui exerce une force perpendiculaire à la roue. Pour convertir les paramètres linéaires identifiés en paramètres rotationnels, on utilise le principe d'équivalence entre force-déplacement et moment-rotation. Une force F appliquée à une distance r du pivot correspond à un moment $M = F \times r$, et le déplacement transverse x

de la main correspond à un angle de rotation $\theta = \frac{x}{r}$. Par exemple, la raideur rotationnelle s'exprime alors selon la loi de Hooke:

$$k_{\theta} = \frac{M}{\theta} = \frac{F \times r}{\frac{x}{r}} = \frac{F}{x} \times r^2 = k \times r^2 \quad (4.23)$$

La raideur rotationnelle est estimée en multipliant la raideur linéaire par r^2 . Les huit autres paramètres sont transposés de manière analogue, à l'exception du retard τ . La distance r du pivot correspond au rayon de la main courante de la roue, ici égal à 27,5cm. Le vecteur p optimisé moyen obtenu par (Schouten et al., 2008) à partir du vecteur p optimisé de chaque participant est le suivant :

$$p_{opt} = [2,02 \ 32,5 \ 382 \ 228 \ 11700 \ 2,3 \ 37,4 \ 91 \ 0,028] \quad (4.24)$$

Le vecteur initial p_0 considéré pour cette étude est le suivant :

$$p_0 = [0,153 \ 2,46 \ 28,9 \ 17,2 \ 884,5 \ 0,174 \ 2,83 \ 6,88 \ 0,028] \quad (4.25)$$

Des bornes inférieures et supérieures ont été imposées aux paramètres afin de contraindre la recherche dans un domaine de valeurs réalistes et d'éviter que l'algorithme ne converge vers des estimations extrêmes, susceptibles de dégrader la précision des calculs et de compromettre la pertinence des solutions. Les bornes suivantes ont été imposée :

$$[0.001 \ 0.001 \ 0.1 \ 0.001 \ 0.1 \ 0.001 \ 0.001 \ 0.1 \ 0.0001] \leq p \quad (4.26)$$

$$p \leq [5 \ 50 \ 1000 \ 100 \ \text{inf} \ 5 \ 10 \ 50 \ 5] \quad (4.27)$$

4.3.6 Vérification des hypothèses de recherche

L'objectif de cette étude est d'identifier des paramètres intrinsèques des membres supérieurs des participants. Il a été supposé que ces paramètres variaient au cours de l'entraînement, décrivant son impact sur la dynamique des membres supérieurs des participants. Pour adresser cette hypothèse, les paramètres intrinsèques b et k , relatifs aux propriétés viscoélastiques des muscles du bras, ont été analysés. De plus, puisque la symétrie est un critère recherché dans la

réadaptation des membres supérieurs, et nécessaire à un mouvement bimanuel tel que la propulsion de FRM, la symétrie de ces paramètres a été étudiée. Ainsi, un indice d'asymétrie peut être défini comme suit :

$$Asym_k = \frac{|k_{droit} - k_{gauche}|}{k_{droit} + k_{gauche}} \times 100 \quad (4.28)$$

$$Asym_b = \frac{|b_{droit} - b_{gauche}|}{b_{droit} + b_{gauche}} \times 100 \quad (4.29)$$

Un indice d'asymétrie égal à 0 % signifie que le participant est parfaitement symétrique au regard du paramètre considéré. En revanche, un indice d'asymétrie qui tend vers 100 % indique une asymétrie maximale lorsqu'un paramètre d'un côté ipsilatéral est nettement supérieur à celui du côté contralatéral. (Chénier et al., 2017) ont investigué la symétrie au cours de la propulsion et ont comparé deux méthodes de calcul de l'asymétrie de moments propulsifs : une méthode instantanée et une méthode globale. Pour 13 participants paraplégiques expérimentés ayant propulsé à vitesse libre sur un sol plat, les deux méthodes proposées ont indiqué une asymétrie de moment propulsif moyenne de 20%. Chénier et al. (2017) précisent qu'une variabilité droite-gauche naturelle est attendue puisque la tâche de propulsion en ligne droite nécessite une perpétuelle correction de l'orientation du FRM. Cette asymétrie devrait ainsi être moins marquée sur un ergomètre ou un simulateur de propulsion sur lequel la trajectoire du fauteuil n'est pas visualisée. Dans la littérature scientifique, un seuil d'asymétrie de forces bilatérales est régulièrement introduit afin déterminer si une différence entre les deux côtés peut être considérée comme acceptable ou, au contraire, comme anormale. Une revue systématique des méthodes de calcul et de seuillage de l'asymétrie bilatérale de force a été menée par (Parkinson et al., 2021). Parmi les 35 articles retenus faisant référence à un seuil d'asymétrie, 27 fixaient un seuil entre 10% et 15%. Sur cette base, un participant sera considéré comme symétrique au regard d'un paramètre si l'indice d'asymétrie est inférieur ou égal à 10%. Des analyses statistiques ont été menées pour déterminer si la rétroaction choisie par l'algorithme SARSA a modifié les paramètres viscoélastiques ainsi que leurs indices d'asymétrie sur les états 2 et 3 du cycle de poussée. Une analyse de variances (ANOVA) à mesures répétées à deux facteurs (Phase d'entraînement $\times$ État) a été réalisée. Les résultats ont

été visualisés à l'aide de boîtes à moustaches, montrant à la fois la médiane et la dispersion des mesures, afin de mettre en évidence la variabilité de chaque paramètre entre chaque condition.

CHAPITRE 5

RÉSULTATS

Cette section présente les résultats des deux études portant sur les données de propulsion de 18 participants valides non expérimentés. Une première partie se concentre sur l'analyse de l'impact des six entraînements temps réel personnalisés sur la technique de propulsion, caractérisée par la MEF et le coût physiologique. La seconde partie porte sur l'identification de paramètres dynamiques des membres supérieurs lors de la propulsion.

5.1 Étude de l'impact de l'entraînement à la propulsion sur la MEF et le coût physiologique

Cette étude vise à établir l'impact des six entraînements développés en temps réel par l'algorithme SARSA sur la technique de propulsion de participants non expérimentés. Les résultats obtenus pour les trois entraînements en mode résistif seront présentés, suivis des résultats relatifs aux trois entraînements en mode assistif-résistifs. Les annexes I à IV détaillent les valeurs de MEF (ANNEXE I), de coût physiologique (ANNEXE II), de coût physiologique à l'épaule (ANNEXE III) et de moment de flexion à l'épaule (ANNEXE IV) moyen et maxima des deux côtés et pour tous les participants.

5.1.1 Entraînements résistifs

Le Tableau 5.1 renseigne les valeurs moyennes (avec écarts-types) de la MEF, du coût physiologique global et à l'épaule ainsi que du moment de flexion à l'épaule moyens et maxima de la cohorte. Les valeurs en gras indiquent une différence significative par rapport à l'essai initial. Du côté gauche, le coût physiologique moyen et maximal à l'épaule ont augmenté significativement pour les entraînements MEF Res et Coût Res ($p < 0,004$). Cette augmentation s'accompagne d'une augmentation significative du moment de flexion moyen et maximal à l'épaule lors de ces mêmes entraînements ($p < 0,0053$). Pour l'entraînement MEF Coût Res, bien que les différences n'atteignent pas le seuil de significativité corrigé par Bonferroni ($\alpha =$

0,0083), une tendance à l'augmentation du coût physiologique à l'épaule moyen et maximal ($0,0083 < p < 0,016$) et du moment de flexion à l'épaule moyen et maximal ($0,0083 < p < 0,020$) a été observée. Du côté droit, le moment de flexion moyen et maximal de l'épaule ont augmenté significativement pour les entraînements MEF Res et Coût Res ($p < 0,001$), accompagnant une augmentation significative du coût physiologique à l'épaule pour l'entraînement Coût Res ($p < 0,0002$). L'entraînement portant sur le coût (Coût Res) a induit une augmentation significative du coût physiologique global moyen et maximal des deux côtés ($p < 0,007$).

Tableau 5.1 MEF, Coût physiologique global (C) et à l'épaule (C_s), et moment de flexion à l'épaule (M_{flex}) moyens (moy) et maxima (max) sur l'essai initial (Ini) et les trois entraînements résistifs (Res) pour tous les participants au format moyenne (écart-type). **Gras** : différence significative par rapport à l'essai initial (p ajusté $< 0,05$)

	Ini	MEF Res	Coût Res	MEF Coût Res
Côté gauche				
MEF _{moy}	0,527 (0,112)	0,563 (0,105)	0,534 (0,100)	0,543 (0,100)
MEF _{max}	0,849 (0,085)	0,872 (0,071)	0,870 (0,059)	0,890 (0,048)
$C_{moy} (\times 10^{-2}L)$	3,5 (1,1)	4,5 (2,2)	4,3 (1,3)	4,2 (1,1)
$C_{max} (\times 10^{-2}L)$	5,8 (1,8)	7,2 (2,9)	7,3 (2,1)	6,9 (1,9)
$C_{s,moy} (\times 10^{-2}L)$	1,8 (0,8)	2,4 (1,0)	2,4 (0,8)	2,3 (0,7)
$C_{s,max} (\times 10^{-2}L)$	3,5 (1,4)	4,3 (1,8)	4,5 (1,7)	4,2 (1,4)
$M_{flex,moy} (N.m)$	7,79 (3,02)	10,34 (3,27)	10,61 (3,30)	10,18 (2,96)
$M_{flex,max} (N.m)$	14,62 (5,60)	18,78 (6,51)	19,77 (7,10)	18,59 (6,01)
Côté droit				
MEF _{moy}	0,551 (0,092)	0,585 (0,090)	0,567 (0,109)	0,578 (0,111)
MEF _{max}	0,894 (0,065)	0,909 (0,054)	0,905 (0,059)	0,918 (0,046)
$C_{moy} (\times 10^{-2}L)$	3,8 (1,1)	4,4 (1,0)	4,6 (1,1)	4,4 (0,9)
$C_{max} (\times 10^{-2}L)$	6,3 (1,9)	7,3 (1,4)	7,7 (1,5)	7,3 (1,6)
$C_{s,moy} (\times 10^{-2}L)$	2,1 (0,6)	2,4 (0,7)	2,6 (0,7)	2,3 (0,5)
$C_{s,max} (\times 10^{-2}L)$	3,9 (1,2)	4,5 (1,2)	4,8 (1,2)	4,3 (0,9)
$M_{flex,moy} (N.m)$	8,71 (2,42)	10,80 (2,78)	11,49 (2,90)	10,23 (2,01)
$M_{flex,max} (N.m)$	15,84 (4,49)	19,88 (5,23)	21,08 (5,67)	19,02 (4,54)

Les analyses statistiques n'ont pas révélé de différence significative de MEF moyenne et maximale entre les entraînements résistifs et l'essai initial des deux côtés ($p > 0,05$). Le Tableau

5.2 détaille les données de MEF moyenne et maximale pour tous les participants du côté droit au cours de l'essai initial et des trois entraînements résistifs.

Tableau 5.2 MEF moyenne (MEF_{moy}) et maximale (MEF_{max}) du côté droit pour tous les participants sur l'essai initial et les trois essais résistifs (Res). Les cases vertes indiquent une augmentation par rapport à l'essai initial

	Ini		MEF Res		Coût Res		MEF Coût Res	
	MEF_{moy}	MEF_{max}	MEF_{moy}	MEF_{max}	MEF_{moy}	MEF_{max}	MEF_{moy}	MEF_{max}
S002	0,465	0,866	0,419	0,814	0,476	0,856	0,485	0,830
S004	0,560	0,929	0,588	0,947	0,56	0,93	0,467	0,903
S005	0,635	0,868	0,646	0,925	0,727	0,951	0,741	0,956
S006	0,445	0,890	0,432	0,859	0,299	0,724	0,336	0,815
S007	0,517	0,860	0,538	0,880	0,516	0,921	0,542	0,885
S008	0,511	0,939	0,589	0,89	0,478	0,905	0,431	0,872
S009	0,645	0,901	0,678	0,904	0,594	0,915	0,773	0,952
S010	0,506	0,921	0,592	0,901	0,541	0,889	0,601	0,921
S011	0,548	0,875	0,664	0,929	0,595	0,920	0,614	0,897
S012	0,528	0,908	0,665	0,955	0,665	0,930	0,586	0,951
S013	0,464	0,820	0,48	0,814	0,563	0,891	0,607	0,905
S014	0,506	0,872	0,593	0,949	0,471	0,873	0,562	0,975
S015	0,398	0,695	0,539	0,817	0,541	0,829	0,567	0,921
S016	0,623	0,971	0,535	0,924	0,504	0,905	0,503	0,917
S017	0,785	0,969	0,778	0,987	0,747	0,954	0,723	0,952
S018	0,531	0,914	0,635	0,945	0,702	0,966	0,671	0,967
S019	0,612	0,944	0,633	0,952	0,671	0,956	0,628	0,948
S020	0,631	0,957	0,531	0,965	0,553	0,973	0,560	0,962

L'entraînement MEF Res est parvenu à augmenter la MEF moyenne de 13 participants, contre 10 et 12 pour les entraînements Coût Res et MEF Coût Res. Concernant la MEF maximale, les entraînements résistifs ont entraîné une augmentation chez 12 participants pour les entraînements MEF Res et Coût Res, et chez 11 participants pour l'entraînement MEF Coût Res. En outre, au moins un essai purement résistif est parvenu à augmenter simultanément la MEF moyenne et maximale de 11 participants du côté droit. En revanche, les essais résistifs se sont avérés contre-productifs au regard de la MEF moyenne et maximale sur le cycle de poussée à droite pour les participants S006 et S016. L'essai MEF Coût Res est l'entraînement ayant généré l'augmentation de MEF moyenne la plus importante chez les participants

réceptifs, avec une augmentation moyenne de 16,7% contre 15,8% et 13,4% pour les entraînements Coût Res et MEF Res. Cette tendance est similaire pour la MEF maximale. C'est également l'entraînement ayant entraîné la diminution de MEF moyenne sur le cycle de poussée la plus important chez les individus n'ayant pas été réceptifs.

5.1.2 Entraînements assistifs-résistifs

Les analyses statistiques menées sur les valeurs moyennes et maximales de la MEF, du coût physiologique global et à l'épaule, ainsi que du moment de flexion à l'épaule entre l'essai initial et les trois entraînements assistif-résistif n'ont révélé aucune différence significative. La Figure 5.1 illustre sous forme de boîtes à moustaches la MEF et le coût physiologique moyens des participants des deux côtés sur ces essais.

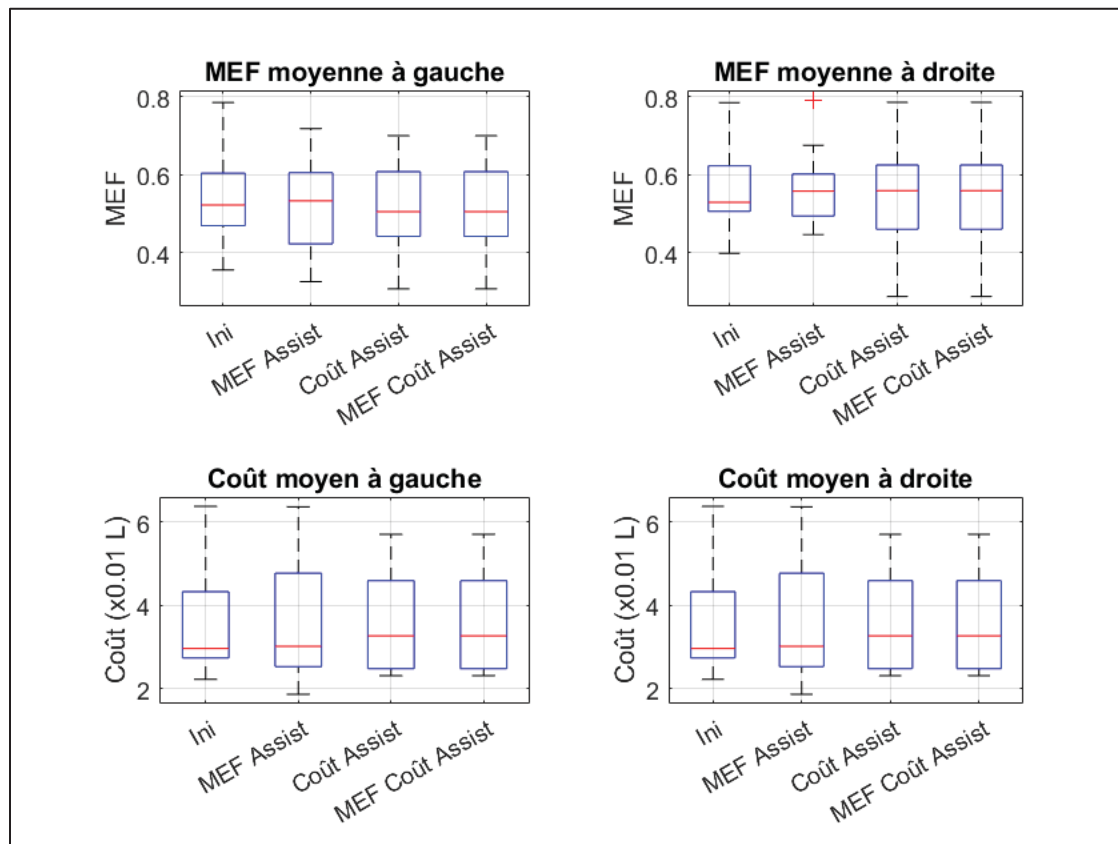


Figure 5.1 MEF et Coût physiologique moyen du côté droit pour l'essai initial et les entraînements assistifs-résistifs (Assist)

Une forte variabilité inter-participants peut être observée sur l'essai initial et les trois essais assistifs-résistifs. Pour approfondir l'analyse, le Tableau 5.3 représente la MEF moyenne et maximale de chaque participant pour l'essai initial et les trois essais assistifs-résistifs.

Tableau 5.3 MEF moyenne (MEF_{moy}) et maximale (MEF_{max}) du côté droit pour tous les participants sur l'essai initial et les trois essais assistifs-résistifs (Assist). Les cases vertes indiquent une augmentation par rapport à l'essai initial

	Ini		MEF Assist		Coût Assist		MEF Coût Assist	
	MEF_{moy}	MEF_{max}	MEF_{moy}	MEF_{max}	MEF_{moy}	MEF_{max}	MEF_{moy}	MEF_{max}
S002	0,465	0,866	0,466	0,823	0,403	0,796	0,456	0,893
S004	0,560	0,929	0,448	0,908	0,460	0,860	0,510	0,940
S005	0,635	0,868	0,675	0,966	0,591	0,902	0,664	0,885
S006	0,445	0,890	0,446	0,918	0,287	0,734	0,325	0,840
S007	0,517	0,860	0,528	0,882	0,659	0,906	0,477	0,823
S008	0,511	0,939	0,494	0,935	0,453	0,920	0,421	0,927
S009	0,645	0,901	0,555	0,892	0,561	0,872	0,664	0,898
S010	0,506	0,921	0,622	0,909	0,541	0,887	0,523	0,872
S011	0,548	0,875	0,523	0,865	0,539	0,906	0,526	0,882
S012	0,528	0,908	0,594	0,929	0,560	0,913	0,602	0,920
S013	0,464	0,820	0,468	0,792	0,458	0,756	0,444	0,772
S014	0,506	0,872	0,551	0,951	0,632	0,949	0,528	0,905
S015	0,398	0,695	0,565	0,805	0,473	0,809	0,411	0,708
S016	0,623	0,971	0,584	0,964	0,557	0,954	0,475	0,907
S017	0,785	0,969	0,791	0,977	0,786	0,966	0,784	0,978
S018	0,531	0,914	0,660	0,924	0,643	0,936	0,697	0,961
S019	0,612	0,944	0,560	0,914	0,592	0,964	0,630	0,953
S020	0,631	0,957	0,602	0,888	0,625	0,933	0,539	0,939

Au moins un essai de type assistif-résistif est parvenu à augmenter la MEF moyenne du côté droit pour 13 participants. Cette augmentation demeure inférieure à 1% dans le meilleur cas pour les participants S002, S006 et S013. Pour la moitié des participants, au moins un entraînement assistif-résistif est parvenu à augmenter simultanément la MEF moyenne et maximale sur le cycle de poussée du côté droit. L'entraînement MEF Assist en fait systématiquement partie. En revanche, les trois essais assistifs-résistifs se sont avérés contre-productifs au regard de la MEF moyenne et maximale sur le cycle de poussée à droite pour les participants S008, S016 et S020. Concernant le coût physiologique, le Tableau 5.4 représente

la coût physiologique moyen et maximal de chaque participant pour l'essai initial et les trois essais assistifs-résistifs.

Tableau 5.4 Coût physiologique moyen (C_{moy}) et maximal (C_{max}) du côté droit pour tous les participants sur l'essai initial et les trois essais assistifs-résistifs. Les cases vertes indiquent une diminution par rapport à l'essai initial

	Ini		MEF Assist		Coût Assist		MEF Coût Assist	
	C_{moy} (10^{-2}L)	C_{max} (10^{-2}L)	C_{moy} (10^{-2}L)	C_{max} (10^{-2}L)	C_{moy} (10^{-2}L)	C_{max} (10^{-2}L)	C_{moy} (10^{-2}L)	C_{max} (10^{-2}L)
S002	3,11	4,46	3,5	5,3	4,27	6,83	3,06	4,61
S004	6,04	10,71	4,93	8,6	4,34	7,41	4,85	8,64
S005	3,12	7,86	2,8	6,28	2,65	5,38	2,9	5,16
S006	5,06	8,63	5,06	8,02	5,02	8,14	6,3	10,72
S007	4,18	7,5	4,66	8,03	4,41	7,4	4,08	7,03
S008	4,47	6,32	4,88	7,03	4,5	6,69	4,43	6,19
S009	4,61	6,37	6,35	9,38	6,62	9,39	7,65	10,69
S010	3,69	5,39	2,87	4,35	3,31	4,8	3,86	5,93
S011	3,15	4,85	2,66	4,19	2,64	4,41	2,39	4,21
S012	3,51	5,76	3,22	5,13	3,93	6,36	3,88	6,44
S013	3,54	5,15	3,50	5,30	3,06	4,77	3,82	5,91
S014	4,05	6,96	3,27	5,73	4,09	6,68	3,39	5,35
S015	2,97	5,15	2,71	4,57	2,56	3,97	2,95	5,15
S016	5,99	9,9	4,61	7,36	4,83	7,18	4,31	7,03
S017	2,52	4,27	2,91	4,37	3,03	4,58	2,68	4,08
S018	2,99	5,52	3,07	6,56	2,67	6,71	3,09	7,00
S019	2,41	4,05	1,97	3,21	2,16	3,58	1,79	3,01
S020	3,41	5,34	2,83	4,23	2,79	4,26	2,56	4,01

Pour 14 participants sur 18, au moins un entraînement assistif-résistif parmi les trois proposés est parvenu à limiter voire diminuer le coût physiologique moyen et maximal, avec une diminution allant de -0,8 à -34% par rapport aux données initiales. Parmi eux, 7 participants ont diminué simultanément leur coût physiologique moyen et maximal au cours des trois entraînements. Cependant, cet entraînement s'est avéré contre-productif pour le participant S009 qui a augmenté son coût physiologique moyen et maximal du côté sur tous les entraînements assistifs-résistifs, avec une augmentation allant de 38% à 68%.

Pour huit participants, au moins un entraînement assistif-résistif est parvenu à augmenter la MEF moyenne en diminuant le coût physiologique moyen. Dix participants ont simultanément augmenté leur pic de MEF et diminué leur coût physiologique maximal sur au moins un entraînement assistif-résistif. A l'intersection de ces deux constats se trouvent les participants S005, S012, S014, S015 et S019 qui ont simultanément augmenté leur MEF moyenne et maximale et diminué leur coût physiologique moyen et maximal sur au moins un entraînement parmi les trois proposés.

5.2 Identification de paramètres intrinsèques et réflexifs du bras lors de la propulsion

Cette section détaille les résultats issus de l'identification de paramètres dynamiques des membres supérieurs des participants lors de la propulsion. Premièrement, la Figure 5.2 représente un exemple de signaux synchronisés et rééchantillonnés avant découpage en états.

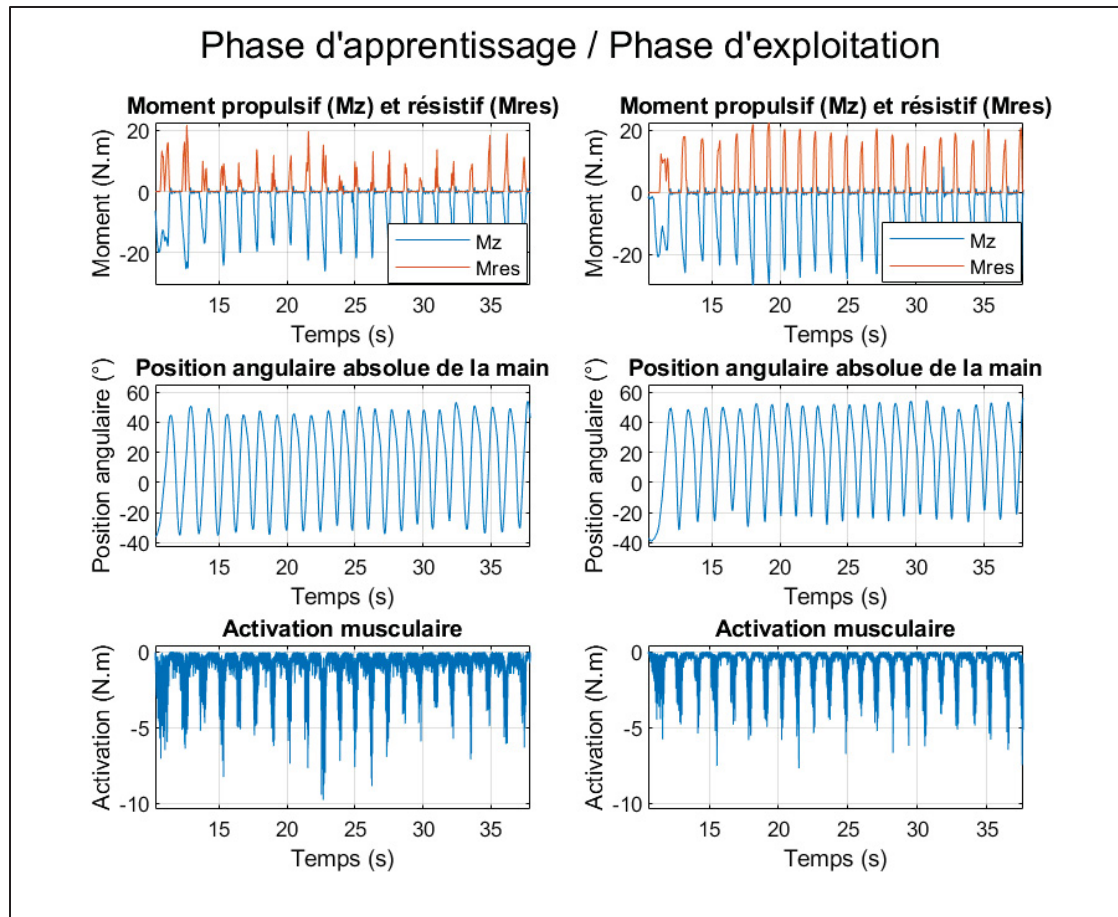


Figure 5.2 Exemple de signaux M_z , M_{res} , θ et a lors de la phase d'apprentissage (gauche) et d'exploitation (droit) sur les 22 premiers cycles. Les deux premiers n'ont pas été conservés

La différence de moment résistif M_{res} (figures supérieures) peut être observée entre la phase d'apprentissage, lorsque l'algorithme parcourt les actions possibles, et la phase d'exploitation, lorsque la Q matrice est figée. Le moment résistif varie d'un cycle à l'autre, même au cours de la phase d'exploitation, car il est proportionnel au moment propulsif M_z appliqué par le participant. Le signal d'activation musculaire est négatif car les ratios moment/EMG sont calculés à partir de l'EMG rectifié qui est positif (par définition) et du moment propulsif M_z qui est négatif sur le cycle de poussée (voir la régression linéaire illustrée par la Figure 4.4). A titre d'exemple, la Figure 5.3 représente ces mêmes signaux sur l'état 2. La position angulaire de la main sur la main courante est prise relativement à la position angulaire mesurée au début de l'état.

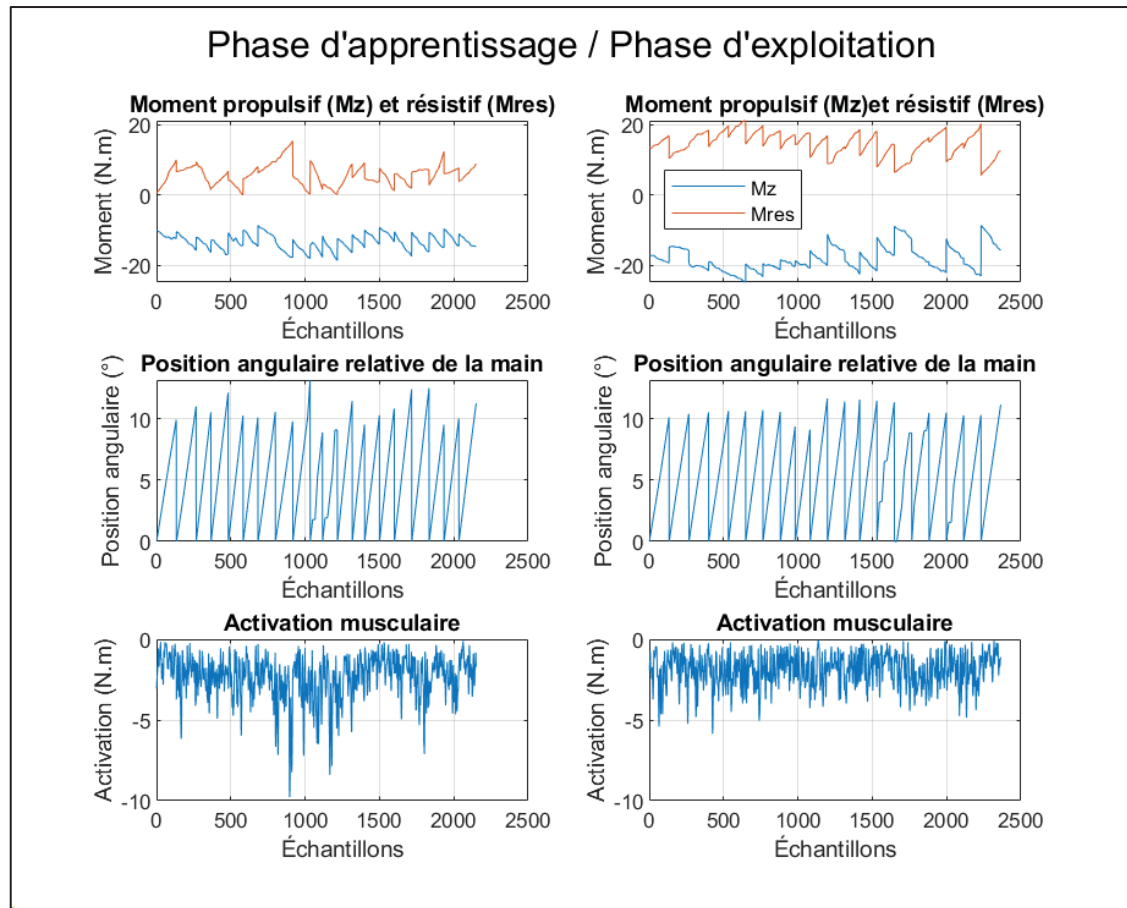


Figure 5.3 Exemple de signaux M_z , M_{res} , θ et a concaténés à partir de l'état 2 des 20 cycles sélectionnés lors de la phase d'apprentissage (gauche) et d'exploitation (droit)

A partir de ces signaux, l'admittance mécanique et l'impédance réflexe expérimentales sont calculées. La Figure 5.4 et la Figure 5.5 représentent ces réponses en fréquences à l'apprentissage et à l'exploitation sous forme de diagramme de Bode. Le modèle initial calculé à partir des paramètres optimisés par (Schouten et al., 2008) ainsi que le modèle ajusté obtenu à l'issue de l'optimisation de la présente étude sont également représentés.

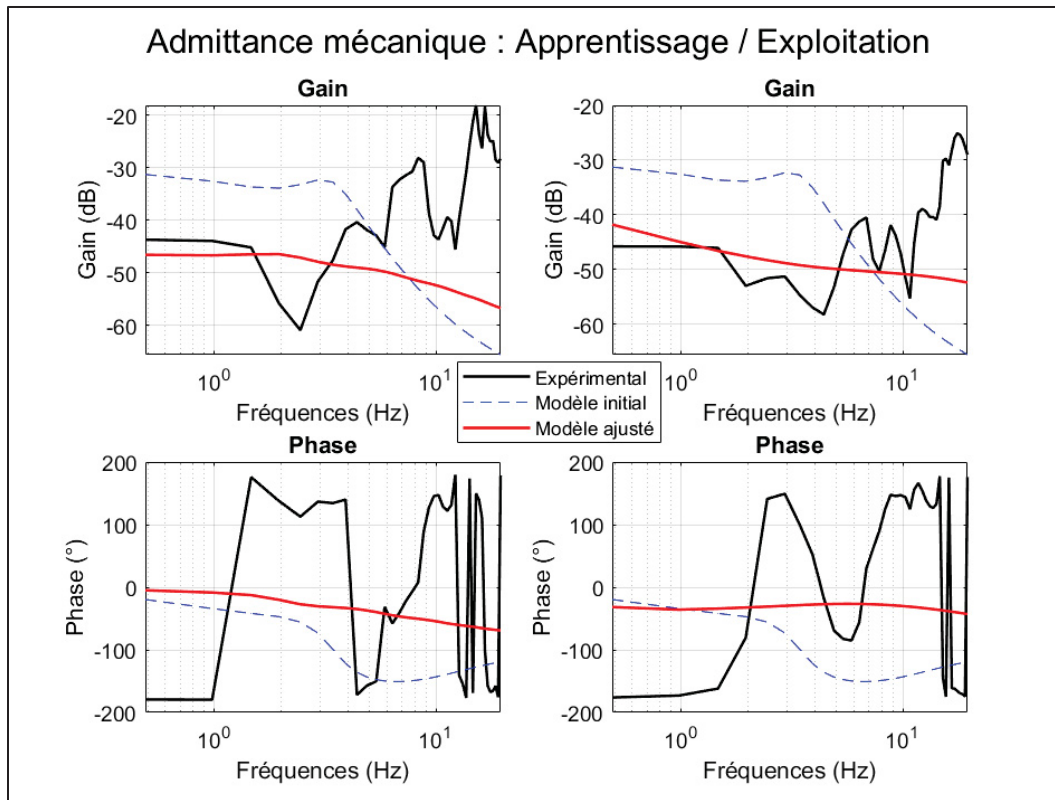


Figure 5.4 Exemple d'admittance mécanique expérimentale sur l'état 2 de la phase d'apprentissage (gauche) et d'exploitation (droit). Le modèle initial, calculé à partir des paramètres optimisés issus de (Schouten et al., 2008) et le modèle ajusté à l'issue de l'optimisation ont été représentés

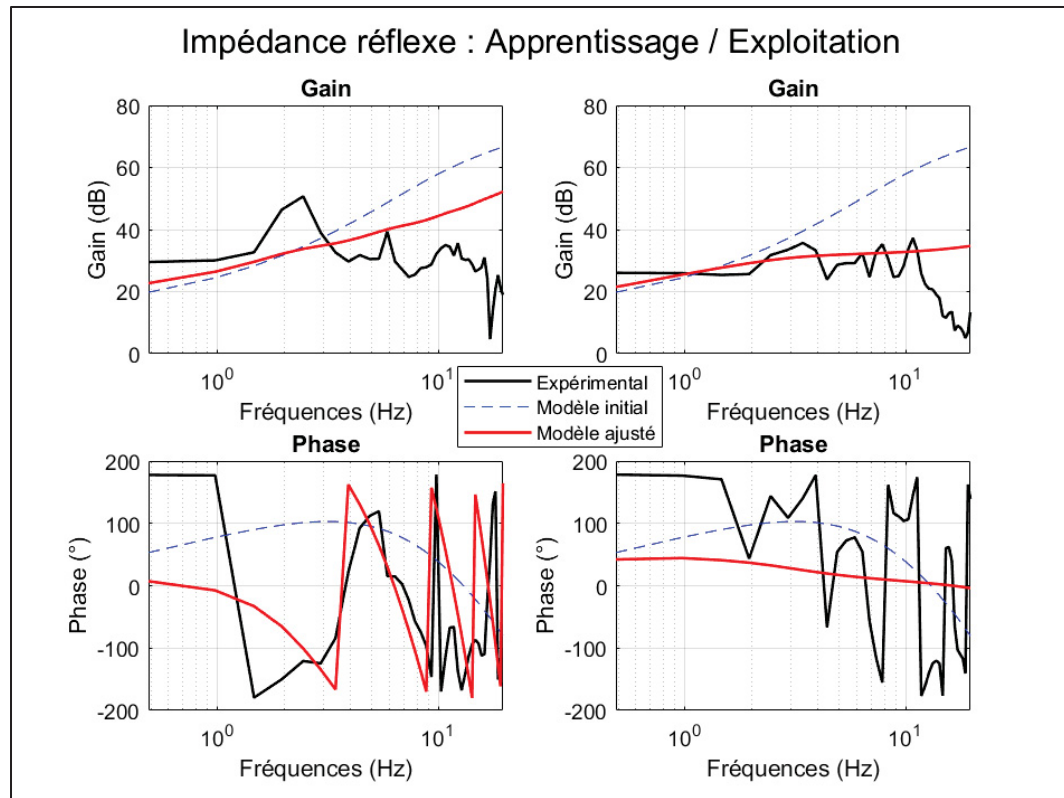


Figure 5.5 Exemple d'impédance réflexe expérimentale sur l'état 2 de la phase d'apprentissage (gauche) et d'exploitation (droit). Le modèle initial, calculé à partir des paramètres optimisés issus de (Schouten et al., 2008) et le modèle ajusté à l'issue de l'optimisation ont été représentés

Ces modèles d'admittance mécanique et d'impédance réflexe inspirés de (Schouten et al., 2008) sont parvenus à refléter le comportement dynamique du participant illustré ici sur une plage de fréquences de 0,5 à 20Hz. Par ailleurs, le modèle final (courbe rouge) obtenu par optimisation semble mieux ajusté au modèle expérimental que le modèle initial (courbe pointillée bleue) calculé à partir des paramètres optimisés issus de (Schouten et al., 2008). L'évolution de la norme au carré des résidus calculée par la fonction *lsqnonlin* au cours de l'optimisation est représentée sur la Figure 5.6. Cette évolution confirme les conjectures précédentes. En effet, l'algorithme d'optimisation est parvenu à trouver un minimum global sur les deux phases de l'entraînement après une nette diminution de la norme au carré des résidus, représentant l'écart entre le modèle et la réalité. En revanche, la norme au carré du

résidu à l'arrêt de l'optimisation est largement supérieure à zéro, ce qui corrobore le fait que le modèle ajusté ne suit pas exactement les variations expérimentales.

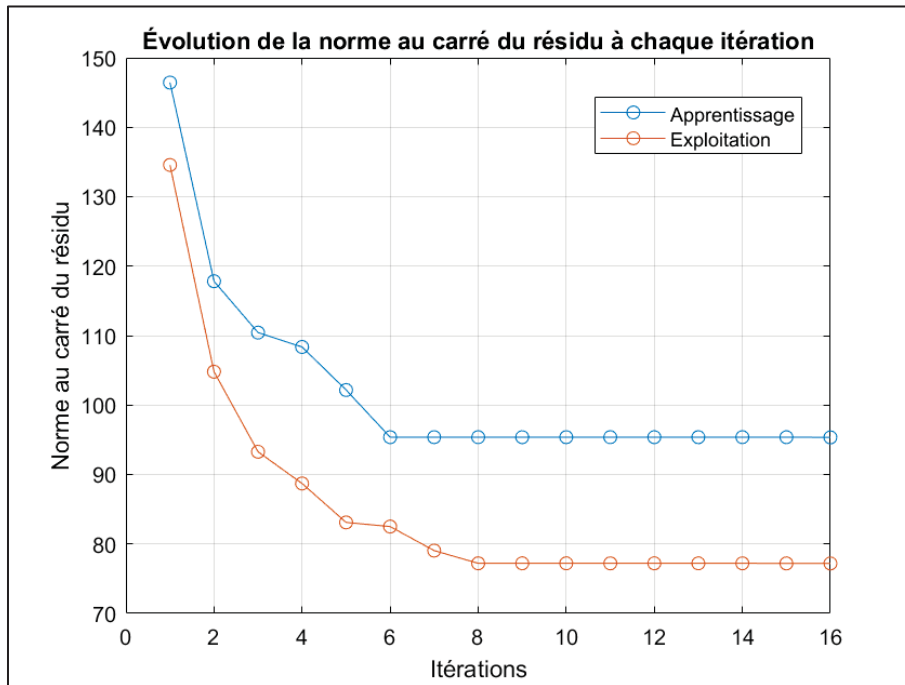


Figure 5.6 Exemple d'évolution de la norme au carré du résidu au cours de l'ajustement des paramètres dynamiques par optimisation sur l'état 2 pour les deux phases de l'entraînement

Ainsi, pour chaque participant, un vecteur paramètre $p = [I, b, k, b_g, k_g, k_a, k_v, k_p, \tau]$ (cf. section 4.3.4) a été identifié de chaque côté (droit et gauche), pour chaque phase de l'entraînement résistif sur le paramètre de l'efficacité MEF (apprentissage et exploitation) et sur les états 2 et 3 parcourus lors de 20 cycles de poussée. Les paramètres b et k seront présentés et étudiés dans cette section. Les neuf paramètres sont détaillés pour tous les participants et de chaque côté en ANNEXE V. Le Tableau 5.5 renseigne les valeurs moyennes (avec écarts types) de raideur et de viscosité intrinsèque de chaque côté, ainsi que l'indice d'asymétrie de raideur et de viscosité moyen parmi la cohorte. Les effets révélés par l'analyse de variances (ANOVA) par mesures répétées à deux facteurs sont également indiqués.

Tableau 5.5 Raideur (k) et viscosité (b) intrinsèques estimées des deux côtés au format moyenne (écart-type). Les asymétries ($Asym$) ainsi que les effets issus de l'ANOVA à deux facteurs pour mesures répétées sont renseignés. Une p-value en **gras** indique une différence significative ($p < 0,05$)

	Apprentissage		Exploitation		p-value		
	État 2	État 3	État 2	État 3	Phase	État	Interaction
k (Nm/rad)							
k_{droit}	244 (189)	295 (200)	173 (133)	145 (85)	0,006	0,678	0,324
k_{gauche}	231 (189)	265 (191)	169 (162)	148 (132)	0,096	0,835	0,425
$Asym_k$ (%)	46,5 (22,9)	29,3 (20,5)	42,1 (24,5)	30,4 (26,5)	0,791	0,008	0,647
b (Nm·s/rad)							
b_{droit}	13,4 (8,9)	17,5 (13,5)	18,9 (12,0)	20,0 (12,0)	0,183	0,451	0,449
b_{gauche}	18,2 (9,2)	17,9 (10,7)	19,1 (10,6)	18,0 (8,6)	0,891	0,658	0,799
$Asym_b$ (%)	36,7 (19,5)	37,8 (23,8)	29,1 (20,0)	35,0 (23,2)	0,359	0,398	0,714

Un effet de phase a été observé concernant la raideur intrinsèque du côté droit, avec une diminution significative lors de la phase d'exploitation par rapport à la phase d'apprentissage ($p = 0,006$). Un effet d'état a également été mis en évidence pour l'asymétrie de raideur intrinsèque, montrant une réduction significative à l'état 3 du cycle de poussée par rapport à l'état 2 ($p = 0,008$). Aucun autre effet de phase, d'état ou d'interaction n'a été mis en évidence ($p > 0,1$). Les figures 5.7 à 5.9 illustrent la distribution de ces paramètres sur toute la cohorte sous forme de boîtes à moustaches.

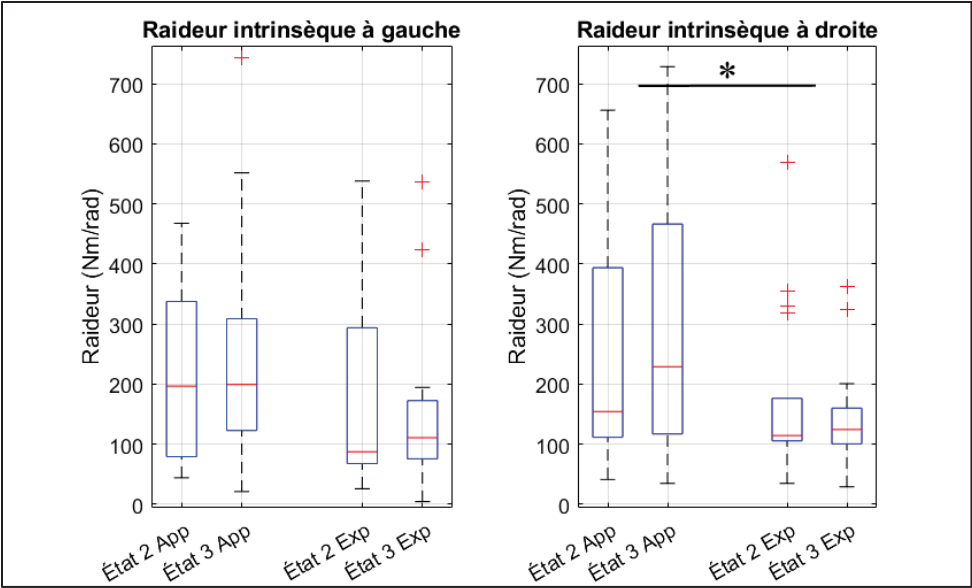


Figure 5.8 Représentation au format boîtes à moustaches de la raideur intrinsèque estimée de tous les participants, sur les états 2 et 3, et sur les phases d'apprentissage (App) et d'exploitation (Exp).
* indique un effet significatif ($p < 0,05$)

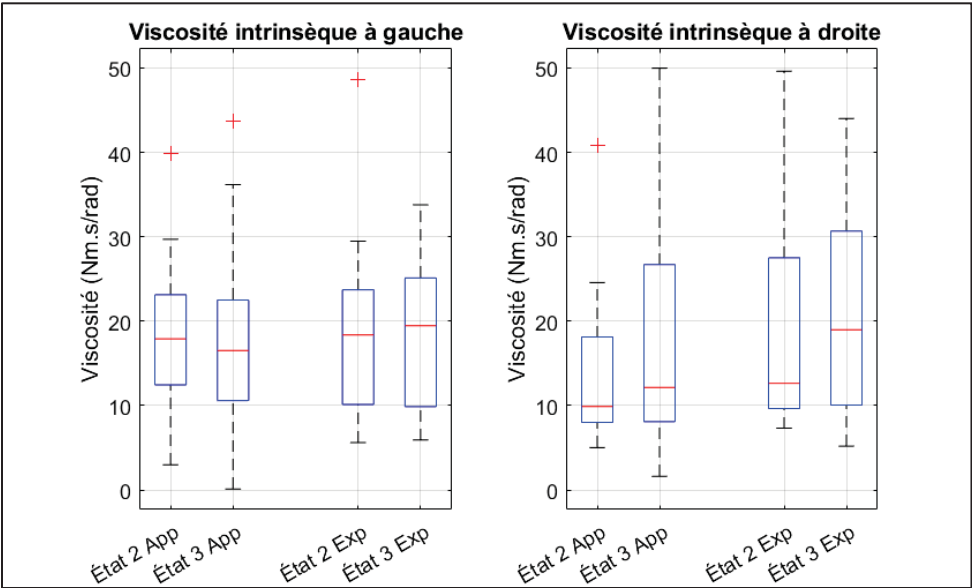


Figure 5.7 Représentation de la viscosité intrinsèque estimée de tous les participants sur les états 2 et 3, et sur les phases d'apprentissage (App) et d'exploitation (Exp)

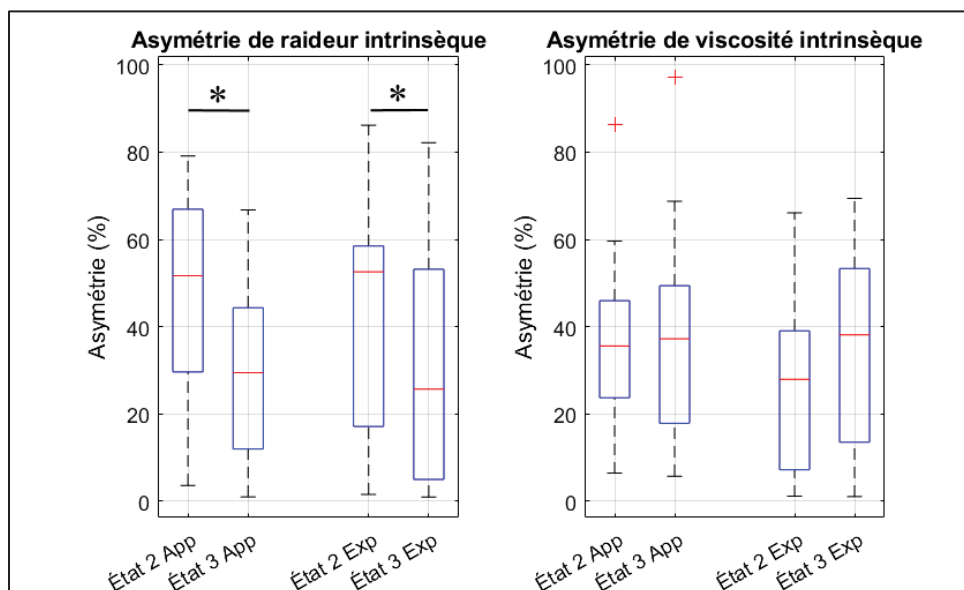


Figure 5.9 Représentation au format boîtes à moustaches de l'asymétrie de raideur et de viscosité intrinsèque de tous les participants, sur les états 2 et 3, et sur les phases d'apprentissage (App) et d'exploitation (Exp).

* indique un effet significatif ($p < 0,05$)

De manière globale, les distributions de paramètres représentées dans les figures 5.7 à 5.9 illustrent une variabilité inter-participants marquée pour les variables intrinsèques et leur indice d'asymétrie. Pour approfondir l'analyse de l'influence de l'entraînement sur les paramètres intrinsèques des participants, l'indice d'asymétrie de raideur intrinsèque est détaillé pour chaque participant dans le Tableau 5.6.

Tableau 5.6 Asymétrie de raideur intrinsèque (en %) pour chaque participant. Les valeurs inférieures à 10% sont colorées en vert

	Apprentissage		Exploitation	
	État 2	État 3	État 2	État 3
S002	71,3	62,4	58,5	66,4
S004	36,3	12,6	65,4	53,2
S005	79,1	11,9	57,2	45,2
S006	53,2	20,6	52,5	59,0
S007	29,6	6,1	24,9	22,6
S008	67,7	43,9	52,7	0,9
S009	50,3	11,4	59,3	45,1
S010	66,9	44,3	53,2	4,1
S011	25,8	13,8	14,7	35,4
S012	7,8	35,5	67,8	5,0
S013	33,0	47,3	1,5	8,2
S014	3,6	49,7	36,6	1,1
S015	53,1	34,7	17,1	5,6
S016	66,1	1,0	54,7	62,5
S017	72,4	2,3	40,7	17,5
S018	30,8	24,2	10,1	82,2
S019	62,6	66,8	4,4	3,9
S020	26,8	39,2	86,2	28,8

L'indice d'asymétrie de raideur intrinsèque varie de 0,9% à 86,2% selon le participant, l'état et la phase d'entraînement considéré. Au cours de la phase d'apprentissage, deux participants sur l'état 2 et trois autres participants sur l'état 3 étaient symétriques. Au cours de la phase d'exploitation, deux participants étaient symétriques sur l'état 2 et 3, et cinq autres participants étaient symétriques uniquement sur l'état 3. Les participants qui présentaient une symétrie de raideur intrinsèque sur les états 2 et 3 de la phase d'apprentissage sont devenus asymétriques avec une augmentation de l'indice d'asymétrie pouvant atteindre 60%.

CHAPITRE 6

DISCUSSION GÉNÉRALE

Cette section vise à discuter les résultats présentés dans la partie précédente. Les résultats des deux études seront d'abord interprétés pour expliciter la réponse apportée aux objectifs de ce mémoire. Les limites de ce travail seront ensuite évoquées, avant de présenter les différentes perspectives et travaux futurs envisagés.

6.1 Réponses aux objectifs et apports de l'étude

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer l'impact d'un entraînement personnalisé généré en temps réel par un algorithme d'apprentissage par renforcement sur la biomécanique de propulsion de participants valides et non expérimentés. L'objectif a été atteint par le biais de deux études explorant de deux manières différentes les données de propulsions mises à disposition.

6.1.1 Impact de l'entraînement personnalisé sur la MEF et le coût physiologique

Le premier sous-objectif était d'étudier l'impact de l'entraînement haptique développé en temps réel par l'algorithme SARSA sur la MEF et le coût physiologique des participants. Cet objectif a été rempli par le biais d'analyses statistiques sur la cohorte entière complétées par une étude descriptive individuelle des participants. Les résultats ont montré que les entraînements conçus par l'algorithme SARSA à partir des fonctions de récompense intégrant la MEF, le coût physiologique, ou la combinaison des deux, ont permis une modification de la MEF et du coût physiologique des participants. Plus spécifiquement, il a été démontré que les entraînements résistifs étaient capables d'augmenter la MEF moyenne et maximale des participants, au détriment du coût physiologique, tandis que les entraînements assistifs-résistifs étaient en mesure de diminuer le coût physiologique (hypothèse H1).

Premièrement, les entraînements purement résistifs ont eu un impact positif sur l'efficacité de propulsion de 11 participants non expérimentés, caractérisée par une augmentation de la MEF moyenne et maximale sur le cycle de poussée. De manière globale, sur toute la cohorte, l'entraînement MEF Res a induit l'augmentation de MEF moyenne la plus importante, de +6,8% du côté gauche et +6,3% du côté droit. A titre de comparaison, l'entraînement haptique purement résistif proposé par (Blouin et al., 2015) a induit une variation de -1,8% à +25,1% du côté gauche et de +5,5% à +39,1% du côté droit en fonction de l'intensité de la rétroaction (BL1-BL5). L'entraînement MEF Res est comparable au bloc d'entraînement BL3 du côté gauche et BL1 du côté droit. En particulier, l'entraînement MEF Coût Res a été en mesure d'augmenter la MEF moyenne de 12 participants du côté droit et 13 du côté gauche, soit plus de 2/3 de la cohorte, en produisant une augmentation de respectivement 16,7% et 13,8 en moyenne chez ces participants réceptifs. En revanche, les entraînements résistifs ont eu un impact néfaste sur le coût physiologique moyen des participants avec une augmentation moyenne de +24,9% à gauche et de +16,9% à droite. Pour rappel, le coût physiologique articulaire dépend du rapport entre le moment de flexion-extension déployé par le participant sur le moment maximal pouvant être généré à l'instant t. Or, les entraînements résistifs impliquent non seulement une augmentation du coût physiologique moyen à l'épaule de +27,6% du côté gauche et de +16,3% du côté droit en moyenne, mais également une augmentation du moment de flexion moyen à l'épaule de +33,0% du côté gauche et de +24,5% du côté droit. Comme évoqué dans la revue de la littérature, l'augmentation de ces efforts de réaction à l'épaule est liée à des risques de développer des douleurs et pathologies des membres supérieurs (Desroches et al., 2008a; Mercer et al., 2006). Dans une volonté d'entraîner les utilisateurs de FRM novices et expérimentés à développer une technique de propulsion efficace et sécuritaire, ces types d'entraînement ne pourraient pas être envisagés.

D'autre part, les entraînements assistifs-résistifs semblent plus prometteurs. L'algorithme SARSA est parvenu à concevoir pour cinq participants au moins un entraînement capable simultanément d'augmenter la MEF moyenne et maximale (+7,6% en moyenne), et de diminuer le coût physiologique moyen et maximal (-16,4% en moyenne) du côté droit. La moitié des participants a augmenté sa MEF maximale et diminué son pic de coût physiologique

sur au moins un entraînement assistif-résistif. Si l'on se concentre sur l'aspect sécuritaire de l'entraînement, on peut noter que 14 participants parmi les 18 ont diminué leur coût physiologique moyen et maximal sur au moins un entraînement du côté droit, avec une diminution allant de -0,8 à -34% par rapport aux données initiales. Parmi eux, 7 participants ont diminué simultanément leur coût physiologique moyen et maximal au cours des trois entraînements, avec une diminution moyenne de -18,9%.

Ainsi, l'hypothèse H1 selon laquelle les entraînements résistifs permettraient d'augmenter la MEF au détriment du coût physiologique, tandis que les entraînements assistifs-résistifs favoriseraient une diminution de ce coût, se vérifie partiellement. Les résultats montrent que l'effet attendu est bien présent pour une proportion importante de la cohorte, mais qu'il demeure hétérogène entre les individus, certains répondant positivement aux entraînements proposés et d'autres y demeurant insensibles.

L'algorithme SARSA a néanmoins démontré sa capacité à générer des entraînements personnalisés susceptibles de modifier la technique de propulsion. Chez plusieurs participants, ces entraînements ont permis soit d'augmenter l'efficacité de propulsion tout en réduisant le coût physiologique, soit de diminuer le coût physiologique malgré l'absence de gain en MEF. Toutefois, certains participants n'ont pas réagi favorablement, et un effet paradoxal est apparu pour l'entraînement résistif visant la réduction du coût physiologique (Coût Res), lequel a au contraire augmenté significativement le coût physiologique global ainsi que le coût physiologique et le moment de flexion à l'épaule. Ces constats soulignent que, bien que personnalisée, la rétroaction choisie par l'algorithme ne s'avère pas toujours adaptée à la singularité de chaque participant. C'est dans cette optique qu'il apparaît pertinent de s'intéresser, dans l'étude suivante, à l'identification de paramètres intrinsèques pouvant expliquer cette variabilité interindividuelle.

6.1.2 Identification de paramètres intrinsèques et réflexifs lors de la propulsion

Le deuxième sous-objectif était d'identifier des paramètres intrinsèques des membres supérieurs des participants pour caractériser l'état du bras et son évolution au cours de l'entraînement. L'objectif a été rempli : une méthode inspirée du domaine du contrôle et adaptée de l'article de (Schouten et al., 2008) a été proposée. Cette méthode a abouti à l'identification de neuf paramètres caractérisant la dynamique intrinsèque et réflexive des membres supérieurs des participants sur les deux phases de l'entraînement MEF Res. Plus spécifiquement, il a été supposé que ces paramètres variaient au cours des entraînements, permettant de caractériser l'impact de l'entraînement sur la dynamique des membres supérieurs (hypothèse H2). Pour vérifier cette hypothèse, deux des neuf variables identifiées ont été analysées. Les variables b et k ont été sélectionnées car elles décrivent le dynamique intrinsèque du membre supérieur du participant et renseignent sur la raideur et les propriétés viscoélastiques globales lors de la propulsion. Ces propriétés pourraient par la suite être comparées aux forces et moments de réaction déployées par les participants. Une exploration plus complète des autres paramètres pourrait révéler d'autres effets de l'entraînement sur la dynamique intrinsèque et réflexive des membres supérieurs.

Les valeurs de raideur et de viscosité intrinsèques obtenues sont plus élevées que les estimations de Schouten et al. (2008) pour le membre supérieur entier et van de Ruit et al. (2023) pour le coude isolé. Cette différence peut s'expliquer par la tâche de propulsion qui impose un effort volontaire plus important et des amplitudes de moment supérieures à celles des perturbations quasi-statiques utilisées dans les études précédentes. Par exemple, un signal typique de moment du coude mesuré lors de l'expérience par van de Ruit et al. (2023) indique une amplitude comprise entre -3 Nm et $+3$ Nm, tandis que le moment de propulsion mesuré sur les états 2 et 3 atteignent -20 Nm (Figure 5.3). De plus, les participants de la présente étude produisaient un effort volontaire pour propulser les roues du simulateur, en plus de contrer la perturbation, tandis que la méthode de référence est basée sur une résistance à la perturbation sans production d'un mouvement volontaire. Enfin, la méthode quasi-statique utilisée a été adaptée à un contexte dynamique en considérant les états du cycle de poussée plutôt que le

cycle entier, mais certaines hypothèses (plage angulaire $\sim 10^\circ$, invariance temporelle des paramètres) et approximations méthodologiques (absence de calibration EMG pour le calcul de l'activation musculaire) peuvent avoir influencé les estimations.

L'impact de l'entraînement a fait l'objet d'une analyse de variance à deux facteurs pour mesures répétées. Le choix d'une rétroaction personnalisée par l'algorithme SARSA a induit une diminution significative de la raideur intrinsèque du côté droit des participants ($p=0,006$). De plus, bien que non significative ($p = 0,096$), la diminution de raideur intrinsèque observée du côté gauche pourrait indiquer une tendance à la baisse entre les deux phases de l'entraînement. Concernant la viscosité intrinsèque et les deux indices d'asymétrie ($Asym_k$ et $Asym_b$), les analyses statistiques n'indiquent aucun effet de la rétroaction ($p>0,1$). Une variabilité inter-sujet marquée suggère cependant que la réponse à l'entraînement peut fortement varier d'un participant à l'autre. De plus, l'absence d'effet significatif sur la viscosité intrinsèque et les indices d'asymétrie n'est pas surprenante, dans la mesure où ils ne sont pas directement ciblés par l'algorithme SARSA lors du calcul de la récompense et donc de la conception de la rétroaction. Le fait que seule la raideur intrinsèque présente une évolution significative suggère que l'entraînement peut avoir des effets indirects sur certaines paramètres dynamiques des participants, sans cibler explicitement les autres. En particulier, la symétrie des participants, qu'elle soit intrinsèque ou par rapport aux efforts développés, n'étant ni évaluée ni intégrée dans l'algorithme, ne peut pas être attendue chez des novices, même après quelques minutes de pratique.

Malgré les limites liées au caractère simplifié du modèle et aux approximations méthodologiques, les paramètres viscoélastiques et réflexifs identifiés permettent de caractériser l'évolution de l'état du membre supérieur des participants au cours de l'entraînement. En ce sens, l'hypothèse H2 est partiellement vérifiée : la raideur intrinsèque a montré une diminution significative à gauche (et une tendance du côté opposé), mais les autres paramètres n'ont pas évolué de manière systématique, probablement en raison de leur non-prise en compte par l'algorithme SARSA. Néanmoins, cette étude démontre la faisabilité de l'identification de paramètres intrinsèques en contexte de propulsion et ouvre la voie à une

personnalisation accrue de la rétroaction. L'analyse complète de l'ensemble des paramètres et l'intégration de ceux-ci dans l'algorithme d'apprentissage par renforcement pourraient contribuer à mieux adapter l'entraînement à chaque participant, affiner la rétroaction et optimiser l'apprentissage moteur.

6.2 Limites de l'étude

Cette étude présente plusieurs limites à souligner. La cohorte est relativement restreinte et homogène (participants sains et non-expérimentés, âge moyen : $24,3 \pm 1,9$ ans), ce qui restreint fortement la généralisation des résultats à d'autres populations (utilisateurs expérimentés, personnes âgées ou profils cliniques).

Concernant la première étude, sur le plan méthodologique, l'analyse s'est concentrée uniquement sur la phase d'exploitation, lorsque le choix de la rétroaction est figé, et a comparé six entraînements différents à un essai initial sans rétroaction. En conséquence, la phase d'apprentissage, durant laquelle la Qmatrice se construit, n'a pas été étudiée. L'essai post-entraînement n'a pas non plus été étudié. Ces omissions peuvent conduire à manquer des mécanismes d'exploration et d'adaptation propres à chaque participant, et ne permet pas de conclure quant à la persistance des gains observés en l'absence de rétroaction.

Concernant la seconde étude, plusieurs limitations méthodologiques doivent être prises en compte. La première concerne le caractère dynamique de l'expérience utilisée : pour appliquer la méthodologie de (Schouten et al., 2008) à un état du cycle de poussée, une hypothèse d'invariance temporelle des paramètres a été faite. La plage angulaire de 10° correspond à une distance linéaire de 4,8cm, supérieure au centimètre préconisé dans la littérature (Schouten et al., 2008; van der Helm et al., 2002a). De plus, le signal de perturbation conçu comme une résistance au roulement choisie par l'algorithme SARSA (proportionnel au moment de propulsion (M_z)) diffère de la méthodologie originale, qui utilise une somme de sinusoïdes sur une plage de fréquences contrôlée (Schouten et al., 2008; van de Ruit et al., 2023). Par ailleurs, l'absence d'expérience mettant en œuvre des efforts isométriques pour calibrer les signaux

EMG a nécessité d'estimer les ratios moment/EMG à partir d'échelons de moments artificiellement introduits par rééchantillonnage. Ces ajustements méthodologiques peuvent modifier les fonctions de réponse en fréquence des participants et biaiser l'estimation des paramètres. Enfin, certains aspects de l'optimisation, tels que le choix de l'algorithme, les tolérances, les bornes et le vecteur initial, ainsi que la sélection des cycles pour augmenter le nombre de points, pourraient être approfondis afin d'améliorer la qualité de l'ajustement.

6.3 Perspectives, travaux futurs et retombées

Ce travail constitue une prémisse pour l'intégration de paramètres intrinsèques optimisés dans l'entraînement des utilisateurs de FRM. Jusqu'ici, aucune étude n'avait exploité des paramètres dynamiques issus de l'optimisation pour guider un algorithme d'apprentissage par renforcement tel que le SARSA, déjà novateur dans un contexte de réadaptation d'utilisateurs de FRM. Cette étude ouvre ainsi la voie à un croisement entre optimisation et intelligence artificielle appliquée à la réadaptation. Des études futures portant sur l'ensemble des neuf paramètres identifiés devraient permettre de déterminer quelles caractéristiques sont pertinentes à intégrer au SARSA afin de personnaliser davantage l'entraînement haptique. D'autres modèles pourront également être explorés, en intégrant les forces de contact articulaires calculés par dynamique inverse par exemple. Des modèles non linéaires utilisant le concept de variables d'états, adaptés aux contextes dynamiques comme la propulsion, seraient pertinents à être utilisés. Les paramètres retenus pourraient ensuite être intégrés dans le calcul de la récompense du SARSA. Par exemple, un indice d'asymétrie de raideur intrinsèque pourrait être utilisé pour orienter l'entraînement vers une symétrisation de cette propriété en vue de symétriser les efforts déployés au niveau de l'articulation de l'épaule.

Les retombées potentielles de cette étude concernent en premier lieu les populations dépendant d'un FRM dans leur vie quotidienne. Un simulateur de propulsion offrant un entraînement personnalisé pour développer une technique efficace et sécuritaire représenterait un progrès majeur en réadaptation. Plus largement, la caractérisation des propriétés intrinsèques et réflexives pourrait contribuer au diagnostic et à la réadaptation robotisée des personnes

atteintes de troubles neurologiques. Les populations hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral, par exemple, sont confrontées à des problématiques de faiblesse musculaire, de spasticité et d'asymétrie, que des méthodes d'identification comme celle présentée ici pourraient aider à quantifier.

CONCLUSION

La présente étude a permis d'évaluer la méthode d'entraînement novatrice développée par Tostain (2023). L'objectif de cette méthode était de s'affranchir de l'aspect déterministe de l'entraînement proposé par Blouin et al. (2015), en introduisant une rétroaction haptique personnalisée à chaque participant conçue par une intelligence artificielle. Deux gammes de rétroactions (résistive et assistive-résistive) et trois objectifs d'entraînement (augmenter la MEF, réduire le coût physiologique, les deux en même temps) ont été testés par 20 participants sains et non expérimentés.

L'évaluation de ces six entraînements a naturellement porté sur l'évolution de la MEF et du coût physiologique. Les entraînements purement résistifs ont induit une augmentation de la MEF de la cohorte de plus de 6% des deux côtés, au prix d'un coût physiologique augmenté d'en moyenne 25% du côté gauche et 17% du côté droit, compromettant l'intégrité des épaules dans un contexte de réadaptation. D'autre part, les entraînements proposant une combinaison d'assistance et de résistance à la propulsion ont permis à 14 participants de diminuer le coût physiologique moyen et maximal jusqu'à -34%. Parmi eux se trouvent cinq participants qui ont simultanément diminué leur coût physiologique moyen et maximal de -16,4% en moyenne et augmenté leur MEF moyenne et maximale de +7,6%. Ce type d'entraînement est prometteur dans l'optique de développer une technique de propulsion efficace et sécuritaire, mais des participants demeurent non réceptifs à ces rétroactions pourtant personnalisées.

Face à ces différences interindividuelles, ce mémoire propose une méthode d'identification de caractéristiques intrinsèques et réflexives des participants à partir de signaux biomécaniques mesurés lors de la propulsion. Grâce à cette méthode, neuf paramètres dynamiques ont été identifiés à plusieurs instants de l'entraînement. Ils sont propres à chaque participant et décrivent l'état de leurs membres supérieurs à chaque instant. Cette méthode constitue une prémisse à l'intégration de paramètres intrinsèques identifiés par optimisation à l'algorithme d'apprentissage par renforcement dans l'optique d'une personnalisation accrue des entraînements proposés. L'identification de paramètres intrinsèques et réflexifs ouvre ainsi la

voie à de nouvelles stratégies d'entraînement, mais aussi à des outils diagnostiques pour quantifier les déficiences motrices. Ces avancées laissent entrevoir des retombées concrètes pour les clientèles en réadaptation, en particulier à l'Institut Gingras-Lindsay-de-Montréal.

ANNEXE I

MEF moyenne et maximale pour tous les participants

Pour tous les tableaux, les cases en vert indiquent une augmentation de la valeur en comparaison à l'essai initial.

Tableau-A I-1 MEF moyenne sur l'essai initial et les trois entraînements en mode résistif

	Ini		MEF Res		Coût Res		MEF Coût Res	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	0,355	0,465	0,480	0,419	0,444	0,476	0,398	0,485
S004	0,683	0,560	0,749	0,588	0,644	0,560	0,614	0,467
S005	0,556	0,635	0,522	0,646	0,620	0,727	0,582	0,741
S006	0,469	0,445	0,494	0,432	0,411	0,299	0,416	0,336
S007	0,534	0,517	0,556	0,538	0,525	0,516	0,562	0,542
S008	0,604	0,511	0,699	0,589	0,636	0,478	0,615	0,431
S009	0,510	0,645	0,525	0,678	0,417	0,594	0,590	0,773
S010	0,478	0,506	0,549	0,592	0,490	0,541	0,551	0,601
S011	0,552	0,548	0,564	0,664	0,564	0,595	0,468	0,614
S012	0,480	0,528	0,604	0,665	0,586	0,665	0,526	0,586
S013	0,355	0,464	0,386	0,480	0,415	0,563	0,494	0,607
S014	0,474	0,506	0,619	0,593	0,545	0,471	0,653	0,562
S015	0,386	0,398	0,485	0,539	0,443	0,541	0,439	0,567
S016	0,610	0,623	0,478	0,535	0,397	0,504	0,380	0,503
S017	0,785	0,785	0,761	0,778	0,702	0,747	0,690	0,723
S018	0,646	0,531	0,692	0,635	0,698	0,702	0,742	0,671
S019	0,469	0,612	0,518	0,633	0,527	0,671	0,509	0,628
S020	0,547	0,631	0,454	0,531	0,545	0,553	0,549	0,560

Tableau-A I-2 MEF moyenne sur l'essai initial et les trois entraînements en mode assistif-résistif

	Ini		MEF Assist		Coût Assist		MEF Coût Assist	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	0,355	0,465	0,398	0,466	0,357	0,403	0,412	0,456
S004	0,683	0,560	0,614	0,448	0,594	0,460	0,590	0,510
S005	0,556	0,635	0,582	0,675	0,451	0,591	0,510	0,664
S006	0,469	0,445	0,416	0,446	0,417	0,287	0,386	0,325
S007	0,534	0,517	0,562	0,528	0,700	0,659	0,518	0,477
S008	0,604	0,511	0,615	0,494	0,633	0,453	0,617	0,421
S009	0,510	0,645	0,590	0,555	0,474	0,561	0,476	0,664
S010	0,478	0,506	0,551	0,622	0,508	0,541	0,508	0,523
S011	0,552	0,548	0,468	0,523	0,541	0,539	0,414	0,526
S012	0,480	0,528	0,526	0,594	0,442	0,560	0,551	0,602
S013	0,355	0,464	0,494	0,468	0,320	0,458	0,303	0,444
S014	0,474	0,506	0,653	0,551	0,608	0,632	0,555	0,528
S015	0,386	0,398	0,439	0,565	0,307	0,473	0,326	0,411
S016	0,610	0,623	0,380	0,584	0,502	0,557	0,384	0,475
S017	0,785	0,785	0,690	0,791	0,625	0,786	0,776	0,784
S018	0,646	0,531	0,742	0,660	0,678	0,643	0,696	0,697
S019	0,469	0,612	0,509	0,560	0,485	0,592	0,510	0,630
S020	0,547	0,631	0,549	0,602	0,525	0,625	0,494	0,539

Tableau-A I-3 MEF maximale sur l'essai initial et les trois entraînements en mode résistif

	Ini		MEF Res		Coût Res		MEF Coût Res	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	0,796	0,866	0,807	0,814	0,812	0,856	0,813	0,830
S004	0,933	0,929	0,962	0,947	0,929	0,930	0,962	0,903
S005	0,784	0,868	0,756	0,925	0,836	0,951	0,879	0,956
S006	0,869	0,890	0,907	0,859	0,811	0,724	0,900	0,815
S007	0,916	0,860	0,890	0,880	0,915	0,921	0,907	0,885
S008	0,926	0,939	0,934	0,890	0,941	0,905	0,928	0,872
S009	0,867	0,901	0,868	0,904	0,875	0,915	0,937	0,952
S010	0,789	0,921	0,869	0,901	0,767	0,889	0,863	0,921
S011	0,817	0,875	0,949	0,929	0,944	0,920	0,891	0,897
S012	0,860	0,908	0,889	0,955	0,862	0,930	0,845	0,951
S013	0,743	0,820	0,734	0,814	0,820	0,891	0,850	0,905
S014	0,722	0,872	0,831	0,949	0,879	0,873	0,928	0,975
S015	0,673	0,695	0,800	0,817	0,792	0,829	0,801	0,921
S016	0,947	0,971	0,903	0,924	0,821	0,905	0,857	0,917
S017	0,972	0,969	0,972	0,987	0,909	0,954	0,923	0,952
S018	0,940	0,914	0,945	0,945	0,965	0,966	0,974	0,967
S019	0,855	0,944	0,890	0,952	0,914	0,956	0,894	0,948
S020	0,869	0,957	0,792	0,965	0,874	0,973	0,869	0,962

Tableau-A I-4 MEF maximale sur l'essai initial et les trois entraînements en mode assistif-résistif

	Ini		MEF Assist		Coût Assist		MEF Coût Assist	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	0,796	0,866	0,832	0,823	0,731	0,796	0,801	0,893
S004	0,933	0,929	0,970	0,908	0,957	0,860	0,937	0,940
S005	0,784	0,868	0,825	0,966	0,712	0,902	0,738	0,885
S006	0,869	0,890	0,892	0,918	0,821	0,734	0,862	0,840
S007	0,916	0,860	0,863	0,882	0,955	0,906	0,847	0,823
S008	0,926	0,939	0,937	0,935	0,967	0,920	0,975	0,927
S009	0,867	0,901	0,837	0,892	0,916	0,872	0,912	0,898
S010	0,789	0,921	0,864	0,909	0,760	0,887	0,787	0,872
S011	0,817	0,875	0,866	0,865	0,916	0,906	0,853	0,882
S012	0,860	0,908	0,896	0,929	0,780	0,913	0,849	0,920
S013	0,743	0,820	0,729	0,792	0,652	0,756	0,695	0,772
S014	0,722	0,872	0,845	0,951	0,913	0,949	0,841	0,905
S015	0,673	0,695	0,748	0,805	0,681	0,809	0,610	0,708
S016	0,947	0,971	0,926	0,964	0,892	0,954	0,823	0,907
S017	0,972	0,969	0,925	0,977	0,905	0,966	0,973	0,978
S018	0,940	0,914	0,910	0,924	0,964	0,936	0,973	0,961
S019	0,855	0,944	0,878	0,914	0,929	0,964	0,889	0,953
S020	0,869	0,957	0,775	0,888	0,828	0,933	0,798	0,939

ANNEXE II

Coût physiologique moyen et maximal pour tous les participants

Pour tous les tableaux, les cases en vert indiquent une diminution de la valeur en comparaison à l'essai initial.

Tableau-A II-1 Coût physiologique moyen sur l'essai initial et les trois entraînements en mode résistif, exprimé en L

	Ini		MEF Res		Coût Res		MEF Coût Res	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	0,028	0,031	0,036	0,049	0,039	0,050	0,045	0,044
S004	0,064	0,060	0,121	0,054	0,057	0,052	0,046	0,045
S005	0,027	0,031	0,031	0,033	0,029	0,031	0,033	0,037
S006	0,048	0,051	0,048	0,048	0,060	0,062	0,056	0,055
S007	0,043	0,042	0,054	0,055	0,061	0,059	0,060	0,063
S008	0,043	0,045	0,050	0,056	0,049	0,051	0,050	0,050
S009	0,036	0,046	0,056	0,063	0,066	0,068	0,060	0,059
S010	0,028	0,037	0,030	0,043	0,033	0,047	0,032	0,044
S011	0,034	0,031	0,033	0,033	0,034	0,032	0,027	0,030
S012	0,030	0,035	0,042	0,048	0,037	0,044	0,037	0,040
S013	0,030	0,035	0,050	0,054	0,044	0,052	0,038	0,037
S014	0,034	0,040	0,035	0,042	0,044	0,053	0,042	0,050
S015	0,025	0,030	0,030	0,037	0,033	0,037	0,031	0,035
S016	0,052	0,060	0,060	0,053	0,064	0,050	0,056	0,045
S017	0,022	0,025	0,029	0,029	0,026	0,032	0,025	0,038
S018	0,029	0,030	0,037	0,036	0,034	0,034	0,037	0,036
S019	0,025	0,024	0,031	0,030	0,032	0,035	0,033	0,033
S020	0,027	0,034	0,031	0,034	0,041	0,045	0,041	0,041

Tableau-A II-2 Coût physiologique moyen sur l'essai initial et les trois entraînements en mode assistif-résistif, exprimé en L

	Ini		MEF Assist		Coût Assist		MEF Coût Assist	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	0,028	0,031	0,030	0,035	0,035	0,043	0,027	0,031
S004	0,064	0,060	0,064	0,049	0,044	0,043	0,048	0,048
S005	0,027	0,031	0,026	0,028	0,023	0,026	0,024	0,029
S006	0,048	0,051	0,048	0,051	0,052	0,050	0,061	0,063
S007	0,043	0,042	0,047	0,047	0,046	0,044	0,044	0,041
S008	0,043	0,045	0,048	0,049	0,046	0,045	0,044	0,044
S009	0,036	0,046	0,058	0,064	0,057	0,066	0,072	0,076
S010	0,028	0,037	0,019	0,029	0,025	0,033	0,028	0,039
S011	0,034	0,031	0,033	0,027	0,031	0,026	0,029	0,024
S012	0,030	0,035	0,029	0,032	0,033	0,039	0,034	0,039
S013	0,030	0,035	0,032	0,035	0,036	0,031	0,040	0,038
S014	0,034	0,040	0,025	0,033	0,032	0,041	0,027	0,034
S015	0,025	0,030	0,024	0,027	0,025	0,026	0,025	0,029
S016	0,052	0,060	0,049	0,046	0,051	0,048	0,048	0,043
S017	0,022	0,025	0,023	0,029	0,024	0,030	0,023	0,027
S018	0,029	0,030	0,030	0,031	0,026	0,027	0,031	0,031
S019	0,025	0,024	0,020	0,020	0,024	0,022	0,020	0,018
S020	0,027	0,034	0,027	0,028	0,024	0,028	0,025	0,026

Tableau-A II-3 Coût physiologique maximal sur l'essai initial et les trois entraînements en mode résistif, exprimé en L

	Ini		MEF Res		Coût Res		MEF Coût Res	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	0,042	0,045	0,057	0,079	0,062	0,082	0,066	0,064
S004	0,098	0,107	0,168	0,088	0,100	0,086	0,082	0,085
S005	0,048	0,079	0,048	0,064	0,048	0,067	0,062	0,074
S006	0,093	0,086	0,088	0,085	0,113	0,100	0,101	0,096
S007	0,076	0,075	0,091	0,100	0,097	0,101	0,099	0,112
S008	0,064	0,063	0,072	0,082	0,071	0,078	0,072	0,074
S009	0,054	0,064	0,090	0,090	0,102	0,099	0,092	0,082
S010	0,042	0,054	0,045	0,067	0,047	0,070	0,050	0,069
S011	0,052	0,049	0,058	0,058	0,061	0,053	0,046	0,051
S012	0,049	0,058	0,067	0,079	0,062	0,072	0,060	0,068
S013	0,047	0,051	0,078	0,082	0,068	0,075	0,059	0,056
S014	0,056	0,070	0,055	0,067	0,070	0,094	0,069	0,095
S015	0,043	0,052	0,052	0,066	0,063	0,066	0,058	0,062
S016	0,086	0,099	0,095	0,082	0,108	0,085	0,098	0,077
S017	0,046	0,043	0,059	0,058	0,055	0,054	0,038	0,058
S018	0,064	0,055	0,077	0,068	0,070	0,075	0,076	0,069
S019	0,042	0,040	0,054	0,048	0,053	0,056	0,056	0,055
S020	0,045	0,053	0,049	0,056	0,067	0,073	0,060	0,065

Tableau-A II-4 Coût physiologique maximal sur l'essai initial et les trois entraînements en mode assistif-résistif, exprimé en L

	Ini		MEF Assist		Coût Assist		MEF Coût Assist	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	0,042	0,045	0,047	0,053	0,058	0,068	0,041	0,046
S004	0,098	0,107	0,094	0,086	0,074	0,074	0,084	0,086
S005	0,048	0,079	0,048	0,063	0,037	0,054	0,045	0,052
S006	0,093	0,086	0,079	0,080	0,092	0,081	0,113	0,107
S007	0,076	0,075	0,077	0,080	0,077	0,074	0,078	0,070
S008	0,064	0,063	0,071	0,070	0,070	0,067	0,062	0,062
S009	0,054	0,064	0,093	0,094	0,095	0,094	0,108	0,107
S010	0,042	0,054	0,028	0,043	0,040	0,048	0,045	0,059
S011	0,052	0,049	0,051	0,042	0,051	0,044	0,048	0,042
S012	0,049	0,058	0,047	0,051	0,054	0,064	0,057	0,064
S013	0,047	0,051	0,055	0,053	0,052	0,048	0,059	0,059
S014	0,056	0,070	0,040	0,057	0,051	0,067	0,043	0,053
S015	0,043	0,052	0,044	0,046	0,044	0,040	0,042	0,052
S016	0,086	0,099	0,085	0,074	0,080	0,072	0,080	0,070
S017	0,046	0,043	0,036	0,044	0,037	0,046	0,042	0,041
S018	0,064	0,055	0,058	0,066	0,056	0,067	0,064	0,070
S019	0,042	0,040	0,033	0,032	0,044	0,036	0,034	0,030
S020	0,045	0,053	0,041	0,042	0,038	0,043	0,036	0,040

ANNEXE III

Coût physiologique à l'épaule moyen et maximal pour tous les participants

Pour tous les tableaux, les cases en vert indiquent une diminution de la valeur en comparaison à l'essai initial.

Tableau-A III-1 Coût physiologique à l'épaule moyen sur l'essai initial et les trois entraînements en mode résistif, exprimé en L

	Ini		MEF Res		Coût Res		MEF Coût Res	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	0,017	0,018	0,022	0,026	0,023	0,029	0,029	0,027
S004	0,040	0,027	0,055	0,030	0,030	0,029	0,026	0,024
S005	0,011	0,014	0,013	0,015	0,012	0,015	0,015	0,019
S006	0,028	0,026	0,026	0,022	0,033	0,025	0,033	0,027
S007	0,021	0,021	0,026	0,027	0,029	0,028	0,030	0,026
S008	0,024	0,025	0,027	0,032	0,026	0,029	0,027	0,028
S009	0,023	0,033	0,035	0,043	0,044	0,047	0,035	0,036
S010	0,016	0,024	0,019	0,026	0,021	0,028	0,021	0,025
S011	0,013	0,011	0,017	0,017	0,017	0,017	0,013	0,014
S012	0,015	0,019	0,023	0,027	0,020	0,025	0,019	0,021
S013	0,010	0,020	0,024	0,032	0,019	0,031	0,016	0,023
S014	0,017	0,023	0,020	0,023	0,025	0,028	0,027	0,030
S015	0,012	0,016	0,015	0,020	0,014	0,020	0,013	0,018
S016	0,027	0,031	0,029	0,024	0,034	0,026	0,028	0,021
S017	0,011	0,013	0,015	0,018	0,014	0,018	0,012	0,018
S018	0,019	0,018	0,023	0,020	0,022	0,021	0,025	0,021
S019	0,013	0,013	0,019	0,017	0,020	0,021	0,020	0,017
S020	0,015	0,024	0,017	0,018	0,024	0,026	0,025	0,024

Tableau-A III-2 Coût physiologique à l'épaule moyen sur l'essai initial et les trois entraînements en mode assistif-résistif, exprimé en L

	Ini		MEF Assist		Coût Assist		MEF Coût Assist	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	0,017	0,018	0,020	0,023	0,021	0,026	0,017	0,019
S004	0,040	0,027	0,037	0,027	0,025	0,024	0,027	0,027
S005	0,011	0,014	0,012	0,013	0,010	0,012	0,010	0,011
S006	0,028	0,026	0,026	0,025	0,029	0,026	0,037	0,031
S007	0,021	0,021	0,021	0,023	0,016	0,022	0,020	0,021
S008	0,024	0,025	0,025	0,027	0,023	0,025	0,021	0,025
S009	0,023	0,033	0,040	0,047	0,039	0,048	0,049	0,053
S010	0,016	0,024	0,011	0,017	0,015	0,022	0,018	0,024
S011	0,013	0,011	0,015	0,012	0,015	0,012	0,012	0,011
S012	0,015	0,019	0,014	0,016	0,017	0,022	0,018	0,022
S013	0,010	0,020	0,011	0,018	0,012	0,016	0,013	0,020
S014	0,017	0,023	0,012	0,014	0,020	0,026	0,015	0,020
S015	0,012	0,016	0,010	0,014	0,010	0,015	0,012	0,016
S016	0,027	0,031	0,027	0,021	0,025	0,022	0,023	0,019
S017	0,011	0,013	0,012	0,017	0,011	0,019	0,013	0,017
S018	0,019	0,018	0,018	0,018	0,016	0,016	0,020	0,019
S019	0,013	0,013	0,011	0,010	0,015	0,012	0,010	0,009
S020	0,015	0,024	0,014	0,018	0,012	0,019	0,014	0,015

Tableau-A III-3 Coût physiologique à l'épaule maximal sur l'essai initial et les trois entraînements en mode résistif, exprimé en L

	Ini		MEF Res		Coût Res		MEF Coût Res	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	0,030	0,030	0,035	0,042	0,041	0,049	0,047	0,043
S004	0,065	0,044	0,086	0,057	0,053	0,053	0,049	0,049
S005	0,019	0,048	0,022	0,036	0,020	0,037	0,027	0,040
S006	0,047	0,041	0,042	0,034	0,054	0,041	0,052	0,042
S007	0,040	0,040	0,048	0,048	0,054	0,051	0,052	0,046
S008	0,040	0,042	0,046	0,050	0,046	0,050	0,046	0,047
S009	0,039	0,051	0,058	0,065	0,073	0,075	0,059	0,060
S010	0,027	0,040	0,030	0,042	0,034	0,045	0,034	0,042
S011	0,027	0,023	0,035	0,030	0,035	0,031	0,028	0,030
S012	0,031	0,036	0,046	0,054	0,040	0,048	0,037	0,042
S013	0,026	0,034	0,040	0,054	0,034	0,053	0,029	0,041
S014	0,033	0,045	0,035	0,039	0,043	0,049	0,050	0,054
S015	0,021	0,028	0,026	0,035	0,025	0,037	0,024	0,032
S016	0,068	0,074	0,080	0,066	0,091	0,072	0,073	0,060
S017	0,022	0,028	0,026	0,034	0,026	0,034	0,021	0,031
S018	0,041	0,039	0,054	0,053	0,053	0,054	0,056	0,053
S019	0,024	0,022	0,034	0,030	0,036	0,034	0,035	0,029
S020	0,028	0,039	0,030	0,032	0,045	0,043	0,044	0,041

Tableau-A III-4 Coût physiologique à l'épaule maximal sur l'essai initial et les trois entraînements en mode assistif-résistif, exprimé en L

	Ini		MEF Assist		Coût Assist		MEF Coût Assist	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	0,030	0,030	0,034	0,037	0,035	0,043	0,030	0,030
S004	0,065	0,044	0,063	0,049	0,045	0,047	0,047	0,051
S005	0,019	0,048	0,019	0,036	0,016	0,029	0,017	0,021
S006	0,047	0,041	0,042	0,038	0,049	0,042	0,067	0,054
S007	0,040	0,040	0,041	0,042	0,030	0,039	0,037	0,037
S008	0,040	0,042	0,043	0,047	0,042	0,047	0,036	0,046
S009	0,039	0,051	0,067	0,077	0,062	0,076	0,075	0,083
S010	0,027	0,040	0,018	0,028	0,026	0,036	0,030	0,039
S011	0,027	0,023	0,030	0,025	0,032	0,027	0,028	0,026
S012	0,031	0,036	0,029	0,033	0,033	0,042	0,035	0,042
S013	0,026	0,034	0,029	0,033	0,028	0,028	0,033	0,036
S014	0,033	0,045	0,023	0,026	0,038	0,043	0,028	0,034
S015	0,021	0,028	0,018	0,025	0,019	0,025	0,021	0,027
S016	0,068	0,074	0,072	0,057	0,067	0,053	0,066	0,057
S017	0,022	0,028	0,019	0,028	0,022	0,033	0,022	0,028
S018	0,041	0,039	0,045	0,049	0,041	0,047	0,051	0,051
S019	0,024	0,022	0,020	0,016	0,032	0,023	0,021	0,016
S020	0,028	0,039	0,025	0,029	0,022	0,030	0,023	0,025

ANNEXE IV

Moment de flexion à l'épaule moyen et maximal pour tous les participants

Pour tous les tableaux, les cases en vert indiquent une diminution de la valeur en comparaison à l'essai initial.

Tableau-A IV-1 Moment de flexion moyen sur l'essai initial et les trois entraînements en mode résistif, exprimé en Nm

	Ini		MEF Res		Coût Res		MEF Coût Res	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	7,68	8,09	10,88	13,06	10,67	12,93	13,23	11,98
S004	15,34	11,20	18,94	13,71	13,20	13,97	10,86	11,68
S005	5,07	5,21	6,52	6,84	6,27	6,03	7,75	8,38
S006	11,34	10,14	13,23	10,82	14,78	11,10	15,29	12,25
S007	9,07	9,18	11,60	11,33	13,34	12,58	12,36	11,03
S008	10,01	10,50	11,07	12,61	10,76	11,54	10,88	11,42
S009	8,80	11,89	14,90	16,54	18,10	18,37	14,35	13,55
S010	7,21	10,02	8,15	11,05	9,34	12,26	9,12	10,71
S011	5,58	4,36	7,47	7,71	7,69	7,83	5,50	5,74
S012	6,91	7,89	10,35	11,20	8,74	10,36	8,62	8,67
S013	3,52	9,80	12,09	15,90	9,34	15,19	8,01	10,89
S014	7,68	10,54	8,28	9,28	11,01	11,86	10,97	11,41
S015	4,92	7,11	7,15	9,29	7,15	9,95	6,84	9,01
S016	12,34	12,31	12,88	11,45	15,75	13,25	13,90	11,07
S017	5,06	5,35	6,95	7,25	6,20	7,09	5,00	6,51
S018	8,37	8,00	9,63	9,39	8,92	10,59	9,73	10,00
S019	5,17	5,46	9,12	8,77	9,12	10,29	9,59	9,01
S020	6,16	9,72	6,97	8,23	10,59	11,61	11,24	10,91

Tableau-A IV-2 Moment de flexion moyen sur l'essai initial et les trois entraînements en mode assistif-résistif, exprimé en Nm

	Ini		MEF Assist		Coût Assist		MEF Coût Assist	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	7,68	8,09	8,50	9,80	9,89	12,44	7,86	9,01
S004	15,34	11,20	13,86	11,61	9,92	11,23	11,45	12,95
S005	5,07	5,21	5,88	5,33	4,66	5,12	4,74	5,17
S006	11,34	10,14	11,29	10,81	12,30	10,63	16,15	13,01
S007	9,07	9,18	8,58	9,40	7,10	9,28	8,46	8,63
S008	10,01	10,50	10,15	10,94	9,67	10,54	8,44	10,11
S009	8,80	11,89	14,36	15,88	13,82	16,28	18,52	19,36
S010	7,21	10,02	4,11	6,71	6,83	9,05	7,64	9,49
S011	5,58	4,36	6,56	5,15	6,94	5,11	4,49	4,91
S012	6,91	7,89	6,34	6,52	7,02	8,92	7,53	8,87
S013	3,52	9,80	4,40	8,62	4,42	7,30	5,47	10,07
S014	7,68	10,54	4,36	5,15	7,77	9,21	6,05	7,80
S015	4,92	7,11	4,22	6,30	4,51	6,21	5,00	6,74
S016	12,34	12,31	12,55	11,14	13,03	11,49	10,64	9,70
S017	5,06	5,35	4,69	5,42	4,74	6,57	5,45	5,85
S018	8,37	8,00	7,71	9,08	6,39	7,45	8,00	9,50
S019	5,17	5,46	4,49	4,15	7,00	6,09	4,23	3,87
S020	6,16	9,72	5,70	7,66	4,87	7,86	5,54	6,57

Tableau-A IV-3 Moment de flexion maximal sur l'essai initial et les trois entraînements en mode résistif, exprimé en Nm

	Ini		MEF Res		Coût Res		MEF Coût Res	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	14,12	13,29	17,73	20,88	19,21	21,76	21,85	18,92
S004	25,81	18,79	30,84	26,50	22,28	25,55	20,18	23,30
S005	9,31	9,13	10,33	11,58	10,10	10,43	12,29	14,12
S006	19,59	16,87	21,89	17,95	25,59	19,15	24,86	20,37
S007	17,17	17,17	20,71	19,60	23,99	22,04	21,22	19,47
S008	16,69	17,39	18,65	19,45	18,37	19,21	18,07	18,78
S009	15,91	18,62	24,16	25,63	29,46	29,39	23,65	22,15
S010	12,13	17,46	13,34	18,10	15,23	20,19	15,20	18,33
S011	10,34	7,73	14,26	13,96	15,10	14,90	11,65	11,88
S012	13,32	14,47	19,53	21,25	17,21	19,29	16,01	17,08
S013	6,47	16,59	19,36	26,45	15,82	25,54	13,59	19,35
S014	15,59	21,53	15,13	17,07	18,23	19,83	19,75	19,91
S015	9,13	12,36	12,52	16,63	12,72	18,33	12,53	16,30
S016	26,76	25,48	34,43	31,00	40,40	34,90	34,38	30,90
S017	10,76	12,87	12,95	16,27	13,14	15,59	9,63	12,32
S018	19,05	19,68	23,98	25,29	23,44	26,32	23,85	24,88
S019	9,63	9,72	15,94	15,90	16,57	17,44	17,05	15,62
S020	11,32	15,92	12,25	14,34	18,93	19,57	18,95	18,58

Tableau-A IV-4 Moment de flexion maximal sur l'essai initial et les trois entraînements en mode assistif-résistif, exprimé en Nm

	Ini		MEF Assist		Coût Assist		MEF Coût Assist	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	14,12	13,29	15,51	15,75	17,58	20,52	14,72	14,43
S004	25,81	18,79	23,68	21,63	18,47	22,30	19,36	24,59
S005	9,31	9,13	9,96	8,70	8,29	8,98	8,28	9,05
S006	19,59	16,87	19,36	17,49	21,74	18,37	30,40	23,82
S007	17,17	17,17	16,63	16,80	13,03	16,13	15,44	14,99
S008	16,69	17,39	17,19	18,05	16,87	18,65	14,68	17,36
S009	15,91	18,62	24,97	26,49	23,58	25,96	29,19	30,42
S010	12,13	17,46	7,07	11,23	11,85	15,12	13,43	15,75
S011	10,34	7,73	12,32	10,32	13,21	10,20	8,89	10,12
S012	13,32	14,47	11,88	12,79	13,15	16,17	14,76	16,08
S013	6,47	16,59	8,16	14,80	8,71	12,27	10,41	17,17
S014	15,59	21,53	8,22	9,64	14,31	15,80	10,70	13,66
S015	9,13	12,36	7,58	11,14	8,88	11,10	9,12	11,92
S016	26,76	25,48	30,47	25,58	26,83	23,25	28,67	26,50
S017	10,76	12,87	8,28	9,90	10,28	12,94	9,95	11,28
S018	19,05	19,68	17,96	22,57	16,60	22,25	20,22	23,01
S019	9,63	9,72	8,57	7,38	15,09	12,22	8,86	7,02
S020	11,32	15,92	10,06	12,16	8,97	12,88	9,35	11,18

ANNEXE V

Paramètres intrinsèques et réflexifs des participants

Cette annexe répertorie les neuf paramètres intrinsèques et réflexifs identifiés pour tous les participants sur les états 2 et 3 de la phase d'apprentissage et d'exploitation de l'entraînement MEF Res.

Tableau-A V-1 Viscosité intrinsèque b , exprimée en Nm.s/rad

	Apprentissage				Exploitation			
	État 2		État 3		État 2		État 3	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	12,5	23,7	16,7	8,2	10,1	49,6	7,8	10,1
S004	20,6	8,0	14,0	9,7	8,4	9,6	9,9	24,1
S005	39,8	10,1	43,7	8,1	7,7	7,3	18,4	5,2
S006	15,2	24,6	21,3	50,0	48,6	11,1	30,8	5,6
S007	21,5	11,7	12,8	20,8	14,2	21,5	23,5	13,9
S008	26,3	18,1	36,2	8,4	23,7	37,2	25,1	32,2
S009	22,1	8,2	28,1	40,2	5,6	12,8	14,0	32,6
S010	13,8	9,7	16,3	26,7	27,7	9,9	25,8	33,8
S011	7,8	18,9	10,6	26,9	28,1	27,5	33,8	10,3
S012	26,4	11,4	7,4	1,9	18,6	16,6	11,4	8,4
S013	16,8	12,1	22,9	25,7	6,2	11,1	8,4	44,0
S014	18,2	9,4	22,5	9,4	18,2	9,3	21,1	28,3
S015	3,0	40,8	10,4	14,6	21,6	24,8	20,5	7,1
S016	8,2	5,0	18,6	30,6	14,9	30,1	5,9	30,7
S017	23,1	8,3	4,7	1,6	17,4	30,8	25,7	25,1
S018	29,7	7,8	21,2	7,7	29,5	9,0	8,6	26,0
S019	5,7	6,5	0,1	7,5	20,3	8,9	10,9	11,6
S020	17,6	7,7	15,3	17,6	22,2	12,5	22,3	10,5

Tableau-A V-2 Raideur intrinsèque k , exprimée en Nm/rad

	Apprentissage				Exploitation			
	État 2		État 3		État 2		État 3	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	86,2	514,3	102,0	440,8	83,3	318,1	536,9	108,6
S004	208,2	97,2	277,6	215,6	538,2	112,6	99,5	325,2
S005	58,0	497,5	143,5	112,9	400,6	108,9	75,8	200,9
S006	135,8	41,5	296,7	195,5	26,0	83,4	39,3	152,6
S007	71,7	132,0	103,8	117,3	293,9	176,6	94,4	149,6
S008	75,8	394,0	308,9	120,4	341,3	105,7	187,5	184,1
S009	337,8	111,7	123,0	154,5	466,6	119,3	423,9	160,3
S010	44,2	223,2	182,1	472,3	31,8	104,1	96,2	104,6
S011	387,1	656,0	469,5	355,9	86,5	116,3	172,6	361,9
S012	185,6	158,8	222,3	466,6	68,0	354,8	109,2	120,6
S013	257,5	129,6	212,7	76,1	142,1	137,8	131,4	155,0
S014	237,8	221,4	186,3	554,8	57,5	123,8	75,8	77,4
S015	258,2	79,2	117,6	242,7	72,6	102,6	112,7	100,7
S016	111,4	545,0	742,6	728,5	96,3	329,4	126,7	29,2
S017	788,2	126,3	525,9	502,6	82,5	34,8	60,4	86,1
S018	79,5	150,1	21,3	34,8	88,5	108,3	4,6	47,0
S019	467,8	107,8	551,7	110,0	123,0	112,5	119,1	128,7
S020	359,7	207,8	178,7	409,0	42,2	569,1	194,6	107,6

Tableau-A V-3 Inertie intrinsèque I , exprimée Nm.s²/rad

	Apprentissage				Exploitation			
	État 2		État 3		État 2		État 3	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	0,091	0,149	2,794	0,027	0,074	0,001	1,084	0,045
S004	0,081	0,053	0,043	0,122	0,024	0,127	0,078	0,543
S005	0,055	0,068	0,002	0,026	0,064	0,051	0,005	0,111
S006	0,031	0,027	0,012	0,002	0,744	3,290	0,019	0,099
S007	0,028	0,090	0,050	0,070	0,062	0,004	0,024	0,123
S008	0,070	0,005	0,011	0,043	0,013	0,020	0,022	0,029
S009	0,130	0,096	0,408	0,001	0,009	0,098	0,015	0,050
S010	0,044	0,040	0,523	0,043	0,024	0,178	0,029	2,366
S011	0,092	0,037	0,025	0,024	0,072	0,039	0,002	0,053
S012	0,048	0,116	0,109	0,029	0,154	0,106	0,088	0,092
S013	0,001	0,140	0,074	0,006	0,104	0,109	0,128	0,008
S014	0,100	0,023	0,074	0,041	0,027	0,048	0,092	0,101
S015	0,150	0,003	0,107	0,102	0,027	0,056	0,103	0,127
S016	0,032	0,014	0,015	0,021	2,119	0,129	0,884	0,882
S017	0,037	0,129	0,042	0,051	1,672	0,037	0,030	0,048
S018	0,112	0,047	0,014	0,029	0,604	0,149	0,789	0,196
S019	0,049	0,115	0,003	0,007	0,034	0,040	0,107	0,126
S020	0,090	0,095	0,039	0,031	0,034	0,005	0,005	0,026

Tableau-A V-4 Viscosité de préhension b_g , exprimée en Nm.s/rad

	Apprentissage				Exploitation			
	État 2		État 3		État 2		État 3	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	10,7	2,8	2,5	2,9	31,8	0,7	6,9	13,2
S004	10,6	32,0	8,5	9,3	5,8	12,5	11,5	4,6
S005	2,3	7,2	0,6	38,4	8,5	28,9	0,8	20,2
S006	10,3	5,8	8,0	0,0	0,1	14,4	5,3	12,3
S007	6,9	14,1	13,3	6,3	4,7	7,5	1,8	17,4
S008	5,4	7,1	1,0	15,5	2,1	2,2	6,7	10,5
S009	5,3	12,5	4,4	0,001	5,4	33,3	6,9	2,9
S010	8,6	21,1	11,0	10,5	4,5	28,5	5,5	4,3
S011	8,8	4,7	5,8	7,4	11,8	12,1	5,8	15,8
S012	8,5	43,7	28,3	0,9	6,0	8,3	14,8	13,6
S013	7,6	64,1	10,3	7,2	16,1	15,7	13,3	1,5
S014	6,8	9,1	9,9	4,5	5,9	32,1	7,3	5,7
S015	0,6	0,9	33,6	10,6	7,0	7,5	13,5	7,3
S016	38,5	5,0	1,2	3,5	7,9	4,4	11,3	1,8
S017	2,8	18,6	2,8	7,2	6,4	4,2	5,2	7,3
S018	3,6	28,0	4,4	4,3	6,8	12,1	0,9	8,3
S019	4,4	28,0	0,2	18,2	14,7	17,6	29,2	13,3
S020	9,4	15,3	11,3	12,3	3,8	0,4	2,4	37,7

Tableau-A V-5 Raideur de préhension k_g , exprimée en Nm/rad

	Apprentissage				Exploitation			
	État 2		État 3		État 2		État 3	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	607,2	290,3	510,4	333,0	603,1	222,2	347,2	638,0
S004	399,1	668,6	426,3	539,5	616,2	605,6	609,1	549,6
S005	228,9	350,2	163,6	650,3	241,5	633,2	206,9	513,6
S006	189,4	205,9	434,6	177,9	135,0	613,3	245,4	359,1
S007	377,9	612,6	370,1	465,9	232,7	541,3	296,5	419,5
S008	388,7	427,1	181,7	604,5	174,1	344,7	430,5	281,7
S009	487,1	594,0	361,5	286,9	334,5	670,4	482,4	378,4
S010	364,1	399,6	385,8	315,1	211,4	607,2	398,3	464,9
S011	264,9	127,1	341,8	240,4	291,3	75,7	247,8	408,9
S012	401,8	638,9	381,8	236,9	387,6	474,3	602,0	605,6
S013	429,4	665,4	402,9	617,5	610,4	643,4	607,4	407,8
S014	384,1	540,4	407,0	408,1	410,6	673,0	386,8	408,1
S015	193,2	252,8	620,7	392,7	420,5	404,2	381,9	598,3
S016	879,8	313,1	197,4	182,6	403,4	425,7	213,0	188,9
S017	121,8	595,5	223,5	287,1	414,3	229,7	555,0	380,5
S018	265,2	652,7	402,3	282,9	432,7	547,7	380,2	497,4
S019	229,9	612,2	182,9	649,4	385,9	603,3	608,6	613,8
S020	466,1	587,5	375,1	612,9	201,3	122,3	224,3	618,0

Tableau-A V-6 Gain d'accélération k_a du système réflexe, exprimé en $10^{-2}\text{Nm}\cdot\text{s}^2/\text{rad}$

	Apprentissage				Exploitation			
	État 2		État 3		État 2		État 3	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	2,7	1,3	56,4	1,4	1,9	84,8	7,5	1,8
S004	9,5	5,1	3,8	9,0	8,4	14,7	10,0	20,0
S005	9,1	6,9	20,0	0,7	8,1	5,9	4,1	11,4
S006	2,8	17,3	1,1	56,6	51,9	140,4	12,3	11,5
S007	3,5	14,4	6,3	4,4	4,7	5,9	4,6	11,0
S008	6,1	7,5	3,8	4,3	4,7	1,3	4,5	2,6
S009	7,3	13,7	28,7	8,1	6,5	12,3	1,0	3,3
S010	9,5	3,9	11,7	0,4	5,6	11,7	8,4	23,3
S011	7,9	3,9	1,2	6,8	1,7	1,0	5,1	1,2
S012	0,5	13,0	9,5	0,3	13,0	14,7	15,4	13,5
S013	1,3	14,3	11,8	12,3	15,0	13,0	13,9	8,1
S014	10,7	3,7	13,5	3,3	8,1	6,0	10,9	11,5
S015	5,7	12,0	5,3	9,0	1,1	2,0	4,9	8,6
S016	2,4	0,9	1,3	5,7	71,7	9,7	6,7	22,2
S017	4,7	12,8	0,7	8,6	57,9	7,2	9,5	9,6
S018	6,6	0,4	3,4	0,6	10,8	11,2	18,3	8,9
S019	5,2	11,1	9,2	2,9	11,8	14,0	18,2	19,0
S020	10,2	14,1	5,8	4,0	1,2	0,4	0,4	2,4

Tableau-A V-7 Gain de vitesse k_v du système réflexe, exprimé en $\text{Nm}\cdot\text{s}/\text{rad}$

	Apprentissage				Exploitation			
	État 2		État 3		État 2		État 3	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	5,27	6,23	0,41	9,93	4,04	0,03	2,45	5,23
S004	4,02	5,05	5,45	6,43	8,52	5,98	6,08	7,18
S005	1,91	4,66	1,71	3,38	5,59	4,08	4,84	3,38
S006	3,54	2,14	4,12	0,36	0,73	5,70	2,31	3,33
S007	4,52	5,42	3,53	8,96	2,56	8,04	6,67	4,00
S008	4,44	6,20	9,20	5,87	1,29	4,60	1,74	3,33
S009	8,77	4,85	9,17	9,98	2,41	3,58	7,44	2,83
S010	1,89	6,89	1,13	2,14	2,75	7,04	0,81	8,58
S011	2,21	1,53	3,21	1,04	1,96	1,80	1,48	1,80
S012	2,28	3,50	3,32	1,24	4,76	8,34	3,50	3,73
S013	6,09	5,21	6,88	3,42	1,35	5,24	1,96	1,11
S014	7,04	5,81	6,10	3,01	3,74	3,44	4,25	4,73
S015	0,93	2,17	4,13	2,04	4,22	2,60	5,61	2,30
S016	3,44	2,03	2,23	0,71	3,29	9,72	1,60	0,69
S017	0,89	4,17	1,90	2,06	4,66	1,91	2,03	2,37
S018	0,18	1,90	2,04	0,63	1,72	1,61	0,63	0,03
S019	4,96	4,25	0,35	3,99	3,54	5,68	5,97	7,41
S020	5,52	5,43	4,55	4,51	2,96	9,88	2,71	4,15

Tableau-A V-8 Gain de position k_p du système réflexe, exprimé en Nm/rad

	Apprentissage				Exploitation			
	État 2		État 3		État 2		État 3	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	50,3	103,2	12,6	50,5	42,8	183,8	57,6	31,4
S004	112,0	30,4	103,6	17,9	31,7	26,2	24,6	20,4
S005	53,2	67,9	70,8	42,0	21,5	35,0	12,8	61,7
S006	14,2	73,6	17,6	277,7	172,8	28,0	60,3	49,4
S007	11,5	37,6	6,0	17,8	69,0	25,1	27,6	51,3
S008	6,4	20,1	17,1	16,9	2,7	8,8	3,5	64,6
S009	32,9	32,8	10,7	47,8	95,6	33,3	25,9	74,2
S010	18,8	25,5	12,4	21,5	23,6	36,4	3,8	16,6
S011	46,2	13,6	62,0	10,1	19,9	51,7	29,8	26,0
S012	6,3	46,6	11,0	86,1	12,9	38,5	24,5	34,2
S013	24,7	25,3	16,4	43,8	21,2	38,6	20,2	95,5
S014	15,5	24,4	16,5	127,0	100,1	40,8	11,9	10,9
S015	107,0	39,6	40,0	16,8	14,4	8,7	13,7	8,0
S016	45,0	64,3	88,9	2,2	17,2	12,4	34,6	24,3
S017	30,7	41,2	16,7	47,8	16,9	27,7	38,3	37,3
S018	11,8	5,6	20,5	5,7	11,4	4,5	32,5	1,2
S019	93,9	32,1	102,9	34,7	73,4	29,4	24,6	29,4
S020	20,7	26,0	13,3	15,9	8,0	34,3	12,3	15,7

Tableau-A V-9 Délai τ du système réflexe, en ms

	Apprentissage				Exploitation			
	État 2		État 3		État 2		État 3	
	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit	Gauche	Droit
S002	10,6	2,5	11,4	16,0	21,6	32,7	7,8	15,5
S004	83,0	67,1	17,5	81,6	34,7	8,4	22,3	0,1
S005	22,8	34,2	19,2	39,2	73,1	87,9	0,5	269,0
S006	21,6	83,3	21,8	14,4	41,5	9,4	102,5	38,5
S007	19,0	99,4	19,3	17,9	29,5	19,3	21,0	119,4
S008	21,6	200,4	3,7	17,6	31,7	9,0	25,5	4,0
S009	17,9	102,7	27,1	0,1	22,5	92,0	4,5	13,9
S010	75,0	78,8	56,2	9,2	201,9	12,3	165,0	0,2
S011	178,9	126,3	51,8	139,1	20,6	83,9	127,6	12,9
S012	16,3	128,8	88,8	12,5	0,1	101,5	27,4	68,8
S013	13,0	112,2	24,5	258,0	67,1	112,3	61,6	10,8
S014	27,1	14,2	126,4	13,6	13,8	34,1	29,9	6,9
S015	2,8	25,5	26,3	102,1	4,2	8,5	28,9	11,1
S016	26,3	19,0	9,5	222,0	1,7	23,2	11,1	4,7
S017	31,0	88,0	42,6	146,0	0,3	112,7	33,1	86,2
S018	138,4	16,9	19,9	17,8	66,6	87,8	2,0	110,4
S019	67,3	28,6	37,8	35,5	175,9	16,4	11,3	20,0
S020	135,4	137,0	28,0	36,1	0,6	67,9	8,4	32,1

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Aissaoui, R., & Desroches, G. (2008). Stroke pattern classification during manual wheelchair propulsion in the elderly using fuzzy clustering. *Journal of Biomechanics*, 41(11), 2438-2445. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.020>
- Aissaoui, R., & Gagnon, D. (2022). Effect of Haptic Training During Manual Wheelchair Propulsion on Shoulder Joint Reaction Moments. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 3, 827534. <https://doi.org/10.3389/fresc.2022.827534>
- Akreml, H., Higgins, J., Aissaoui, R., & Nadeau, S. (2022). Bilateral motor coordination during upper limb symmetric pushing movements at two levels of force resistance in healthy and post-stroke individuals. *Human Movement Science*, 81, 102913. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2021.102913>
- Best, K. L., Routhier, F., & Miller, W. C. (2015). A description of manual wheelchair skills training: Current practices in Canadian rehabilitation centers. *Disability and Rehabilitation. Assistive Technology*, 10(5), 393-400. <https://doi.org/10.3109/17483107.2014.907367>
- Blouin, M. (2014). *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* [Masters, École de technologie supérieure]. <https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/1346/>

- Blouin, M., Lalumiere, M., Gagnon, D. H., Chenier, F., & Aissaoui, R. (2015). 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*, 23(1), 104-115. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2330837>
- Boninger, M. L., Cooper, R. A., Baldwin, M. A., Shimada, S. D., & Koontz, A. (1999). Wheelchair pushrim kinetics : Body weight and median nerve function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8), 910-915. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90082-5](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90082-5)
- Boninger, M. L., Dicianno, B. E., Cooper, R. A., Towers, J. D., Koontz, A. M., & Souza, A. L. (2003). Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender¹. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(11), 1615-1620. [https://doi.org/10.1053/S0003-9993\(03\)00282-X](https://doi.org/10.1053/S0003-9993(03)00282-X)
- Bregman, D. J. J., Drongelen, S. V., & Veeger, H. E. J. (2009). Is effective force application in handrim wheelchair propulsion also efficient? *Clinical Biomechanics*, 24(1), 13-19. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.09.003>
- Chénier, F. (2012). *Développement d'un simulateur de propulsion en fauteuil roulant manuel avec biofeedback haptique* [École de technologie supérieure]. <https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/1005/>
- Chenier, F., Bigras, P., & Aissaoui, R. (2014). A New Wheelchair Ergometer Designed as an Admittance-Controlled Haptic Robot. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(1), 321-328. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2012.2235079>

- Chénier, F., Malbequi, J., & Gagnon, D. H. (2017). Proposing a new index to quantify instantaneous symmetry during manual wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 51, 137-141. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.069>
- Dallmeijer, A. J., van der Woude, L. H. V., (DirkJan) Veeger, H. E. J., & Hollander, A. P. (1998). EFFECTIVENESS OF FORCE APPLICATION IN MANUAL WHEELCHAIR PROPULSION IN PERSONS WITH SPINAL CORD INJURIES1. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 77(3), 213.
- De Groot, S., Veeger, H. E. J., Hollander, A. P., & Van Der Woude, L. H. V. (2002). Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency. *Clinical Biomechanics*, 17(3), 219-226. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00005-0](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00005-0)
- De Groot, S., Veeger, H. E. J., Hollander, A. P., & Van der Woude, L. H. V. (2002). Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(5), 756-766. <https://doi.org/10.1097/00005768-200205000-00005>
- Desroches, G., Aissaoui, R., & Bourbonnais, D. (2008a). Relationship Between Resultant Force at the Pushrim and the Net Shoulder Joint Moments During Manual Wheelchair Propulsion in Elderly Persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(6), 1155-1161. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.10.040>
- Desroches, G., Aissaoui, R., & Bourbonnais, D. (2008b). The Effect of Resultant Force at the Pushrim on Shoulder Kinetics During Manual Wheelchair Propulsion : A Simulation Study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(4), 1423-1431. <https://doi.org/10.1109/TBME.2008.918462>

- Ghazouani, C. (2023). *Développement d'un outil calculant en temps réel les moments de réaction articulaires aux épaules durant la propulsion en fauteuil roulant manuel sur simulateur par dynamique inverse.*
- Gouvernement du Canada, S. C. (2023, décembre 1). *Nouvelles données sur l'incapacité au Canada, 2022.* <https://www150.statcan.gc.ca/n1/pub/11-627-m/11-627-m2023063-fra.htm>
- Kotajarvi, B. R., Basford, J. R., An, K.-N., Morrow, D. A., & Kaufman, K. R. (2006). The Effect of Visual Biofeedback on the Propulsion Effectiveness of Experienced Wheelchair Users. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4), 510-515. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.12.033>
- Lal, S. (1998). Premature degenerative shoulder changes in spinal cord injury patients. *Spinal Cord*, 36(3), 186-189. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100608>
- Liampas, A., Neophytou, P., Sokratous, M., Varrassi, G., Ioannou, C., Hadjigeorgiou, G. M., & Zis, P. (2021). Musculoskeletal Pain Due to Wheelchair Use : A Systematic Review and Meta-Analysis. *Pain and Therapy*, 10(2), 973-984. <https://doi.org/10.1007/s40122-021-00294-5>
- Mercer, J. L., Boninger, M., Koontz, A., Ren, D., Dyson-Hudson, T., & Cooper, R. (2006). Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(8), 781-789. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.04.010>
- Office québécois de la langue française. (2020). *Haptique*. Grand dictionnaire terminologique. <https://vitrinelinguistique.oqlf.gouv.qc.ca/fiche-gdt/fiche/26501986/haptique>

- Organisation mondiale de la santé (OMS). (2024, avril 22). *Réadaptation*.
<https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation>
- Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine. (2005). Preservation of upper limb function following spinal cord injury : A clinical practice guideline for health-care professionals. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 28(5), 434-470.
<https://doi.org/10.1080/10790268.2005.11753844>
- Parkinson, A. O., Apps, C. L., Morris, J. G., Cleveland, T. B., & Lewis, M. G. C. (2021). The Calculation, Thresholds and Reporting of Inter-Limb Strength Asymmetry : A Systematic Review. *Journal of Sports Science and Medicine*, 20(4), 594-617.
- Pilli, K., Worne, B., & Simpson, G. (2023). Clinician experiences with using assistive technology in brain injury rehabilitation : A survey of clinician capability, attitudes, and barriers. *Brain Impairment*, 24(2), 185-203. <https://doi.org/10.1017/BrImp.2023.5>
- Programme ENSEMBLE!* (s. d.). <https://prog-ensemble.ca/>
- Reinkensmeyer, D. J., & Boninger, M. L. (2012). Technologies and combination therapies for enhancing movement training for people with a disability. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(1), 17. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-17>
- Rozendaal, L. A., Veeger, H. E. J., & Van Der Woude, L. H. V. (2003). The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect. *Journal of Biomechanics*, 36(2), 239-247. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00320-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00320-2)

- Schouten, A. C., de Vlugt, E., van Hilten, J. J., & van der Helm, F. C. T. (2008). Quantifying Proprioceptive Reflexes During Position Control of the Human Arm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(1), 311-321. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.899298>
- Smith, E. M., Giesbrecht, E. M., Mortenson, W. B., & Miller, W. C. (2016). Prevalence of Wheelchair and Scooter Use Among Community-Dwelling Canadians. *Physical Therapy*, 96(8), 1135-1142. <https://doi.org/10.2522/ptj.20150574>
- Tostain, V. (2023). *Développement d'une méthode d'entraînement à la propulsion manuelle en fauteuil roulant sur le simulateur haptique par l'utilisation de l'intelligence artificielle.*
- van der Helm, F. C. T., Schouten, A. C., de Vlugt, E., & Brouwn, G. G. (2002a). Identification of intrinsic and reflexive components of human arm dynamics during postural control. *Journal of Neuroscience Methods*, 119(1), 1-14. [https://doi.org/10.1016/S0165-0270\(02\)00147-4](https://doi.org/10.1016/S0165-0270(02)00147-4)
- van der Helm, F. C. T., Schouten, A. C., de Vlugt, E., & Brouwn, G. G. (2002b). Identification of intrinsic and reflexive components of human arm dynamics during postural control. *Journal of Neuroscience Methods*, 119(1), 1-14. [https://doi.org/10.1016/S0165-0270\(02\)00147-4](https://doi.org/10.1016/S0165-0270(02)00147-4)
- van de Ruit, M., van der Velden, L. L., Onneweer, B., Benner, J. L., Haarman, C. J. W., Ribbers, G. M., & Selles, R. W. (2023). System identification : A feasible, reliable and valid way to quantify upper limb motor impairments. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 20(1), 67. <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01192-x>

- Vegter, R. J. K., de Groot, S., Lamothe, C. J., Veeger, D. H., & van der Woude, L. H. V. (2014). Initial Skill Acquisition of Handrim Wheelchair Propulsion : A New Perspective. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 22(1), 104-113.
<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2280301>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed). Wiley.

