

Développement d'une méthode d'entraînement à la propulsion
manuelle en fauteuil roulant sur le simulateur haptique par
l'utilisation de l'intelligence artificielle

par

Vincent TOSTAIN

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

MONTRÉAL, LE 01 DÉCEMBRE 2023

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Vincent Tostain, 2023



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 OU THÈSE 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

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

M. Félix Chénier, membre du jury
Département des sciences de l'activité physique à l'Université du Québec à Montréal

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

LE 28 NOVEMBRE 2023

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

En arrivant à la conclusion d'un travail comme celui-ci, il est agréable de prendre un peu de recul et réaliser que durant cette aventure qui nous laisse croire que l'on est parfois un peu seul face à ses problèmes, il y a finalement un certain nombre de personnes qui nous aident à avancer et à garder le cap. Ainsi, je te tiens au travers de cette section, adresser mes plus sincères remerciements à ces personnes.

Tout d'abord un très grand merci à Rachid Aissaoui, de m'avoir accordé ta confiance en me proposant de mener ce projet et en me laissant une grande liberté pour proposer des idées et les explorer. Je ne pensais pas qu'une discussion sur les nappes de pression et la réadaptation m'aurait amenée ici aujourd'hui. Tu m'as accompagné avec ta connaissance, tes explications, mais aussi les différentes anecdotes de tes expériences passées qui ne manquent pas et sont toujours intéressantes. J'ai grandement appris à tes côtés, je sors personnellement enrichi de cette expérience et j'espère que nous garderons contact pour la suite.

Je souhaite aussi remercier le LIO de m'avoir donné la possibilité d'évoluer dans un cadre extraordinaire, que ce soit par les discussions avec les différents professeurs, que par les ressources mises à notre disposition pour travailler dans les meilleures conditions. Un merci à Marcel, le simulateur de propulsion, de m'avoir accompagné dans les longues phases de test.

Je souhaite ensuite remercier sincèrement les collègues du LIO qui sont maintenant plus des amis que des collègues. Merci de m'avoir invité aux barbecues, c'est une réelle manière de rencontrer tout le monde. On garde le contact ça ne fait pas de doute. Je garde en tête tous les discussions sérieuses mais aussi les grands moments de rigolade. Je voudrais particulièrement remercier Clément pour le soutien que tu as pu m'apporter aussi bien au travers d'explications techniques sur le projet que par l'aide que peut représenter la présence d'un ami avec qui travailler au quotidien.

Un grand merci à l'École Nationale d'Électricité et de Mécanique (ENSEM) de m'avoir donné l'opportunité d'effectuer cette mobilité en double diplôme à l'ÉTS. Je souhaite notamment remercier Mme Gallaire et Mr Laurent pour leur accompagnement et leurs conseils avisés concernant mon orientation scolaire. Je souhaite par la même occasion remercier l'École de Technologie Supérieure (ÉTS) de m'avoir accepté dans leur formation de génie en technologie de la santé et dans les rangs de leur équipe des Piranhas. L'association entre le travail et les exigences du sport universitaire m'a permis de m'épanouir dans ce nouvel environnement. Un merci aussi à mes coéquipiers de l'équipe de futsal des Piranhas avec qui j'ai pu partager de très bons moments.

Un grand merci au laboratoire du centre de rééducation de Kerpape de m'avoir accepté en stage puis en année de césure et particulièrement à Mathieu et Willy. Sans vous, je n'aurais certainement jamais exploré le domaine de la santé qui me passionne aujourd'hui. C'est toujours un plaisir de pouvoir échanger avec vous et j'espère que nous nous reverrons à mon retour en France. Un merci aussi à Marie-Ève Lamontagne, du CIRRIIS, de m'avoir supervisé durant cette césure depuis Québec. J'étais finalement destiné à venir étudier ici, il faut croire.

Il me revient maintenant naturellement d'adresser un énorme merci à ma famille. Tout d'abord à mes parents, pour le soutien sans faille dont ils ont toujours fait preuve. Laisser partir le petit dernier de l'autre côté de l'océan n'a sûrement pas dû être une tâche facile mais vous m'avez toujours accordé votre confiance et vos encouragements. Courage, on n'a jamais été aussi proche de se revoir. Un remerciement particulier à mon grand frère François qui continue au fur et à mesure des années d'être un exemple à suivre au quotidien qui me permet de grandir et de prendre du recul. J'ai terriblement hâte de te retrouver pour continuer à partager et apprendre auprès de toi !

Un merci aussi à ma famille d'adoption québécoise, Françoise et Cyrille de m'avoir intégré et d'avoir partagé vos expériences et ces moments familiaux qui réchauffent le cœur.

Un merci aux amis d'enfance qui m'ont accompagné, certains sont même venus me rendre visite et ça fait chaud au cœur. Merci aux amis de l'ENSEM, certains sont devenus des colocataires en France puis à Montréal. Un merci particulier à Quentin qui est devenu comme un frère au fur et à mesure des années. Parmi toute cette jolie troupe, je souhaite remercier Juliette de m'accompagner au quotidien et de me rendre heureux.

Enfin, un très grand merci à Félix Chénier et Georges Ghazi de m'honorer en acceptant d'être membres de ce jury.

DÉVELOPPEMENT D'UNE MÉTHODE D'ENTRAÎNEMENT À LA PROPULSION MANUELLE EN FAUTEUIL ROULANT SUR LE SIMULATEUR HAPTIQUE PAR L'UTILISATION DE L'INTELLIGENCE ARTIFICIELLE

Vincent TOSTAIN

RÉSUMÉ

Les personnes utilisatrices de fauteuil roulant manuel (FRM) représentent une population de plus de 200 000 personnes au Canada. L'action de propulser le fauteuil roulant manuel résulte en une répétition de cycles de propulsion qui représentent un chargement à l'épaule. Ce chargement peut être à l'origine de douleurs et blessures aux membres supérieurs pouvant détériorer la condition physique de l'utilisateur. De plus, lors de l'apprentissage de l'utilisation d'un FRM en centre de rééducation, il est peu courant que l'accent soit mis sur l'apprentissage d'une technique de propulsion efficace. Dans ce contexte, l'entraînement à la propulsion apparaît comme une solution envisageable pour tenter d'améliorer l'efficacité dans la technique de propulsion. Une étude précédente a montré qu'il est possible, via un entraînement déterministe sur simulateur de propulsion utilisant une rétroaction haptique en temps réel, de modifier la propulsion de certains sujets pour augmenter leur efficacité de propulsion. Cependant, une seconde étude montre que cette augmentation a été accompagnée d'une augmentation du chargement à l'épaule. Dans l'étude menée ici, le but a alors été de développer une méthode d'entraînement non déterministe, sur simulateur de propulsion, afin d'augmenter l'efficacité de propulsion des sujets sans augmenter le coût physiologique associé à la propulsion.

Pour ce faire, l'intelligence artificielle a été utilisée sous la forme d'un entraînement utilisant l'apprentissage par renforcement pour déterminer un niveau de résistance ou d'assistance au roulement à fournir au sujet afin de modifier la technique de propulsion de l'utilisateur. La phase de poussée durant le cycle de propulsion a été divisée en dix états et la rétroaction haptique a été fournie sous forme de niveaux d'assistance ou de résistance. Les paramètres de fonctionnement de l'algorithme d'apprentissage par renforcement ont été estimés en fonction de l'environnement dans lequel cet algorithme a été déployé. Un protocole d'entraînement a été mis en place pour tester les performances de la méthode d'apprentissage par renforcement sur des sujets humains valides. Cet entraînement a alors visé à améliorer l'efficacité de propulsion sans faire augmenter le coût physiologique.

Des résultats préliminaires ont été obtenus auprès de 4 sujets. Chez certains sujets et pour certaines conditions, la méthode d'entraînement a permis d'obtenir une efficacité plus importante et un coût physiologique plus faible pour le côté gauche. L'analyse des résultats montre aussi des améliorations au niveau de la cadence et de l'angle de poussée chez certains

sujets pour certaines conditions en comparaison avec ces mêmes paramètres lors de la propulsion initiale.

Cette méthode d'entraînement pourrait permettre de personnaliser l'apprentissage de la propulsion aux personnes devant se servir d'un FRM, ou de modifier la propulsion dans l'objectif de la rendre moins exigeante physiologiquement pour des personnes déjà utilisatrices expérimentées de fauteuil roulant.

Mots-clés : Propulsion, fauteuil roulant manuel, intelligence artificielle, entraînement, temps réel, simulateur, rétroaction haptique, dynamique inverse

DEVELOPMENT OF A TRAINING METHOD FOR MANUAL WHEELCHAIR PROPULSION USING ARTIFICIAL INTELLIGENCE ON THE HAPTIC SIMULATOR

Vincent TOSTAIN

ABSTRACT

Manual wheelchair users represent a population of over 200,000 in Canada. The action of propelling the manual wheelchair (MW) results in a repetition of propulsion cycles that represent a load on the shoulder. This loading can lead to pain and injury in the upper limbs, which can deteriorate the user's physical condition. In addition, when learning to use a MW in a rehabilitation centre, it is uncommon for emphasis to be placed on learning an effective propulsion technique. In this context, propulsion training appears to be a possible solution for improving the efficiency of propulsion technique. A previous study showed that it is possible, via deterministic training on a propulsion simulator using real-time haptic feedback, to modify the propulsion of certain subjects to increase their propulsion efficiency. However, a second study showed that this increase was accompanied by an increase in shoulder loading. In the present study, the aim was to develop a non-deterministic training method on a propulsion simulator, in order to increase subjects' propulsion efficiency without increasing the physiological cost associated with propulsion.

To achieve this, artificial intelligence was used in the form of reinforcement learning training to determine a level of resistance or rolling assistance to be provided to the subject in order to modify the user's propulsion technique. The push phase during the propulsion cycle was divided into ten states, and haptic feedback was provided in the form of assistance or resistance levels. The operating parameters of the reinforcement learning algorithm were estimated according to the environment in which it was deployed. A training protocol was established to test the performance of the reinforcement learning method on valid human subjects. This training aimed to improve propulsion efficiency without increasing physiological cost.

Preliminary results were obtained from 4 subjects. In some subjects and for certain conditions, the training method achieved greater efficiency and lower physiological cost for the left side. Analysis of the results also showed improvements in cadence and thrust angle in some subjects under certain conditions, compared with these same parameters during initial propulsion.

This training method could make it possible to personalize propulsion training for people who need to use a FRM, or to modify propulsion with the aim of making it less physiologically demanding for people who are already experienced wheelchair users.

Keywords: Propulsion, manual wheelchair, artificial intelligence, training, real-time, simulator, haptic feedback, inverse dynamics

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES ACTUELLES.....	5
1.1 Propulsion en fauteuil roulant manuel	5
1.1.1 Chargements à l'épaule impliqués dans la propulsion en fauteuil roulant	6
1.1.2 Définition de l'efficacité mécanique de propulsion.....	7
1.1.3 Paramètres influençant l'efficacité de propulsion.....	8
1.1.3.1 La configuration du fauteuil roulant manuel	8
1.1.3.2 Les patrons de propulsion	9
1.2 Entraînement et étude de la technique de propulsion	10
1.2.1 Utilisation d'une rétroaction	12
1.2.2 Utilisation de la rétroaction haptique	17
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS, HYPOTHÈSES DE RECHERCHE ET RETOMBÉES DU PROJET	25
2.1 Problématique	25
2.2 Objectifs	26
2.3 Hypothèse	26
2.4 Validation de l'objectif	26
2.5 Limites du champ d'études	27
CHAPITRE 3 PRÉSENTATION DU SIMULATEUR	29
3.1 Fonctionnement sans biofeedback haptique	30
3.2 Fonctionnement avec biofeedback haptique.....	33
3.3 Acquisition de la cinématique en temps réel	34
3.3.1 Le système Optitrack	34
3.3.2 Configuration des corps rigides	35
3.3.3 Traitement de la cinématique en temps réel	36
3.4 Présentation des interfaces utilisateur	38
CHAPITRE 4 EVALUATION DE LA PROPULSION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL	41
4.1 Utilisation de l'efficacité mécanique de propulsion (MEF)	41
4.1.1 Définition	41
4.1.2 Mesure de la MEF.....	42
4.1.3 Comparaison entre les deux méthodes de mesure de la MEF	45
4.2 Utilisation du coût physiologique	46

4.2.1	Définition	46
4.2.2	Modification pour l'application au projet	48
4.2.3	Analyse des variations de coût physiologique	49
4.2.4	Observation graphique du coût physiologique	53
CHAPITRE 5 APPRENTISSAGE PAR RENFORCEMENT		55
5.1	Définition et introduction à l'apprentissage par renforcement	55
5.1.1	Introduction des notions d'agent, d'environnement et de politique – Analogie avec le jeu d'échecs	56
5.1.2	Dilemme entre exploration et exploitation	58
5.2	Fonctionnement de la loi de commande	59
5.3	Adaptation de la loi de commande au contexte du simulateur	60
5.3.1	Définition de l'espace d'état	60
5.3.2	Définition de l'espace des actions	62
5.3.3	Choix de l'algorithme d'apprentissage	63
5.3.4	Définition des Qmatrices	65
5.3.4.1	Exemple d'évolution d'une Qvalue	66
5.3.5	Choix de la stratégie d'exploration	68
5.3.6	Choix du reward	70
5.4	Définition des hyperparamètres	71
5.5	Détermination du couple (α, γ)	74
5.5.1	Méthodologie	74
5.5.1.1	Création d'une matrice de référence	74
5.5.1.2	Mise en place du score visant à classer les couples (α, γ)	76
5.5.2	Résultats des simulations	76
5.5.3	Limites du choix	78
5.5.4	Conclusion pour choix du couple (α, γ)	80
CHAPITRE 6 MISE EN PLACE D'UN PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL		81
6.1	Participants à l'étude	81
6.2	Collecte des informations	81
6.3	Mesures des moments de préhension maximaux	82
6.4	Configuration des constantes (paramètres) de l'ergomètre	83
6.5	Phase d'adaptation et bloc libre	84
6.6	Blocs avec rétroaction haptique	84
6.7	Bloc post-entraînement	87
CHAPITRE 7 RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX PRÉLIMINAIRES		89
7.1	Méthodologie pour la présentation des résultats	89
7.1.1	Identification des cycles de propulsion	89
7.1.2	Tri des cycles les moins répétables et filtrage	90
7.1.3	Normalisation des paramètres MEF et coût physiologique	90

7.2	Conséquences de l'entraînement sur la MEF.....	92
7.3	Conséquences de l'entraînement sur le coût physiologique	94
7.4	Conséquences de l'entraînement sur les moments à l'épaule.....	96
7.4.1	Moments de flexion/extension.....	96
7.4.2	Moments d'adduction/abduction	99
7.4.3	Moments de rotation interne/externe	101
7.5	Représentation des résultats avec MEF_{norm} et C_{norm}	104
7.6	Conséquences de l'entraînement sur la cadence et l'angle de poussée	105
7.7	Choix des actions par l'algorithme	108
CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE.....		109
8.1	Réponse aux objectifs et apports de l'étude.....	109
8.2	Limites de l'étude	111
CONCLUSION.....		115
ANNEXE I	Exemple de calcul de score.....	117
ANNEXE II	Résultats du calcul de score pour le côté droit – Alpha et gamma entre [0.1;1] puis entre [0.05;0.5]	119
ANNEXE III	Pic moyen de moment de flexion et extension – Tous sujets	121
ANNEXE IV	Pic moyen de moment d'adduction et d'abduction – Tous sujets	123
ANNEXE V	Pic moyen de moment de rotation interne et externe – Tous sujets.....	125
ANNEXE VI	Représentation de MEF_{norm} en fonction de C_{norm} – côté gauche.....	127
ANNEXE VII	Tableaux d'angle de poussée moyen et de cadence moyenne – Tous sujets.....	129
BIBLIOGRAPHIE.....		131

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Comparaison au dernier essai de la FEF moyenne Tiré de De Groot et al., (2002).....15
Tableau 1.2	Tableau de synthèse des études citées – 1 ^{ère} partie22
Tableau 1.3	Tableau de synthèse des études citées – 2 ^{nde} partie23
Tableau 3.1	Comparaison des environnements d'étude Adapté de Fritsch et al. (2022).....30
Tableau 4.1	Comparaison des méthodes de calcul du pic la MEF sur le côté gauche Tiré de Tostain (2023).....45
Tableau 4.2	Comparaison des méthodes de calcul du pic de la MEF sur le côté droit Tiré de Tostain (2023)46
Tableau 4.3	Constantes utilisées pour le calcul du coût physiologique.....48
Tableau 4.4	Résultats de l'analyse statistique du coût physiologique réalisée sur les données de l'étude de Blouin et al., (2015).....52
Tableau 5.1	Comparaison des algorithmes d'apprentissage par renforcement63
Tableau 7.1	Caractéristiques anthropométriques des participants.....89
Tableau 7.2	Tableau de la MEF moyenne à gauche chez les sujets analysés.....93
Tableau 7.3	Tableau du coût physiologique moyen à gauche chez les sujets analysés.....95
Tableau 7.4	Tableau des pics moyen du moment de flexion à l'épaule gauche chez les sujets analysés97
Tableau 7.5	Tableau des pics moyen du moment d'extension à l'épaule gauche chez les sujets analysés97

XVIII

Tableau 7.6	Tableau des pics moyen du moment d'adduction à l'épaule gauche chez les sujets analysés	99
Tableau 7.7	Tableau des pics moyen du moment d'abduction à l'épaule gauche chez les sujets analysés	100
Tableau 7.8	Tableau des pics moyen du moment de rotation interne à l'épaule gauche chez les sujets analysés	102
Tableau 7.9	Tableau des pics moyen du moment de rotation externe à l'épaule gauche chez les sujets analysés	103
Tableau 7.10	Tableau de l'angle de poussée moyen du côté gauche chez les sujets analysés	107
Tableau 7.11	Tableau de la cadence moyenne du côté gauche chez les sujets analysés	107

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 0-1	Simulateur du LIO CRCHUM	3
Figure 1-1	Schéma présentant les phases de poussée et de recouvrement Tiré de Ghazouani (2023)	6
Figure 1-2	Patrons de propulsions en FRM Tiré de Chénier (2012)	10
Figure 1-3	Écran indiquant la vitesse et la FEF du côté droit Tiré de De Groot et al., (2002-B).....	14
Figure 1-4	Définition du patron cible de MEF en fonction du patron initial Tiré de Blouin et al., (2015).....	18
Figure 1-5	Application de la rétroaction haptique Tiré de Blouin et al., (2015)	19
Figure 3-1	Illustration de la rotation de la roue en fonction du moment propulsif	31
Figure 3-2	Schéma explicatif du fonctionnement du simulateur du LIO CRCHUM.....	32
Figure 3-3	Schéma illustrant la répartition des caméras autour du simulateur de propulsion en vue de dessus.....	35
Figure 3-4	Personne équipée de capteurs EMG (1) et des corps rigides (2)	36
Figure 3-5	Personne propulsant sur le simulateur (A) et représentation de cette personne sur le logiciel Motive à droite (B)	37
Figure 3-6	Interface utilisateur permettant de modifier les paramètres du simulateur (1), de lancer et stopper des acquisitions (2), d'activer et désactiver le biofeedback haptique (3) et de modifier le paramétrage du biofeedback haptique (4).....	38
Figure 3-7	Interface de modification des paramètres de biofeedback haptique	39
Figure 3-8	Application affichant la vitesse linéaire de chaque roue (1) et le nombre de cycle effectué dans l'essai (2).....	40

Figure 4-1	Moments et forces à la roue Tiré de Chénier (2012)	42
Figure 4-2	Déroulé de l'étude de Blouin Tiré de Blouin (2014).....	50
Figure 4-3	Illustration d'un cycle de coût physiologique, de coût à l'épaule et de coût au coude.....	53
Figure 5-1	Schéma d'un processus de décision de Markov Tiré de Sutton & Barto, (2014).....	57
Figure 5-2	Schéma explicatif du fonctionnement d'un algorithme d'apprentissage par renforcement Adapté de mathworks.com.....	58
Figure 5-3	Plages angulaires des cycles calculées avec les données de l'étude de Blouin et al., (2015)	61
Figure 5-4	Illustration de la séparation de la phase de propulsion en états	62
Figure 5-5	Pseudo-code de l'algorithme SARSA	65
Figure 5-6	Matrice initiale de Qvalue.....	65
Figure 5-7	Exemple d'une Qmatrice avant mise à jour	66
Figure 5-8	Mise à jour de la Qmatrice.....	67
Figure 5-9	Évolution d'epsilon en fonction du nombre de cycles de propulsion	70
Figure 5-10	Répartition des passages par (état, action) lors de l'essai long – côté gauche	75
Figure 5-11	Matrice de score obtenue après 1000 simulations – côté gauche	77
Figure 5-12	Matrice de score obtenue pour $(\alpha, \gamma) \in [0.05, 0.5]$ – côté gauche.....	78
Figure 5-13	Matrices des passages durant un essai de 180 cycles	79
Figure 6-1	Outil de mesure de la force de préhension Jamar Tiré de Huang et al., (2022).....	82
Figure 6-2	Interface de modification des paramètres du simulateur : masse utilisateur-fauteuil (1), paramètres géométriques et cinétiques (2), paramètre de pente (3)	83

Figure 6-3	Présentation du bloc d'apprentissage par renforcement adaptée du modèle utilisé.....	85
Figure 6-4	Interface de modification des paramètres de biofeedback avec boutons programmables (1) et vérification visuelle (2).....	87
Figure 6-5	Déroulement des essais d'acquisition.....	88
Figure 7-1	Exemple d'une MEF moyenne représentée en fonction du pourcentage de poussée.....	91
Figure 7-2	Illustration de l'évolution de la MEF sur un cycle chez le sujet S004 à gauche pour les essais Ini, Post et l'ensemble des essais d'exploitation	94
Figure 7-3	Illustration de l'évolution du coût physiologique sur un cycle chez le sujet S004 à gauche pour les essais Ini, Post et l'ensemble des essais d'exploitation	96
Figure 7-4	Illustration de l'évolution du moment de flexion extension à l'épaule sur un cycle chez le sujet S004 à gauche pour les essais Ini, Post et l'ensemble des essais d'exploitation	98
Figure 7-5	Moment d'adduction/abduction moyen - Sujet S004 - côté gauche.....	101
Figure 7-6	Moment de rotation interne/externe moyen - Sujet S004 - côté gauche..	103
Figure 7-7	Résultats de MEF_{norm} en fonction de C_{norm} - S004 – Gauche.....	105
Figure 7-8	Représentation de la MEF moyenne en fonction de l'angle de poussée - Sujet S004 - côté gauche.....	106
Figure 7-9	Exemple de choix d'actions par l'algorithme en fonction de l'état pour un essai à gauche	108
Figure 8-1	Illustration de la MEF pour l'ensemble des cycles d'un essai de propulsion.....	112

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

FRM	Fauteuil roulant manuel
PFA	Point d'application de la force
LIO	Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie
Ini	Essai d'initialisation sans rétroaction
Post	Essai post-entraînement sans rétroaction
BL1-5	Essai d'entraînement avec rétroaction, la rétroaction est minimale pour BL1 et maximale pour BL5
App	Essai d'apprentissage avec rétroaction
Exp	Essai d'exploitation avec rétroaction
Résis	Essai utilisant une rétroaction sous forme de résistance seulement
Assist	Essai utilisant une rétroaction sous forme de résistance et d'assistance
CRCHUM	Centre hospitalier universitaire de Montréal

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

F_{tan}	Composante tangentielle à la roue de la force de réaction
F_{tot}	Amplitude de la force de réaction à la main courante
MEF	Efficacité mécanique de propulsion
FEF	Fraction effective de la force appliquée
r_H	Rayon de la roue
E	Puissance externe
C	Coût physiologique
V_s	Volume musculaire associé à l'épaule
V_e	Volume musculaire associé au coude
α	Taux d'apprentissage
γ	Facteur d'actualisation
ε	Paramètre de la stratégie epsilon-greedy

INTRODUCTION

Les usagers de fauteuils roulants manuels (FRM) représentent une population comptant près de 200 000 personnes au Canada (Giesbrecht, 2017 ; Smith, Giesbrecht, Mortenson, & Miller, 2016). Pour ces personnes, les membres supérieures sont d'une importance capitale dans la conservation de leur autonomie de déplacement. Cette population a une utilisation répétée des membres supérieurs, surtout dans le cadre de leur déplacement. Les utilisateurs de fauteuils roulants manuels effectuent en moyenne 3500 cycles de propulsion par jour (Boninger et al., 2003). Les blessures à l'épaule sont prévalentes chez les personnes utilisatrices de FRM qui ont près de 6 fois plus de risques de souffrir de douleurs à l'épaule par rapport au reste de la population (Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005 ; Liampas et al., 2021), notamment par la répétition du mouvement et par la charge à l'épaule que représente cet effort (Finley & Rodgers, 2004 ; Aissaoui & Gagnon, 2022).

En outre, à ces contraintes inerrantes à l'utilisation d'un fauteuil roulant manuel, s'ajoute le fait que les utilisateurs ne bénéficient que rarement d'un entraînement à la propulsion du fauteuil roulant (Best, Routhier, & Miller, 2015). En effet, une étude menée auprès de centres de rééducation canadiens indique que les personnes utilisatrices sont formées entre une et quatre heures à l'utilisation de leur fauteuil roulant manuel et que plus de 15% des centres ayant répondu ne proposent aucun entraînement à l'utilisation du FRM. De plus, cet entraînement portant principalement sur le transfert du fauteuil et vers le fauteuil, est effectué majoritairement en cinq séances ou moins. Il existe d'après l'étude, des programmes dits validés et ces programmes ne sont pas forcément utilisés dans les centres de rééducation pour apprendre aux nouveaux usagers à se servir du fauteuil roulant manuel. Dans le questionnaire de l'étude. Les cliniciens déclarent ne pas toujours avoir le temps, les connaissances ou les ressources nécessaires pour implémenter ces programmes d'entraînement à la propulsion (Best et al., 2015). Pourtant, une amélioration de la technique de propulsion serait en mesure d'apporter une diminution des blessures à l'épaule. Cette amélioration passe par

l'augmentation de l'angle de poussée, une diminution de la cadence ainsi que par l'utilisation d'un patron de propulsion semi-circulaire. (Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005). De plus, l'amélioration de l'efficacité mécanique de propulsion peut aussi améliorer la condition de l'utilisateur en lui permettant, pour une vitesse fixe, de diminuer la force nécessaire au mouvement du fauteuil (Aissaoui & Desroches, 2008 ; Sonja De Groot, Veeger, Hollander, & V. Van Der Woude, 2002-A). Ces études s'intéressent à l'amélioration de la propulsion pour les personnes utilisatrices de fauteuil roulant. Pour étudier la propulsion, des roues instrumentées telles que les Smartwheel (Three Rivers Holdings, LLC) sont généralement utilisées (Boninger et al., 2002 ; MacGillivray, Eng, Dean, & Sawatzky, 2020). Un système de capture vidéo ou un système optoélectronique est parfois ajouté afin d'obtenir une analyse cinématique de la propulsion (Blouin, 2014). Les études sont réalisées dans différents environnements, que ce soit sur le sol, sur un tapis roulant, sur un ergomètre ou encore un simulateur de propulsion (Fritsch, Poulet, Bascou, Thoreux, & Sauret, 2022).

Ce mémoire propose, en se basant sur les études existantes, le développement d'une méthode d'entraînement utilisant l'intelligence artificielle. Cette méthode vise à améliorer l'efficacité mécanique de propulsion tout en minimisant le coût physiologique et les moments articulaires à l'épaule utilisés dans la propulsion en FRM. Ainsi, les résultats portent sur les paramètres d'efficacité mécanique de propulsion, de coût physiologique et de moment articulaires à l'épaule.

Le premier chapitre de ce mémoire propose une revue des connaissances actuelles en matière de propulsion en fauteuil roulant manuel et de stratégies d'entraînement à la propulsion mises en place dans les études précédentes, depuis le début des années 2000. L'emphase sera mise notamment sur l'utilisation de retour d'informations, généralement appelé rétroaction, durant l'entraînement à la propulsion et son impact sur le paramètre d'efficacité mécanique de propulsion. Le second chapitre introduira le projet en présentant sa problématique, ses objectifs, ses hypothèses de recherche ainsi que les retombées attendues à la suite de ce

projet. Le chapitre suivant présentera le simulateur de propulsion utilisé dans ce projet, dont une illustration est visible à la Figure 0-1, en développant notamment son mode de fonctionnement. Cet équipement est présent au sein du laboratoire d'imagerie et d'orthopédie (LIO) du centre de recherche du centre hospitalier universitaire de Montréal (CRCHUM)



Figure 0-1 Simulateur du LIO CRCHUM

Le quatrième chapitre permettra de définir deux paramètres utilisés pour l'étude de la propulsion et qui seront au cœur du développement de la méthode d'entraînement. Le cinquième chapitre introduira la notion d'apprentissage par renforcement et développera son adaptation au contexte de la propulsion en FRM notamment par le choix de l'algorithme d'apprentissage et l'ajustement de ses paramètres. Le sixième chapitre concernera la mise en place d'un protocole expérimental visant à évaluer la méthode d'entraînement à travers une étude sur des sujets sains. Le septième chapitre présentera les résultats préliminaires obtenus auprès de quatre sujets. Le huitième chapitre servira de discussion générale concernant les avantages et les limites de la méthode d'entraînement développée. Enfin, une conclusion sera

effectuée dans un dernier chapitre afin de résumer le travail présenté et de présenter des recommandations.

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES ACTUELLES

1.1 Propulsion en fauteuil roulant manuel

Les usagers de fauteuils roulants manuels sont soumis à l'exécution du mouvement répété de propulsion qui est caractérisé comme cyclique et répétable cinématiquement. En effet, la propulsion est exprimée en cycles, chacun divisé en deux phases, la phase de poussée et la phase dite de recouvrement. Le début de la phase de poussée est déterminé par le contact de la main de l'utilisateur sur la main courante du FRM, la fin de cette phase est marquée par la main de l'utilisateur quittant la main courante du FRM. Inversement, la phase de recouvrement commence lors de la perte de contact entre la main de l'utilisateur et la main courante du FRM et prend fin lors du contact entre ces dernières. Ce phénomène est représenté à la Figure 1-1. Comme présenté en introduction, ce mouvement peut être à l'origine de blessures à l'épaule.

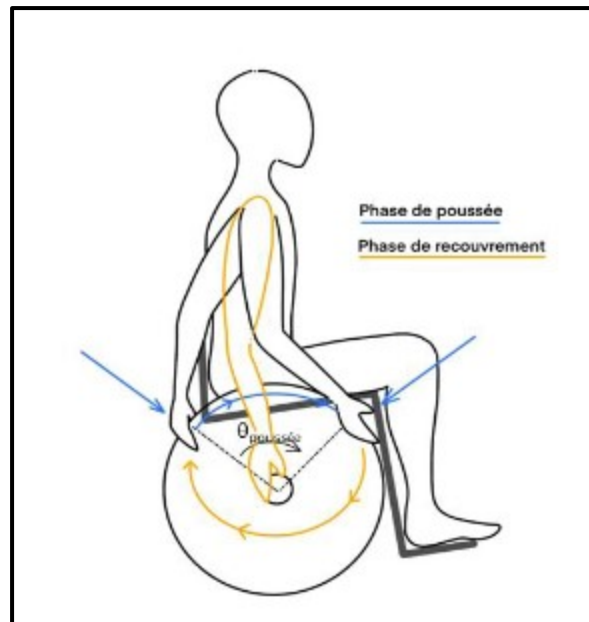


Figure 1-1 Schéma présentant les phases de poussée et de recouvrement
Tiré de Ghazouani (2023)

1.1.1 Chargements à l'épaule impliqués dans la propulsion en fauteuil roulant

Les blessures à l'épaule issues de la propulsion peuvent être causées par les chargements engendrés par l'action de propulser. De plus, cette action étant répétitive et impliquant des forces de poussée intenses, les personnes utilisatrices de fauteuil roulant sont alors exposées à un risque élevé de blessures à l'épaule (Mercer et al., 2006) pouvant alors affecter leur qualité de vie (Kemp et al., 2011). En effet, dans l'étude de Mercer et al. (Mercer et al., 2006) menée sur 33 personnes blessées médullaires, une analyse de la propulsion sur un ergomètre à deux vitesses différentes, un examen physique ainsi qu'un examen d'imagerie à résonance magnétique (IRM) ont été effectués. L'analyse des images IRM a permis d'identifier au moins une anomalie chez l'ensemble des participants à l'exception d'une personne, tandis que seulement 4 des 33 participants avaient rapporté avoir eu des douleurs à l'épaule en propulsant durant le mois précédent l'étude. La masse totale de l'utilisateur a été associée significativement à l'amplitude des forces postérieure et latérale à l'épaule ($p < 0.01$) ainsi que des moments de rotation interne et d'extension ($p < 0.02$). C'est-à-dire que

plus la masse de l'utilisateur est importante, plus ces paramètres augmentent. De plus, une augmentation de la force postérieure et de la force latérale à l'épaule a été significativement liée à une prévalence plus élevée, de rapport 1.29, d'œdème du ligament acromio-coracoïdien ($p < 0,05$). L'augmentation de la force latérale à l'épaule étant aussi significativement associée à un épaissement de ce même ligament ($p < 0,05$). L'augmentation du moment de rotation interne à l'épaule entraîne une augmentation significative des risques de présenter des signes de pathologie de l'épaule lors de l'examen physique chez les sujets de l'étude ($p < 0,05$). Une des pistes proposées en conclusion de cette étude est de modifier la biomécanique de propulsion, ainsi que le design du fauteuil, dans l'objectif de réduire les chargements à l'épaule lors de la propulsion (Mercer et al., 2006).

1.1.2 Définition de l'efficacité mécanique de propulsion

L'efficacité mécanique de propulsion possède deux définitions principales dans la littérature. Premièrement, une efficacité de propulsion dite métabolique est définie comme la fraction de l'énergie métabolique employée par l'utilisateur qui est convertie en mouvement du FRM, il s'agit alors d'une orientation physiologique. La seconde définition, basée sur un aspect biomécanique, repose sur la fraction mécanique effective de la force appliquée par l'utilisateur, adaptée de l'anglais « Mechanical Effective Force » (MEF). Cette seconde définition est celle utilisée dans ce travail de recherche. Il s'agit du carré du rapport entre la force tangentielle et la force totale appliquée par l'usager sur les roues, ce rapport est exprimé à l'équation (1.1).

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

La force tangentielle étant dépendante à la fois de la force, mais aussi de la position du point d'application de cette force (PFA). Un équipement pouvant déterminer cette position, tel qu'un système de capture du mouvement, est nécessaire pour avoir une valeur de cette force.

Une approximation utilisée fréquemment dans la littérature est d'approximer la force tangentielle comme le rapport entre le moment propulsif et le rayon de la roue. Une explication plus détaillée est développée en section 4.1.2. Dans la majorité des études présentées dans ce chapitre, la technique de mesure de la MEF utilisée est celle se servant de l'approximation, une mention est émise dans le cas contraire.

Il est important de noter que dans certaines études, un paramètre appelé fraction effective de la force appliquée et noté FEF (Fraction of Effective Force) est utilisé pour décrire l'efficacité de propulsion. Ce paramètre correspond à la racine carrée de la MEF telle que décrite à l'équation (1.1). On a alors :

$$FEF = \sqrt{MEF} \quad (1.2)$$

L'utilisation de l'efficacité mécanique de propulsion permet de caractériser la propulsion et d'observer les paramètres exerçant ainsi une influence sur cette efficacité.

1.1.3 Paramètres influençant l'efficacité de propulsion

Dans la littérature, plusieurs études s'intéressent à l'influence de différents paramètres sur la biomécanique de propulsion en FRM et notamment l'efficacité de propulsion. Parmi eux se trouve la configuration du fauteuil roulant, abordée succinctement, car elle influence la biomécanique de propulsion mais n'est pas l'objet de l'étude de ce mémoire.

1.1.3.1 La configuration du fauteuil roulant manuel

L'étude Fritsch et al. (Fritsch et al., 2022) porte sur 45 études de propulsion, menées dans différentes conditions. De cette étude, des paramètres tels que les caractéristiques (diamètre, positionnement) des roues, le positionnement du siège, l'angle entre le dossier et l'assise ou encore la pression des pneus sont étudiés. Parmi ces paramètres étudiés, extraits de (Fritsch et al., 2022), ceux qui influencent l'efficacité de propulsion, sont énoncés ci-après :

- Une hauteur du siège par rapport aux roues correspondant à une extension du coude de 100 à 130° fait augmenter significativement la FEF, sur simulateur, en comparaison avec des angles plus petits (Van Der Woude et al., 2009).
- Une pression de pneu faible entraîne une diminution significative de la FEF lors d'une étude sur tapis roulant (Sonja De Groot, Vegter, & van der Woude, 2013).
- L'augmentation de l'angle entre l'assise et le dossier résulte en une augmentation de la FEF (Aissaoui, Arabi, Lacoste, Zalzal, & Dansereau, 2002) sans augmenter l'amplitude et la moyenne des moments à l'épaule, chez les personnes âgées (Desroches, Aissaoui, & Bourbonnais, 2006).

En plus de ces paramètres, des recommandations de positionnement et configuration du fauteuil sont données par le (Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005). On y retrouve notamment le fait de positionner l'axe de la roue arrière de manière à avoir un angle entre le bras et l'avant-bras compris entre 100° et 120° lorsque la main est positionnée sur le point mort haut de la roue, c'est-à-dire le point le plus haut de la roue. De même, l'axe de la roue arrière devrait être placé le plus en avant possible sans venir altérer la stabilité de l'utilisateur. De plus, fournir un fauteuil roulant manuel modifiable et le plus léger possible est aussi une recommandation du consortium.

1.1.3.2 Les patrons de propulsion

Le mouvement cinématique effectué lors de la phase de recouvrement, lorsque la main de l'utilisateur n'est plus solidaire de la main courante du fauteuil, a été étudié par plusieurs auteurs. Ces études ont permis de classifier cette cinématique en quatre patrons de propulsion, présentés à la

Figure 1-2, nommés la simple boucle (SLOP), la double boucle (DLOP), le pompage (ARC) et le semi-circulaire (SC). Ces noms sont issus de l'anglais « single loop », « double loop », « arcing » et « semi-circular ». Parmi ces patrons de propulsion, il est généralement admis

dans la littérature que le patron semi-circulaire est préférable aux autres patrons pour favoriser une propulsion plus efficace et une cadence plus faible (Shimada, Robertson, Boninger, & Cooper, 1998 ; Boninger et al., 2002 ; Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005). Toutefois, il peut être complexe d'attribuer l'un de ces quatre patrons de propulsion à l'ensemble des utilisateurs de fauteuils roulants. Dans cette optique, une nouvelle classification a été présentée par Aissaoui et Desroches (Aissaoui & Desroches, 2008).

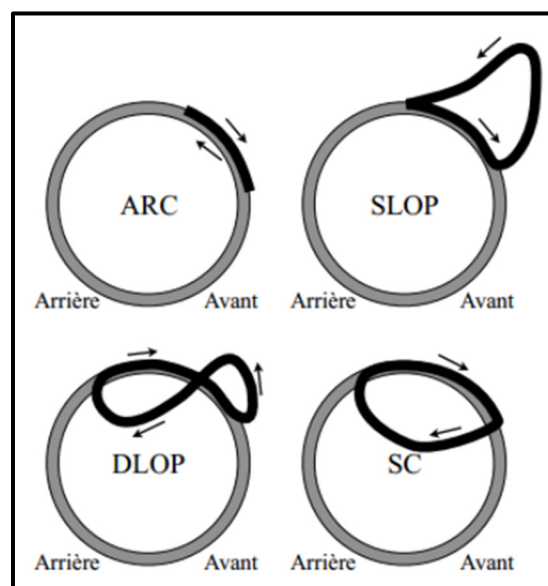


Figure 1-2 Patrons de propulsions en FRM
Tiré de Chénier (2012)

1.2 Entraînement et étude de la technique de propulsion

Au-delà du positionnement et des patrons de propulsion, des études se sont intéressées à la technique de propulsion et à son influence sur l'efficacité de cette dernière. L'étude qui porte sur l'échantillon le plus important ici est l'étude de Vegter et al. (2014) impliquant 70 hommes non-utilisateurs de fauteuil roulant pour un entraînement de 12 minutes divisées en trois blocs de propulsion sur un tapis roulant (Vegter, De Groot, Lamoth, Veeger, & van der Woude, 2014). Le but de cette étude est alors d'évaluer l'évolution de l'efficacité

mécanique de propulsion de ces personnes durant les premières minutes d'apprentissage de la propulsion, ainsi que de leur technique de propulsion. La technique de propulsion est ici définie en fonction de plusieurs variables comptant, entre autres, le temps de poussée, la fréquence de propulsion, l'angle de contact ou encore la force totale moyenne et le pic de force totale. Les utilisateurs étaient invités à propulser sur un tapis roulant à une vitesse de 1.11m/s, et n'avaient pas de rétroaction particulière durant cet exercice. Une augmentation significative de la FEF moyenne, de 67.2% à 69.2%, a été remarquée entre les deux premiers blocs de propulsion ainsi qu'une diminution de la cadence. De plus, sur les 70 participants, 46 ont augmenté leur efficacité métabolique, de plus de 10% tandis que 24 ne l'ont pas fait. L'efficacité métabolique est ici définie comme le rapport entre la puissance externe moyenne et l'énergie dépensée, elle-même définie comme un échange gazeux. Cela a permis aux auteurs d'identifier deux groupes et de remarquer que le groupe qui n'a pas augmenté son efficacité est le groupe qui avait une efficacité initiale supérieure au groupe qui a augmenté son efficacité durant l'entraînement. Les auteurs concluent qu'il existe un lien entre la technique de propulsion et l'efficacité de propulsion et qu'il est important d'apporter une bonne technique de propulsion aux personnes utilisatrices de fauteuil roulant.

Dans une étude plus récente, l'impact d'un entraînement physique sur la propulsion a été étudié (Chaikhot et al., 2020). Vingt hommes inexpérimentés à la propulsion de FRM ont suivi un test initial (pré-test) et un test final (post-test) comprenant l'évaluation de la propulsion. Les tests de propulsion comprenaient un test à vitesse de confort, un test à 125% de cette vitesse et un à 145% de la vitesse de confort et la FEF était étudiée. Dix sujets, du groupe expérimental, ont suivi 4 entraînements physiques par semaine pendant 4 semaines pendant que les autres participants, le groupe contrôle, n'a suivi aucun entraînement. Les entraînements étaient sous deux formats, chacun suivi deux fois par semaine, l'un était un entraînement de résistance effectué à l'aide de machines de fitness et l'autre un entraînement de haute intensité à l'aide d'un vélo à main sur un ergomètre à manivelles. Les résultats montrent une amélioration de la forme physique des participants, mais aucun changement

significatif dans la biomécanique de propulsion si ce n'est une diminution de la cadence entre le pré-test et le post-test pour l'essai à vitesse de confort et l'essai à 125% de cette vitesse. Les auteurs concluent qu'un entraînement orienté sur la propulsion pourrait être bénéfique pour améliorer cette dernière (Chaikhot et al., 2020).

L'étude de Leving et al. (2021) vise, elle, à comparer la biomécanique de propulsion entre des blessés médullaires récents (N=8) et une population de blessés médullaires expérimentés à la propulsion (N=15), (Leving et al., 2021). Les blessés médullaires récents ont suivi un entraînement de six semaines, comprenant plusieurs tests, tandis que le second groupe n'a effectué qu'une séance pour chaque test. Durant les évaluations initiales et finales, plusieurs exercices ont été réalisés et les entraînements suivis par le groupe de blessés médullaires récents consistaient en deux blocs de propulsion de 3 minutes dans des conditions sous-maximales sur tapis roulant. Les auteurs n'ont pas relevé de différence significative de l'efficacité métabolique ou de la FEF entre les deux groupes ni d'amélioration au cours de l'entraînement.

1.2.1 Utilisation d'une rétroaction

Plusieurs études se sont intéressées à la biomécanique de propulsion en proposant une rétroaction aux sujets lors de la propulsion. Parmi elles, De Groot et al. ont effectué une étude portant sur l'apparition de changements dans la technique de propulsion durant un entraînement de 3 semaines chez des personnes non-utilisatrices de fauteuils roulants (Sonja De Groot et al., 2002-A). Dans cette étude portant sur 20 sujets répartis en un groupe contrôle et un groupe expérimental de 10 sujets chacun, 9 entraînements ont été proposés au groupe expérimental, alors que le groupe de contrôle n'a participé qu'à la première et à la dernière rencontre. Cette étude a été réalisée afin de pouvoir comparer l'impact de l'entraînement entre les deux groupes. Chaque entraînement était composé de deux blocs de propulsion sur ergomètre contrôlé par ordinateur à une vitesse de 1.11m/s, l'un à une charge

de 0.15 W/kg et le second à 0.25W/kg. La vitesse de propulsion ainsi que la vitesse cible étaient indiquées aux sujets sur un écran. L'étude du paramètre FEF, présenté à l'équation (1.1), n'indique qu'aucune augmentation significative au sein de chaque groupe ni entre les deux groupes. Cependant, une diminution significative de la cadence est notée chez le groupe expérimental entre le premier et le dernier entraînement ($p = 0.006$) pour la condition de puissance de 0.25W/kg.

Richter et al. ont étudié l'effet d'un biofeedback sur la biomécanique ne dépendant que d'une seule variable, en testant successivement plusieurs variables (Richter, Kwarcia, Guo, & Turner, 2011). Sur un échantillon de 31 personnes utilisatrices de FRM, Richter et al. concluent que le biofeedback, ici visuel, permet de modifier significativement un paramètre cible du biofeedback. L'étude a porté sur 6 paramètres différents indiqués et définis dans l'étude : le moment de freinage, la cadence, l'angle de contact, la force maximale, la distance de poussée et la fluidité (force moyenne divisée par le pic de force). Pour chaque paramètre, à l'exception du moment de freinage, deux conditions ont été réalisées, une portant sur un modification cible de 10% et l'autre sur une modification maximale. La modification est significative pour 9 des 11 conditions réalisées. Cependant, les auteurs mettent en garde sur l'apparition d'effets croisés lors de cette modification. En effet, en demandant, par exemple, de diminuer la cadence au maximum, les sujets ont augmenté l'amplitude de la force employée.

De Groot et al ont investigué l'impact sur l'efficacité de propulsion d'un entraînement basé sur la rétroaction chez 20 hommes non-utilisateurs de fauteuil roulant (S. De Groot, Veeger, Hollander, & Van Der Woude, 2002-B). Les participants ont été divisés en deux groupes de 10 sujets, l'un expérimental et l'autre de contrôle. Comme pour l'étude de De Groot et al citée précédemment, l'entraînement s'est déroulé en 9 sessions constituées d'un pré-test puis de 8 entraînements répartis sur 3 semaines à la différence qu'ici, les deux groupes ont suivi l'entraînement au complet. La différence entre les groupes réside dans le fait que le groupe

contrôle n'avait accès à la rétroaction visuelle tandis que le groupe expérimental y avait accès. Les essais ont aussi consisté en deux blocs de propulsion de quatre minutes chacun avec une charge de 0.15 W/kg et 0.25 W/kg auxquels ont été ajoutés, pour trois entraînements, un bloc supplémentaire à 0.40 W/kg. La vitesse à maintenir était de 1.11 m/s, la FEF ainsi que l'efficacité métabolique, définie comme le rapport entre la puissance développée et une dépense d'énergie, ont été mesurées. Dans cette étude les sujets bénéficiaient d'un retour visuel sur un écran tel que représenté à la Figure 1-3.

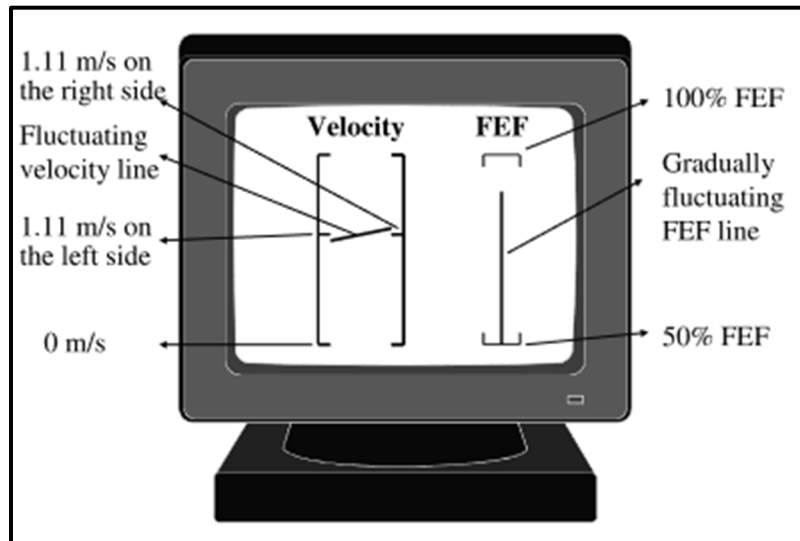


Figure 1-3 Écran indiquant la vitesse et la FEF du côté droit
Tiré de De Groot et al., (2002-B)

Il a été demandé au groupe expérimental d'augmenter au maximum la ligne représentant la FEF sans qu'ils soient informés de ce que représentait cette ligne. Il a été demandé au groupe contrôle de propulser naturellement. Les résultats de cette étude indiquent qu'à la dernière session, des différences significatives ($p < 0.05$) de FEF entre les groupes ont été remarquées pour chaque niveau de puissance. Les résultats du paramètre FEF sont résumés dans le Tableau 1.1. Cependant, l'efficacité métabolique, aussi mesurée au cours de l'étude, est

significativement plus faible chez le groupe expérimental en comparaison avec le groupe contrôle.

Tableau 1.1 Comparaison au dernier essai de la FEF moyenne
Adapté de De Groot et al., (2002-B)

	Groupe expérimental	Groupe contrôle
Charge de l'essai (W/kg)	FEF (%)	
0.15	90.22 ± 17.44	79.26 ± 12.62
0.25	97.47 ± 5.19	83.04 ± 7.37
0.40	96.56 ± 4.24	83.14 ± 4.82

Cette étude conclue que la rétroaction visuelle est un outil utile pour l'apprentissage de la propulsion en FRM mais qu'une meilleure technique de propulsion d'un point de vue mécanique n'est pas nécessairement plus efficace sur le plan physiologique.

Dans une seconde étude, Kotajarvi et al. ont étudié l'impact d'un biofeedback visuel sur l'efficacité de propulsion chez des personnes utilisatrices de fauteuil roulant (Kotajarvi, Basford, An, Morrow, & Kaufman, 2006). Les 18 sujets de cette étude, tous blessés médullaires, ont été invités à propulser à 1.2m/s sur un dynamomètre durant quatre blocs de 10 minutes chacun, à une charge de 0.15 W/kg pour les deux premiers blocs et à 0.25W/kg pour les derniers. Pour chacune des charges, le premier essai s'effectuait sans biofeedback visuel et le second avec biofeedback visuel. Cette rétroaction, visible sur un écran, était constituée des paramètres de FEF, de vitesse et de puissance développée durant la phase de propulsion. Il était indiqué aux sujets que la FEF était une mesure de la qualité de leur propulsion et ils étaient invités à augmenter ce paramètre sans savoir qu'il était lié à la production d'une force tangentielle. Au cours des essais à la charge la plus élevée, la FEF a augmenté significativement par rapport à l'essai à la charge moindre. Cependant, au sein de chaque condition, la présence ou non du biofeedback visuel n'a pas influencé significativement la FEF.

Une étude présentant un programme d'entraînement avec biofeedback visuel, effectué sur trois semaines sur un sujet blessé médullaire a montré que le biofeedback a permis une amélioration significative des paramètres présentés, un seul à la fois, en biofeedback (Rice, Gagnon, Gallagher, & Boninger, 2010). En effet, la cadence, l'angle de poussée ainsi que la vitesse étaient présentés au sujet et des consignes verbales ont été données afin de viser une augmentation de l'angle de poussée et une diminution de la cadence selon les recommandations (Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005). Bien qu'ici l'efficacité de propulsion ne soit pas étudiée, le biofeedback a permis d'atteindre les objectifs de l'étude.

Une étude par Boninger et al., présentant une rétroaction visuelle de la vitesse à 28 blessés médullaires a fait le lien entre l'augmentation de la vitesse et une diminution significative de la MEF sur un ergomètre (Boninger et al., 2002).

Plus récemment, une étude portant sur les effets d'un entraînement à la propulsion de 3 semaines a été menée avec 34 adultes valides, âgés de 50 ans ou plus (MacGillivray et al., 2020). Durant cet entraînement, le panel a été divisé en trois groupes, un de contrôle (N=14) ne suivant pas l'entraînement, un groupe de pratique (N=10) suivant l'entraînement sans obtenir de rétroaction et un groupe d'entraînement (N=10) suivant l'entraînement et recevant des rétroactions orales sur comment améliorer leur propulsion. Les auteurs indiquent que les 6 sessions d'entraînement réparties sur 3 semaines, ont permis d'améliorer la fréquence et l'angle de poussée, cependant il n'y a pas eu d'effets significatifs sur la modification des forces (tangentielle et totale) et donc sur la FEF. Les auteurs concluent que chez les personnes âgées, l'entraînement seul, sans biofeedback peut être insuffisant pour modifier la biomécanique de propulsion. En effet, il n'a pas été noté de différences significatives entre le groupe de contrôle et le groupe de pratique, mais seulement entre le groupe de contrôle et le groupe d'entraînement.

1.2.2 Utilisation de la rétroaction haptique

L'étude de Blouin et al. est la première étude à proposer une rétroaction haptique en temps réel pour la propulsion en fauteuil roulant manuel (Blouin et al., 2015).

Portant sur 18 usagers de fauteuil roulant manuel, tous blessés médullaires, l'étude de Blouin vise à modifier la MEF des sujets vers un patron cible avec une MEF plus élevée que le patron initial. Pour définir le patron de départ, un test initial de propulsion sur simulateur était effectué et un patron de MEF moyenné sur un cycle de propulsion était calculé. A partir de ce patron initial, un nouveau patron cible était calculé en augmentant le maximum du patron initial de 10% puis en utilisant un lissage pour que la MEF du patron cible et la MEF du patron initial soient égales aux points de 10% du cycle et 90% du cycle. La figure ci-dessous illustre ce développement.

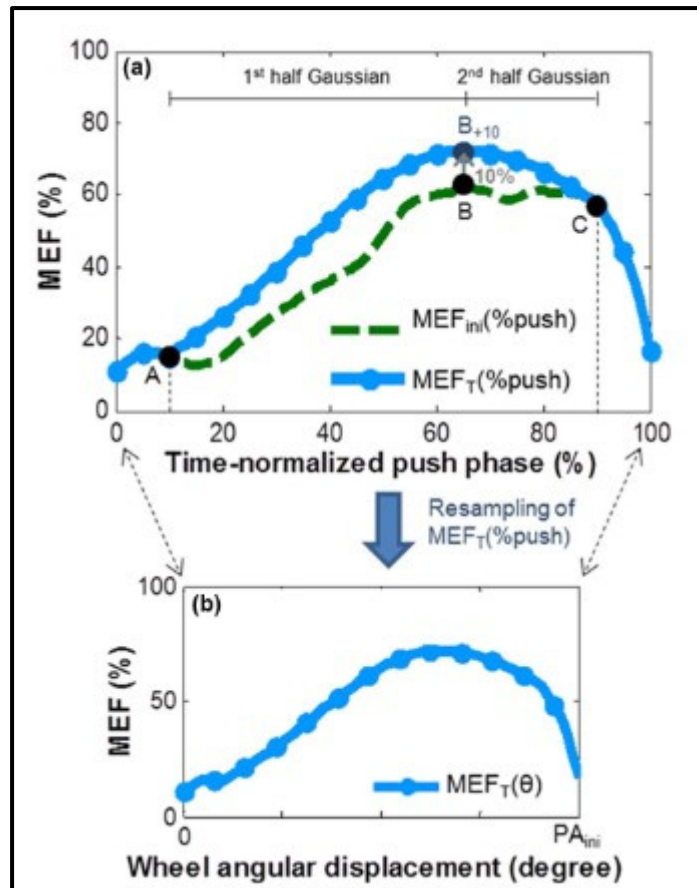


Figure 1-4 Définition du patron cible de MEF en fonction du patron initial
Tiré de Blouin et al., (2015)

A partir de ce patron cible, une rétroaction dépendant de l'écart entre la MEF du participant durant un essai et la MEF du patron était appliquée. Cinq niveaux de rétroactions ont été définis par Blouin et répartis cinq blocs de propulsions de trois minutes ont été effectués dans un ordre aléatoire par les participants en respectant une pause entre chaque. L'intensité de la rétroaction haptique était modifiée entre chaque bloc. La rétroaction était fonction du niveau de rétroaction du bloc (BL) qui est une constante variant à chaque essai, du moment maximal volontaire (MVM) ainsi que du rapport entre la moyenne du moment propulsif et son maximum lors de l'essai initial, cela pour chaque côté. La mise en place de la rétroaction est

définie à la Figure 1-5. Aucune rétroaction n'était fournie dans les dix premiers et derniers pourcentages du cycle de propulsion.

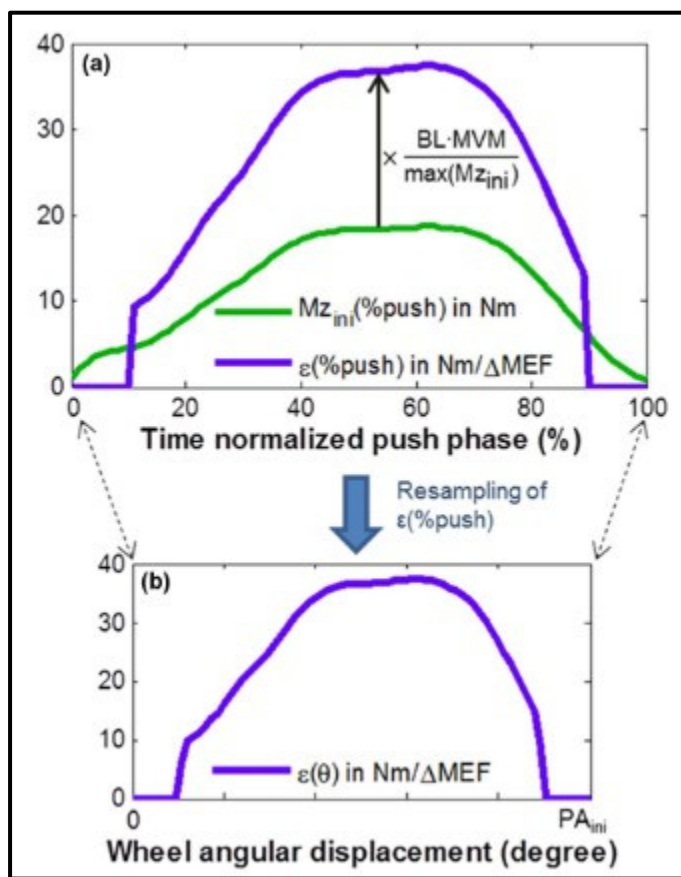


Figure 1-5 Application de la rétroaction haptique
Tiré de Blouin et al., (2015)

En résultats de cette étude, trois comportements ont été identifiés chez les participants. Le premier est la réussite à se rapprocher du patron de MEF cible, le second est un large dépassement du patron cible et le troisième est une diminution du patron initial. Il a été noté que onze participants sur les 18 ont réussi à rapprocher leur patron de propulsion du patron cible durant l'entraînement sur au moins un côté. Parmi eux, seuls six participants ont

effectué cette amélioration de manière bilatérale. Un seul a augmenté son patron au-delà du patron cible pour les deux côtés et cinq sujets ont subi une diminution du patron de MEF.

L'analyse statistique des résultats (test de Wilcoxon) a été faite en divisant les cycles de propulsion normalisés en quartiles. Il a alors été remarqué que des différences significatives sur les quartiles Q_2 et Q_3 pour les côtés gauche et droit en ce qui concerne la MEF moyenne pour certains blocs de propulsions.

Ainsi, l'étude a permis à certains sujets d'augmenter leur MEF vers la cible, mais cela n'est pas le cas de l'ensemble de l'échantillon de participants. Cependant, il a été retenu que l'utilisation de la rétroaction haptique permet de causer une modification du patron de propulsion chez les sujets et cela même lors du post-entraînement chez certains.

Plusieurs limites sont cependant présentées pour cette étude :

- La définition du patron cible en utilisant deux demi-gaussiennes est remise en cause en fin d'analyse. En effet, il s'agit d'un choix déterministe et qui d'après l'auteur ne semble pas adapté à toutes les formes de patrons initiaux de MEF, notamment les patrons dits biphasiques, c'est-à-dire avec deux valeurs maximales.
- La modification de l'environnement pour les participants. En effet, tous utilisaient le fauteuil présent sur le simulateur et donc un fauteuil différent du leur, bien que celui-ci ait été réglé en fonction de chaque utilisateur, notamment au niveau de l'angle siège-dossier.
- L'étude portait sur des utilisateurs expérimentés, blessés médullaires, ce qui peut rendre difficile la généralisation à l'ensemble des utilisateurs de FRM et notamment aux nouveaux utilisateurs.
- Le calcul de la MEF utilisé dans l'étude est une approximation, comme évoqué précédemment, et non un calcul exact de cette dernière. L'explication de cette approximation provient de l'incapacité du système utilisé à calculer la position du point d'application de la force en temps réel.

- Une autre limite identifiée par Blouin et confirmée par l'étude de Aissaoui et Gagnon (Aissaoui & Gagnon, 2022) est l'augmentation des moments articulaires à l'épaule lors de l'augmentation de la rétroaction.
- Les marqueurs posés sur la peau peuvent être amenés à bouger, surtout avec une corpulence plus importante et donc à modifier la mesure des moments de réaction articulaire

Plusieurs pistes, notamment issues du travail de Chénier (Chénier, 2012), sont proposées, comme celle, de n'utiliser non pas un patron cible pour la MEF mais plutôt une minimisation de la charge aux épaules. Cependant, il est aussi indiqué que ce type de rétroaction implique de pouvoir effectuer des calculs de dynamique inverse en temps réel.

Ainsi, l'entraînement semble pouvoir améliorer l'efficacité de propulsion chez certains sujets et le biofeedback haptique apparaît comme un moyen de pouvoir y arriver. Les études sont résumées dans le Tableau 1.2, dans lequel le mot feedback est utilisé pour désigner une rétroaction.

Tableau 1.2 Tableau de synthèse des études citées – 1^{ère} partie

Etudes	De Groot et al (2002-A)	De Groot et al (2002-B)	Boninger et al (2002)	Kotajarvi et al (2006)	Rice et al (2010)	Richter et al (2011)
Type d'environnement	Ergomètre	Ergomètre	Dynamomètre	Dynamomètre	Dynamomètre	Tapis roulant
Population	NU (N = 20 H)	NU (N = 20 H)	BM (N = 27H - 1F)	BM (N = 16H - 2F)	BM (N = 1H)	BM âgés (N = 27H - 4F)
Type entraînement	Propulsion	Propulsion	Propulsion	Propulsion	Propulsion	Propulsion
Durée essai (min)	4	4	0.33	10	0.92 (55 sec)	1
Nb essais/séance	2	2 ou 3	2	1 sans FB et 1 avec FB	6	11
Nombres de séances	9	9	1	2	9	1
Vitesse	1.11m/s	1.11m/s	0.9m/s 1.8m/s	1.2m/s	2m/s sim 1.5m/s sol	VC
Charge (W/kg) / Résistance (N)	0.15W/kg 0.25W/kg	0.15W/kg 0.25W/kg 0.40W/kg	ND	0.15W/kg 0.25W/kg	14.2 N	ND
Feedback	V vitesse	V vitesse V FEF IV	V Vitesse	V vitesse V FEF V puissance	V vitesse V cadence V angle de poussée	IV V sur 6 variables, 1 variable à la fois
FEF (en %)	NS	↓S 79-83 GC 90-97 GE	ND	↓S (73.9-78.7) sans FB (72.5-80.2) avec FB	ND	ND
MEF (en %)	ND	ND	↓S lorsque ↑vitesse	ND	ND	ND
Légende	BM : blessés médullaires – NU : non-utilisateurs – FB : feedback – VC : Vitesse de confort V : visuel - IV : instructions verbales – S : significatif - NS : non-significatif - ↓ : diminution ↑ : augmentation – GC : groupe contrôle – GE : groupe expérimental ND : non disponible					

Tableau 1.3 Tableau de synthèse des études citées – 2nde partie

Etudes	Vegter et al (2014)	Blouin et al (2015)	MacGillivray et al (2020)	Chaikbot et al (2020)	Leving et al (2021)
Type d'environnement	Tapis roulant	Simulateur	Tapis roulant	Tapis roulant	Tapis roulant
Population	NU (N = 70H)	BM (N = 16H - 2F)	NU* (N = 16H - 18F)	NU (N = 20H)	BM récents (N = 5H - 3F) - BM expérimentés (N = 13H - 3F)
Type entraînement	Propulsion	Propulsion	Propulsion	Physique haut du corps	Propulsion
Durée essai (min)	4	3	5	4	3
Nb essais/séance	3	7	2	3	2
Nombres de séances	1	1	6	2 de propulsions	6
Vitesse	1.11m/s	VC	VC	VC 125%*VC 145%*VC	0.5m/s 0.83m/s 1.11m/s
Charge (W/kg) / Résistance (N)	0.20W/kg	Variable au cours d'un essai	ND	ND	ND
Feedback	Sans FB	V vitesse FB haptique	V vitesse IV	Sans FB	Sans FB
FEF (en %)	AS (67.2 à 69.2)	ND	NS	NS	NS
MEF (en %)	ND	AS jusqu'à 15.7%	ND	ND	ND
Légende	BM : blessés médullaires – NU : non-utilisateurs – FB : feedback – VC : Vitesse de confort V : visuel - IV : instructions verbales – S : significatif - NS : non-significatif - ↓ : diminution ↑ : augmentation – GC : groupe contrôle – GE : groupe expérimental ND : non disponible				

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS, HYPOTHÈSES DE RECHERCHE ET RETOMBÉES DU PROJET

2.1 Problématique

L'entraînement à la propulsion apparaît comme une solution pour améliorer la technique de propulsion des utilisateurs de fauteuils roulants. De plus, le biofeedback haptique utilisé sur un simulateur de propulsion apparaît comme un moyen sécuritaire d'augmenter l'efficacité de propulsion. Les études précédentes ont émis des résultats parfois en contradiction concernant la possibilité d'améliorer la MEF. L'utilisation de la rétroaction haptique dans l'étude de Blouin semble être un moyen d'améliorer l'efficacité de propulsion. Cependant, il est souvent noté que l'amélioration de l'efficacité mécanique de propulsion est accompagnée d'une augmentation des chargements à l'épaule.

Cependant, l'étude de Blouin et al. (2015) proposait un entraînement déterministe durant lequel, la résistance fournie par la rétroaction haptique est fonction de la réussite du participant à se rapprocher d'une MEF cible. L'aspect déterministe du modèle choisi par Blouin et al. (2015) représentait une grande limite de l'étude. De plus, dans cette étude, la MEF était, comme pour les études précédentes, calculée à l'aide d'une approximation par le rapport du moment propulsif par le rayon de la roue.

Est-il, dans ce contexte, possible de modifier, de manière personnalisée, la propulsion en fauteuil roulant manuel, dans le but d'améliorer la MEF tout en limitant l'augmentation du coût physiologique ?

2.2 Objectifs

Ce travail a pour objectif principal de développer une méthode d'entraînement à la propulsion en fauteuil roulant via l'utilisation d'un algorithme d'intelligence artificielle. Pour ce faire, le choix de l'algorithme utilisé et son paramétrage sont des étapes nécessaires au développement de la méthode. L'identification des paramètres biomécaniques utiles à l'évaluation de la propulsion et leur intégration dans l'algorithme sont aussi des étapes importantes du développement de ce travail. Enfin, la production d'un protocole expérimental visant à évaluer et valider la méthode développée est un objectif secondaire à la réalisation de ce travail.

2.3 Hypothèse

L'hypothèse (H1) est qu'il est possible d'augmenter la MEF de manière personnalisée tout en limitant le chargement à l'épaule via l'entraînement avec biofeedback haptique utilisant l'apprentissage par renforcement en temps réel. Le chargement étant indiqué par le coût physiologique, défini plus tard, et le moment de flexion-extension à l'épaule. La seconde hypothèse (H2) est qu'il est possible d'augmenter la MEF en diminuant le coût physiologique et les moments de flexion-extension à l'épaule pour certaines conditions de propulsions.

2.4 Validation de l'objectif

Afin de valider le développement de la méthode, un protocole expérimental est mis en place puis des essais préliminaires sont menés et analysés.

2.5 Limites du champ d'études

Il a été présenté, dans le premier chapitre, différents paramètres tels que la cadence ou l'angle de poussée, qu'il est possible de contrôler pour modifier la biomécanique de propulsion. Cependant, seul l'impact des paramètres de MEF et de coût physiologique, développés au CHAPITRE 4 sont considérés dans ce travail. Les autres paramètres tels que la cadence ou encore l'angle de poussée sont collectés, mais ne feront pas partie des variables prises en compte pour l'entraînement. De plus, bien que la rétention de l'entraînement à moyen et long terme soit un paramètre intéressant à étudier, le protocole mis en place au CHAPITRE 6 s'effectue en une seule visite donc il ne sera pas analysé.

CHAPITRE 3

PRÉSENTATION DU SIMULATEUR

Dans les études présentées par Fritsch et al. au CHAPITRE 1, différents environnements d'évaluations de la propulsion sont utilisés. Les études sont divisées en quatre catégories, celles qui utilisent un FRM sur le sol, celles utilisant un FRM disposé sur un tapis roulant, celles utilisant un dynamomètre et enfin les études se servant d'un simulateur de propulsion stationnaire. Chaque environnement d'évaluation présente des avantages et des inconvénients résumés dans le Tableau 3.1, traduit et adapté d'un tableau présenté dans l'étude (Fritsch et al., 2022).

Tableau 3.1 Comparaison des environnements d'étude
Adapté de Fritsch et al., (2022)

	Avantages	Inconvénients
Propulsion sur le sol	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Adaptation à chaque participant ▪ Résultats physiologiques et cinétiques proches de la propulsion terrestre ▪ Nécessité de contrôler la trajectoire et la stabilité ▪ Contrôle de la vitesse et de la puissance ▪ Prise en compte de l'effet du mouvement du tronc 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Difficulté à contrôler la vitesse et la puissance de sortie ▪ Changement des caractéristiques inertielles du fauteuil par installation de roues instrumentées
Tapis roulant	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Adaptation à tous les fauteuils ▪ Nécessité de contrôler la trajectoire et la stabilité ▪ Résultats physiologiques et cinétiques proches de la propulsion terrestre ▪ Contrôle de la vitesse et de la puissance ▪ Prise en compte de l'effet du mouvement du tronc 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Période de familiarisation nécessaire ▪ Conditions expérimentales limitées <ul style="list-style-type: none"> ▪ Pas de tests d'accélération ou de sprint ▪ Pas de virage, pas de propulsion asymétrique ▪ Franchissement de pentes difficiles à reproduire en toute sécurité ▪ Le système de sécurité a un impact sur les mesures
Ergomètre à rouleaux	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Adaptation à tous les fauteuils ▪ Résultats physiologiques et cinétiques les plus proches de la propulsion sur terre par rapport à d'autres ergomètres ▪ Contrôle de la résistance/de la puissance avec certains ergomètres 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Les changements sont limités par le FRM ▪ Simulation de la propulsion en ligne droite uniquement (sauf pour les ergomètres à rouleaux séparés avec retour visuel) ▪ Le mouvement du tronc n'a pas d'impact sur la vitesse et la stabilité du FRM
Simulateur stationnaire	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Facile à adapter à chaque participant ▪ Tous les paramètres peuvent être modifiés indépendamment ▪ Résistance réglable ▪ Il peut être facile de modifier les paramètres sans interdépendance avec d'autres paramètres. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Simulation simple de la propulsion uniquement (à l'exception de l'ergomètre à commande haptique et du retour d'information visuel) ▪ Les mouvements du tronc n'ont aucun impact sur la vitesse et la stabilité du FRM

Dans le cadre de l'étude, un simulateur de fauteuil roulant est utilisé. Ce chapitre vise à présenter ses caractéristiques et son fonctionnement.

3.1 Fonctionnement sans biofeedback haptique

Lors de la propulsion d'un FRM classique, le moment propulsif noté M_z , appliqué par l'utilisateur sur chacune des roues, entraîne la rotation de ces dernières à une vitesse angulaire que l'on note ω . La vitesse angulaire ω dépend aussi d'autres paramètres tels que la friction du système utilisateur-fauteuil avec le sol, variable en fonction du type de sol, la masse, ainsi que le moment d'inertie de ce même système.

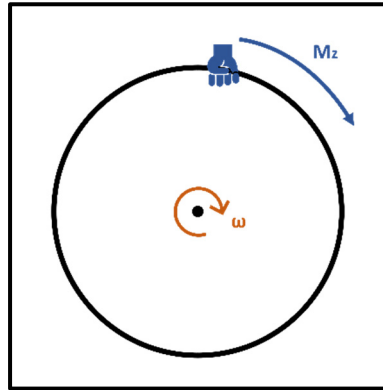


Figure 3-1 Illustration de la rotation de la roue en fonction du moment propulsif

Le simulateur haptique a pour objectif de reproduire au plus proche le comportement d'un FRM classique lors de la propulsion de ce dernier. Le simulateur utilisé est issu du laboratoire du LIO et les étapes de conception et de développement sont précisées dans le travail de Félix Chénier (Chénier, 2012).

Pour répliquer la propulsion, le simulateur dispose de roues instrumentées (SmartWheels, Three Rivers Holdings, LLC) qui permettent l'acquisition des forces et moments appliqués par l'utilisateur sur les mains courantes des roues selon les 3 axes définis dans le repère de la roue. Ces roues sont aussi équipées d'un encodeur permettant la mesure du déplacement angulaire de la roue et la connaissance de l'angle de poussée. Une fois ces données acquises, elles sont ensuite traitées par un ordinateur temps réel (Speedgoat, Speedgoat Inc, USA) dans lequel est compilé un modèle dynamique d'un FRM virtuel (Chénier, Bigras, & Aissaoui, 2015). Il est dépendant de plusieurs paramètres géométriques (Chénier, 2012) et cinétiques modifiables en fonction du modèle de fauteuil installé sur le simulateur et de l'utilisateur. Dans le cadre de cette étude, les paramètres utilisés sont les mêmes que ceux de l'étude de Blouin (Blouin et al., 2015), se basant sur les essais de Chénier (Chénier et al., 2015). Le fonctionnement du simulateur du LIO CRCHUM est décrit à la Figure 3-2, il s'agit d'un

simulateur fonctionnant par admittance car c'est l'application de la force par l'utilisateur qui entraîne le mouvement des roues par le simulateur (Ghazouani, 2023).

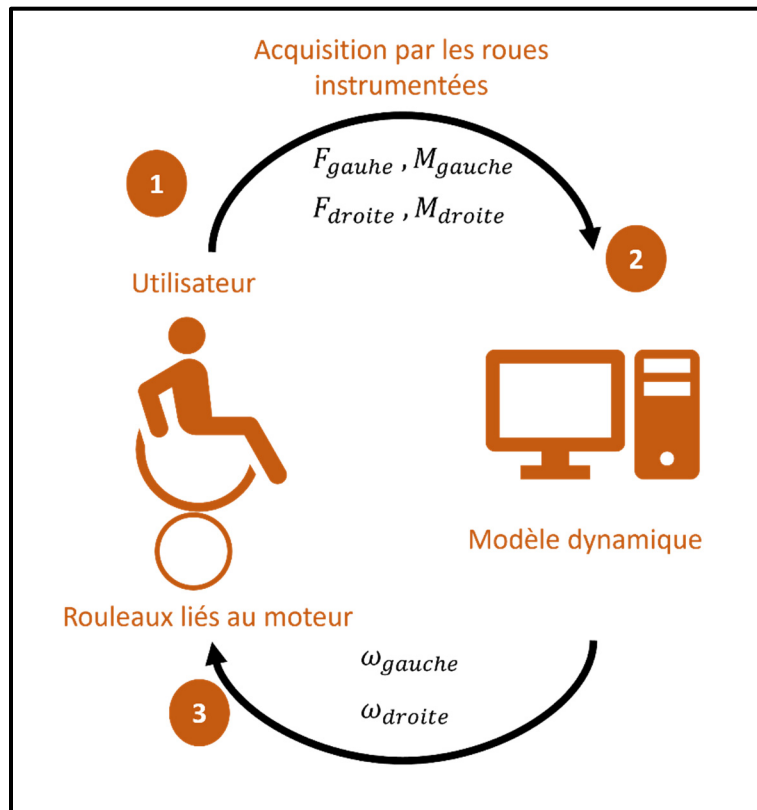


Figure 3-2 Schéma explicatif du fonctionnement du simulateur du LIO CRCHUM

Le modèle calcule alors la vitesse angulaire ω à laquelle chaque roue devrait tourner. Ce modèle dynamique envoie alors une commande de vitesse à chaque moteur (Kollmorgen Inc.), une pour le moteur droit et une pour le moteur gauche. Chaque moteur étant solidaire d'un rouleau sur lequel est posée la roue arrière du fauteuil du côté correspondant, le simulateur entraîne alors la rotation des roues à la vitesse voulue.

La fréquence d'acquisition de roues Smartwheels étant de 240Hz et l'ordinateur temps réel traitant l'information à 2.4kHz, l'utilisation est alors fluide pour l'utilisateur. Cependant,

l'utilisation d'un tel modèle permet à l'opérateur d'avoir le contrôle sur la rotation des roues et introduit la possibilité d'ajouter un biofeedback haptique, sujet du paragraphe suivant.

3.2 Fonctionnement avec biofeedback haptique

Comme précisé précédemment, la conception du simulateur et son fonctionnement sont pensés pour permettre la création d'un biofeedback haptique. Ce biofeedback haptique se manifeste sous la forme d'un moment noté M_{BF} qui peut être résistant, comme assistant, c'est-à-dire un moment qui aide à la propulsion, en fonction de son signe défini par le paramétrage du simulateur. Le moment effectif est alors défini, pour chaque côté indépendamment :

$$M_{eff} = M_Z - M_{BF} \quad (3.1)$$

Le moment de biofeedback peut être défini en fonction de différents paramètres, Blouin et al. avait choisi de le définir seulement sous son aspect résistant, comme la différence entre une efficacité mécanique cible et l'efficacité mécanique en temps réel de l'utilisateur, comme mentionné au CHAPITRE 1.

Pour l'utilisateur, l'application d'un biofeedback haptique est alors ressentie comme une résistance au roulement ou comme une assistance à la propulsion, ce qui l'oblige à modifier sa propulsion pour conserver sa vitesse. Le fonctionnement avec une assistance est possible lorsque, en utilisant l'équation (3.1), M_{BF} est de signe négatif car, alors, le moment effectif est supérieur au moment M_Z .

3.3 Acquisition de la cinématique en temps réel

L'acquisition en temps réel des forces et moments articulaires permet d'avoir accès à un calcul plus précis de la MEF, comme expliqué à la section 4.1.3. De plus, l'acquisition en temps réel permet une synchronisation directe et non a posteriori de la cinétique et de la cinématique.

3.3.1 Le système Optitrack

Le système Optitrack est un système d'acquisition du mouvement. Dans le cadre de l'utilisation avec le simulateur de propulsion, il s'agit de dix caméras optoélectroniques Prime 13W. Les images sont acquises par le système qui reconstruit la cinématique des corps rigides en trois dimensions. Ces données sont alors transmises à l'ordinateur temps réel à une fréquence de 120Hz via un protocole appelé user data protocol (UDP). Un schéma de la scène de capture est présenté à la Figure 3-3.

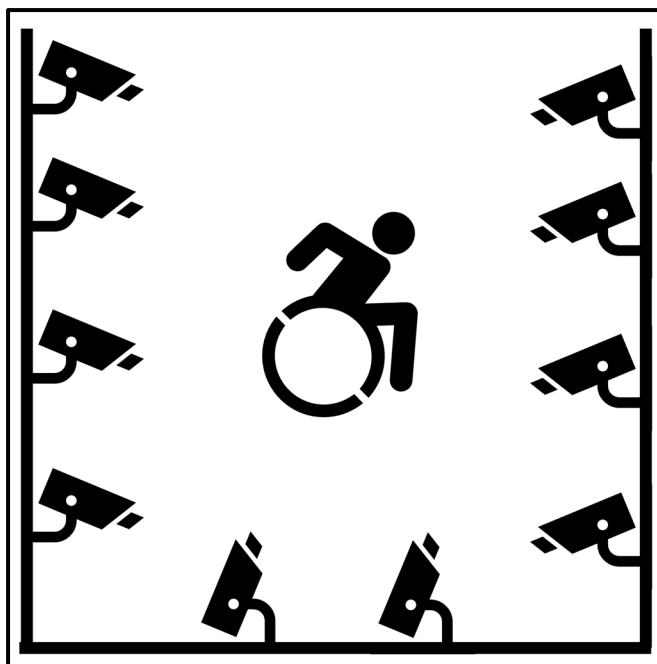


Figure 3-3 Schéma illustrant la répartition des caméras autour du simulateur de propulsion en vue de dessus

3.3.2 Configuration des corps rigides

Dans le cadre de l'étude, un corps rigide est constitué d'un ensemble de marqueurs réfléchissants positionnés de manière spécifique pour être reconnus par le système optoélectronique. Les corps rigides sont au nombre de 7 et ils sont positionnés sur chacun des membres supérieurs, un sur la main, un sur le l'avant-bras et un sur le bras et le dernier sur le thorax. Chaque corps rigide à une disposition de marqueurs particulière afin d'être plus facilement reconnaissable par le système et éviter que des corps rigides soient confondus. La disposition est illustrée sur la Figure 3-4.

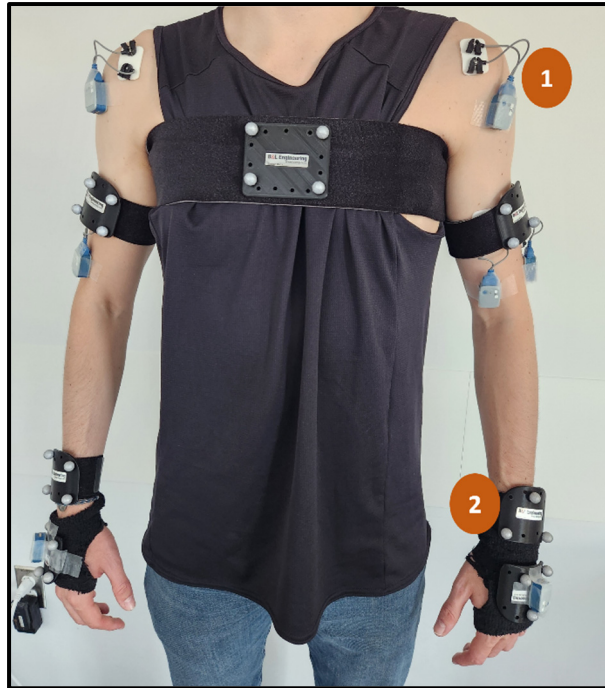


Figure 3-4 Personne équipée de capteurs EMG (1) et des corps rigides (2)

Ce sont les marqueurs réfléchissants présents sur les corps rigides qui sont repérés par les caméras optoélectroniques et les données cinématiques de ces derniers sont transmis via un protocole UDP décrit dans l'étude de (Ghazouani, 2023).

3.3.3 Traitement de la cinématique en temps réel

En utilisant le système optoélectronique associé aux corps rigides, il est alors envisageable de traiter la cinématique en temps réel. Comme énoncé précédemment, le travail de Ghazouani (2023) permet d'effectuer ce traitement en transmettant les données des corps rigides selon le protocole UDP décrit plus précisément au sein de son étude. Une fois transmises, les données sont ensuite traitées en utilisant un modèle de dynamique. Un modèle de dynamique inverse est un modèle qui estime les forces et les moments articulaires à partir du mouvement et des forces externes appliquées (Desroches, 2008). Pour utiliser un modèle de dynamique inverse,

il est requis d'avoir accès aux données anthropométriques, à la cinétique et à la cinématique des membres étudiés. Ainsi, dans notre cas, le modèle nécessite de connaître la position de chaque centre articulaire, le quaternion de rotation de chaque segment anatomique, les caractéristiques inertielles de chaque segment des membres supérieurs ainsi que les forces et moments de réaction à la roue. Ces informations sont obtenues par des modèles anthropométriques pour certaines et par utilisation du système optoélectronique pour d'autres. Couplée à la rétroaction haptique, la possibilité de traiter la cinématique en temps réel permet d'obtenir une rétroaction haptique en temps réel dépendante de paramètres biomécaniques. Ces possibilités et leur application sont détaillées dans le CHAPITRE 4. La Figure 3-5 illustre une personne équipée de corps rigides et sa représentation sur l'interface Motive.

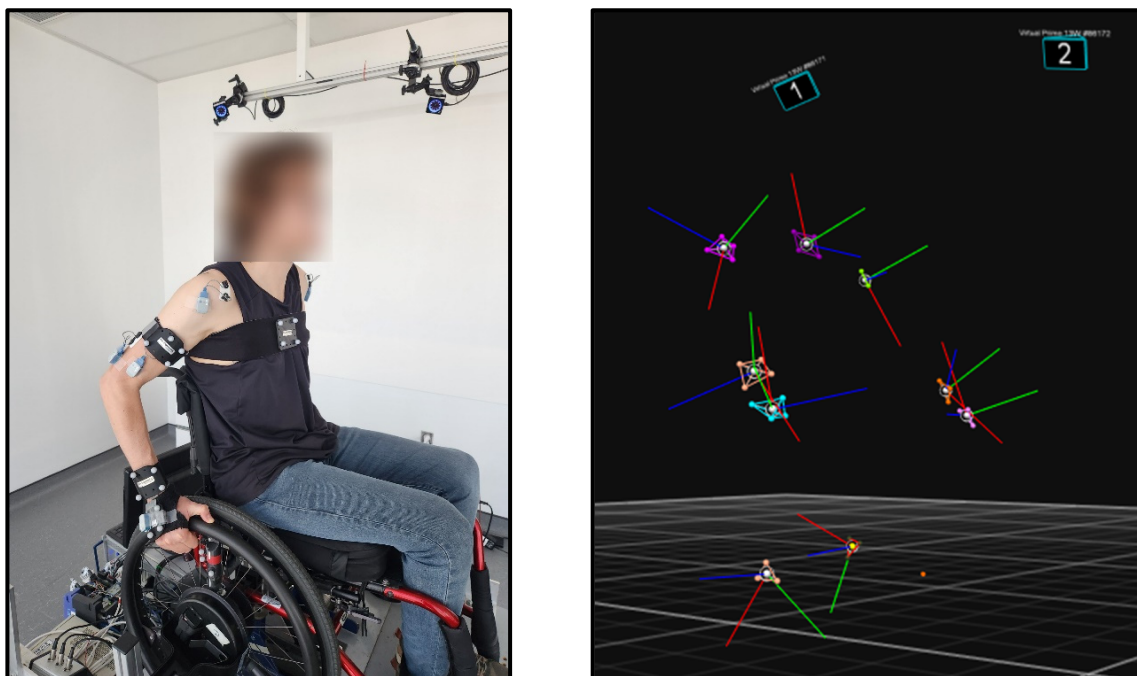


Figure 3-5 Personne propulsant sur le simulateur (A) et représentation de cette personne sur le logiciel Motive à droite (B)

3.4 Présentation des interfaces utilisateur

Les deux modes de fonctionnement décrits dans les premières parties de ce chapitre sont contenus et activables dans une interface utilisateur créée lors de la mise place du simulateur par Chénier (2012), modifiée par Blouin (2015) lors de son étude et mis à jour en pour les besoins spécifiques de l'étude actuelle. Les modes avec et sans biofeedback sont accessibles via une interface utilisateur décrite à la Figure 3-6

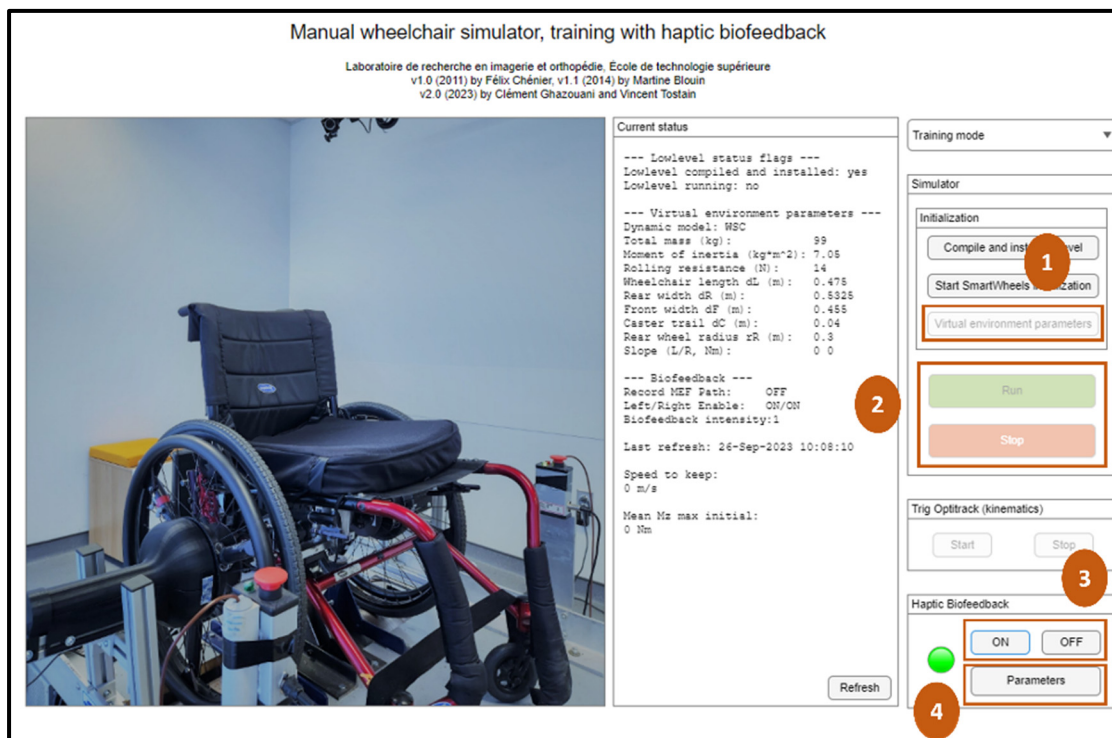


Figure 3-6 Interface utilisateur permettant de modifier les paramètres du simulateur (1), de lancer et stopper des acquisitions (2), d'activer et désactiver le biofeedback haptique (3) et de modifier le paramétrage du biofeedback haptique (4)

On retrouve notamment sur l'interface utilisateur l'accès au paramétrage géométrique et cinétique du simulateur ainsi que les options permettant l'activation, la désactivation et le paramétrage du biofeedback haptique et le lancement d'acquisitions. Ces options permettent

de pouvoir adapter le simulateur au sujet ainsi que de simuler une pente ascendante ou descendante, paramètre non utilisé dans cette étude. L'interface est présentée à la section 6.4

Figure 3-7 Interface de modification des paramètres de biofeedback haptique

La modification des paramètres de biofeedback haptique est possible via une interface développée pour l'étude en cours et illustrée à la Figure 3-7. La composition et l'utilisation de cette interface sont détaillées au CHAPITRE 6.

Lors du lancement d'un essai d'acquisition, une nouvelle interface se lance, permettant à l'utilisateur du fauteuil roulant manuel de connaître la vitesse linéaire de chaque roue et le nombre de cycles de propulsion effectué lors de l'essai, cette interface est représentée à la Figure 3-8. L'utilité de cette interface est aussi détaillée au CHAPITRE 6.

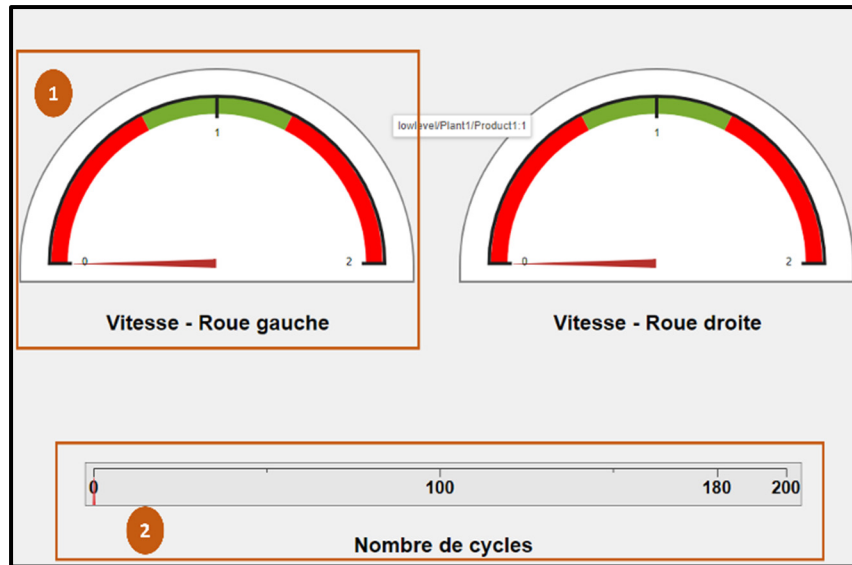


Figure 3-8 Application affichant la vitesse linéaire de chaque roue (1) et le nombre de cycle effectué dans l'essai (2)

CHAPITRE 4

EVALUATION DE LA PROPULSION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL

Afin de caractériser la propulsion en fauteuil roulant, plusieurs paramètres sont utilisés. Dans cette étude, deux paramètres principaux sont identifiés, il s'agit de l'efficacité mécanique de propulsion (MEF) et du coût physiologique. Ce chapitre a pour vocation de définir ces paramètres et de justifier leur utilisation dans le cadre de l'étude.

4.1 Utilisation de l'efficacité mécanique de propulsion (MEF)

4.1.1 Définition

Comme introduit dans le CHAPITRE 1, dans la littérature, deux caractérisations de l'efficacité mécanique de propulsion. La première définition est celle employée utilisant une approche métabolique en utilisant la fraction de l'énergie métabolique consommée par l'utilisateur et transformée en mouvement du FRM (Sonja De Groot et al., 2002-A ; Van der Woude, Veeger, Dallmeijer, Janssen, & Rozendaal, 2001).

La seconde approche est la fraction mécanique effective de la force appliquée par l'utilisateur et nommée MEF d'après l'expression anglaise « Mechanical Effective Force ». Cette approche utilise le rapport entre le carré de la composante tangentielle par le carré de la force totale appliquée, exprimé dans l'équation (4.1).

$$MEF = \frac{F_{tan}^2}{F_{tot}^2} \quad (4.1)$$

En effet, la seconde méthode utilise le principe selon lequel la composante tangentielle de la force appliquée à la main courante est la seule à contribuer au mouvement du fauteuil par la création d'un moment selon l'axe médio-latéral. Cette méthode sera celle utilisée pour le reste de ce mémoire.

4.1.2 Mesure de la MEF

Dans l'étude de la propulsion en FRM, la mesure de la MEF s'effectue fréquemment via la mesure des forces et moments appliqués sur les mains courantes des roues (Chénier, 2012). Pour ce faire, des roues instrumentées, telles que les Smartwheel® (SmartWheel, Three Rivers Holdings, LLC) utilisées dans cette étude, permettent la mesure des forces et moment selon les trois axes. Les forces appliquées par l'utilisateur sont égales aux forces mesurées par les roues, car la main courante est fixée à la roue (Chénier, 2012).

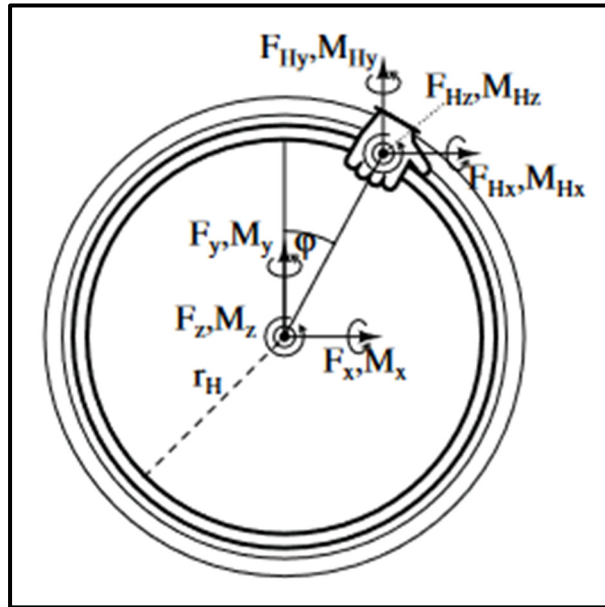


Figure 4-1 Moments et forces à la roue
Tiré de Chénier (2012)

D'après la Figure 4-1 Moments et forces à la roue, nous obtenons les équations suivantes pour les forces et moments à la roue:

$$F_X = F_{H_X} \quad (4.2)$$

$$F_Y = F_{H_Y} \quad (4.3)$$

$$F_Z = F_{H_Z} \quad (4.4)$$

$$M_X = M_{H_X} + r_H F_Z \cos \varphi \quad (4.5)$$

$$M_X = M_{H_Y} - r_H F_Z \sin \varphi \quad (4.6)$$

$$M_Z = M_{H_Z} + r_H (F_Y \sin \varphi - F_X \cos \varphi) \quad (4.7)$$

Dans ce cas, on peut alors exprimer la force tangentielle ainsi que la force totale en fonction de ces paramètres. On a donc :

$$F_{totale}^2 = F_X^2 + F_Y^2 + F_Z^2 \quad (4.8)$$

$$F_{tan} = F_X \cos \varphi - F_Y \sin \varphi \quad (4.9)$$

A partir de ces expressions, on peut écrire :

$$MEF = \frac{(F_X \cos \varphi - F_Y \sin \varphi)^2}{F_X^2 + F_Y^2 + F_Z^2} \quad (4.10)$$

Cette expression nécessite la connaissance de φ et donc de la position de la main sur la main courante de la roue. Or, les roues instrumentées ne permettent pas l'accès à cette information et un système de capture de la position de type système de caméras optoélectroniques avec marqueurs est nécessaire pour avoir connaissance de φ . Cependant, en combinant les équations (4.7) et (4.9) on a :

$$M_Z = M_{H_Z} - r_H F_{tan} \quad (4.11)$$

Ce qui peut alors donner une nouvelle écriture pour exprimer la force tangentielle, on a donc :

$$F_{tan} = \frac{M_{H_Z} - M_Z}{r_H} \quad (4.12)$$

D'après Chénier (2012), il a précédemment été établi que le moment à la main augmente avec la charge et qu'il est probablement minimisé lors de la propulsion en régime permanent et sur un sol plat (VanSickle, Cooper, Boninger, Robertson, & Shimada, 1998 ; Veeger, van der Woude, & Rozendal, 1991). Ce qui permet de simplifier l'équation (4.12) pour obtenir l'équation suivante pouvant être calculée directement à partir des mesures de la roue instrumentée :

$$F_{tan} \approx - \frac{M_Z}{r_H} \quad (4.13)$$

Ainsi, dans les études précédentes n'ayant pas accès à la position de la main, la MEF était calculée de la manière suivante :

$$MEF = \frac{M_Z^2}{r_H^2 (F_X^2 + F_Y^2 + F_Z^2)} \quad (4.14)$$

Dans le cas d'une propulsion en montée ou lors du démarrage, il est possible que la force tangentielle soit surestimée en utilisant l'équation (4.14) et ainsi, qu'une MEF > 1 soit obtenue.

Dans la présente étude, la MEF sert dans l'utilisation d'un paramètre, appelé récompense ou reward, au sein de l'algorithme d'apprentissage par renforcement, qui est décrit au CHAPITRE 5, et sa valeur influence l'apprentissage de l'algorithme. Une étape est alors de vérifier si une différence significative existe entre la valeur de la MEF obtenue en utilisant l'approximation et la valeur obtenue en utilisant la formule avec le point d'application de la force lors de la propulsion sur le simulateur, cette étape est le sujet des sections deux

prochaines sections. Cette étude a fait l'objet d'une présentation par affiche au congrès de l'organisation REPAR (Tostain, Aissaoui, & Ghazouani, 2023).

4.1.3 Comparaison entre les deux méthodes de mesure de la MEF

Pour ce faire, les données de l'étude de Blouin (2015) ont été utilisées. Comme exprimé précédemment, la MEF approximée a été utilisée dans l'étude (Blouin et al., 2015) afin de pouvoir obtenir la MEF en temps réel et de la comparer avec la MEF cible pendant les essais sans nécessiter le calcul de la dynamique inverse en temps réel. Un système de capture optoélectronique était pourtant présent, mais ne permettait pas l'exploitation de la position en temps réel pour permettre un calcul de la MEF avec la formule au PFA. Cependant, la cinématique a effectivement été acquise et les données ont été utilisées pour des analyses hors temps réel. Ainsi, il a été possible de comparer les différences de valeurs de MEF entre les deux méthodes pour les mêmes entrées. Le Tableau 4.1 et le Tableau 4.2 représentent la comparaison de la MEF moyenne d'un essai, normalisée sur le cycle et calculée avec les deux méthodes différentes (Tostain et al., 2023).

Pour cette analyse, les pics maximaux de la MEF par cycle de propulsion durant chaque bloc de propulsion ont été comparés pour l'ensemble des participants de l'étude. Le déroulé de l'étude est introduit à la section 1.2.2 et développé plus en détail à la section 4.2.3.

Des t tests appariés ont été effectués et il ressort qu'il existe une différence significative entre les deux méthodes pour l'ensemble des blocs pour le côté gauche. Pour le côté droit, il n'y a pas de différence significative pour les blocs Ini et BL2 mais il y en a pour tous les autres blocs de propulsion.

Tableau 4.1 Comparaison des méthodes de calcul du pic la MEF sur le côté gauche
Tiré de Tostain (2023)

Bloc d'entraînement	Ini (**)	BL1 (***)	BL2 (***)	BL3 (***)	BL4 (***)	BL5 (***)	Post (***)
MEF approximée	0.99 ± 0.23	0.95 ± 0.18	0.96 ± 0.25	1.01 ± 0.27	0.97 ± 0.21	0.97 ± 0.19	0.86 ± 0.19

MEF au PFA	0.79 ± 0.13	0.80 ± 0.12	0.79 ± 0.15	0.80 ± 0.18	0.80 ± 0.16	0.81 ± 0.16	0.75 ± 0.15
------------	-------------	-------------	-------------	-------------	-------------	-------------	-------------

(*) p < 0.05 (**) p < 0.01 (***) p < 0.001

Tableau 4.2 Comparaison des méthodes de calcul du pic de la MEF sur le côté droit
Tiré de Tostain (2023)

Bloc d'entraînement	Ini	BL1(*)	BL2	BL3(***)	BL4(***)	BL5(***)	Post (*)
MEF approximée	0.81 ± 0.18	0.91 ± 0.19	0.87 ± 0.17	0.96 ± 0.20	0.89 ± 0.18	0.92 ± 0.18	0.87 ± 0.18
MEF au PFA	0.80 ± 0.13	0.79 ± 0.11	0.81 ± 0.10	0.81 ± 0.14	0.79 ± 0.15	0.80 ± 0.15	0.78 ± 0.13

(*) p < 0.05 (**) p < 0.01 (***) p < 0.001

Ainsi, des différences significatives existent entre les deux méthodes de calcul. Il y a une sous-estimation systématique de la MEF en utilisant le PFA par rapport à la MEF approximée. La méthode utilisant la position en temps réel prend en compte le moment produit par la main, c'est cette méthode qui est retenue pour la mesure de la MEF pour cette étude.

4.2 Utilisation du coût physiologique

4.2.1 Définition

Une technique pour quantifier la propulsion en FRM est le coût physiologique défini par Rozendaal (Rozendaal, Veeger, & van der Woude, 2003) dans une étude définissant un critère effet-coût. Ce critère vise à quantifier un équilibre entre les exigences mécaniques de la propulsion en FRM et les possibilités biomécaniques de l'utilisateur du FRM.

Le paramètre défini est appelé R et est un rapport entre l'effet E, défini comme la puissance de propulsion et le coût C. On a alors :

$$R = \frac{E}{C} \quad (4.15)$$

Les paramètres sont définis sur le plan sagittal en deux dimensions et en notant a, h, e et s respectivement l'axe de la roue (axis), la position de la main (hand), du coude (elbow) et de l'épaule (shoulder). L'effet E est alors défini comme une puissance (en W) par :

$$E = \underline{r}_{ah} \cdot \underline{F} \cdot \omega \quad (4.16)$$

Avec \underline{r}_{ah} le vecteur reliant la position de la main à l'axe de la roue, \underline{F} le vecteur force et ω la vitesse de rotation de la roue. Il s'agit donc du moment propulsif multiplié par la vitesse angulaire de la roue.

Concernant le coût C, qui représente un coût physiologique, l'équation qui régit ce paramètre est la suivante :

$$C = V_s \frac{|\underline{r}_{sh} \cdot \underline{F} + M_{0,s}|}{M_{max,s}(\phi_s, \omega_s)} + V_e \frac{|\underline{r}_{eh} \cdot \underline{F} + M_{0,e}|}{M_{max,e}(\phi_e, \omega_e)} + C_0 \quad (4.17)$$

Le premier terme représente le coût à l'épaule, le second représente le coût au coude et le terme constant $C_0 = 0.005$ assure que C ne soit jamais nul. Pour chacun des deux termes exprimant un coût, le paramètre V est un volume musculaire exprimé en litre et estimé à partir du modèle de (Happee, 1992). Le numérateur du coût représente le moment à l'articulation exprimé comme un moment obtenu par avec la formule du bras de levier auquel s'ajoute un moment constant M_0 dont la valeur variable en fonction de l'articulation ainsi que de son mouvement, flexion ou extension.

Le dénominateur quant à lui est un moment maximum de l'articulation, fonction de l'angle articulaire et de la vitesse angulaire de l'articulation et est défini respectivement pour l'épaule et le coude par les équations suivantes :

$$M_{max,s} = M_{0,s} (c_0 + c_1 \phi_s + c_2 \phi_s^2 + c_3 \phi_s^3) \frac{1 - \frac{|\omega_s|}{\omega_{max}}}{1 + \frac{|\omega_s|}{K \cdot \omega_{max}}} \quad (4.18)$$

$$M_{max,e} = M_{0,e} (c_0 + c_1 \phi_e + c_2 \phi_e^2 + c_3 \phi_e^3) \frac{1 - \frac{|\omega_e|}{\omega_{max}}}{1 + \frac{|\omega_e|}{K \cdot \omega_{max}}} \quad (4.19)$$

Toutes les valeurs constantes utilisées pour le calcul sont exprimées dans le Tableau 4.3. Une articulation est en flexion lorsque sa vitesse angulaire est supérieure à 0 et en extension autrement.

Tableau 4.3 Constantes utilisées pour le calcul du coût physiologique

Variables	Flexion		Extension	
	Coude	Epaule	Coude	Epaule
$M_0 (N.m)$	37	52	43	79
c_0	0.706	1.138	0.496	0.675
$c_1 (rad^{-1})$	0.308	-0.218	0.228	0.471
$c_2 (rad^{-2})$	0.08	0.073	0.25	-0.195
$c_3 (rad^{-3})$	-0.053	-0.025	-0.104	0.017
K	0.45	0.35	0.40	0.33
$\omega_{max} (rad/s)$	30	30	30	27
$V (L)$	0.19	0.32	0.17	0.36

4.2.2 Modification pour l'application au projet

Le coût physiologique défini par Rozendaal (Rozendaal et al., 2003) utilise la formule du bras de levier pour définir le moment à l'épaule et au coude tandis que celui-ci est remplacé

par le moment obtenu par dynamique inverse dans la méthode utilisée dans ce projet. En effet, les travaux de Winter (Winter, 2009), démontrent l'inefficacité de cette méthode à estimer de manière précise les moments ainsi que les forces de réactions articulaires. L'utilisation du bras de levier pour le calcul de moments de réactions articulaires n'est pas adaptée à l'analyse de la dynamique du mouvement selon son analyse. L'exemple donné dans cette note pour illustrer ce point, est qu'en utilisant la formule du bras de levier pour calculer les moments de réaction à partir des forces de réactions au sol durant la marche mène à obtenir des moments de réaction bien supérieurs au niveau du cou qu'ils ne le sont à la cheville, au genou ou à la hanche.

Ainsi, le choix a été effectué de remplacer le terme de moment articulaire présent au numérateur de la formule du coût, pour chaque articulation, par la valeur de moment articulaire de flexion-extension obtenu par utilisation de la dynamique inverse en temps réel (Ghazouani, 2023). Nous obtenons alors les équations suivantes pour le calcul du coût aux articulations du coude et de l'épaule :

$$C = V_s \frac{|M_{flex/ext,s}|}{M_{max,s}(\phi_s, \omega_s)} + V_e \frac{|M_{flex/ext,e}|}{M_{max,e}(\phi_e, \omega_e)} + C_0 \quad (4.20)$$

A nouveau, les constantes exprimées dans le Tableau 4.3 sont utilisées pour le calcul de M_{max} . Le premier terme de l'équation (4.20) représente toujours le coût à l'épaule et le second le coût au coude.

4.2.3 Analyse des variations de coût physiologique

En utilisant à nouveau les données obtenues par Blouin lors de son étude (Blouin et al., 2015), il est possible d'observer les variations de coût physiologique entre les différents blocs de propulsion. En fonctionnant de manière analogue à l'analyse de la MEF faite dans l'étude

de Blouin, les coûts physiologiques moyens des différents essais de chaque participant peuvent être calculés puis analysés. La première étape consiste en la vérification de la normalité des données. Un test de Lilliefors est alors réalisé. La normalité des données n'étant pas vérifiée, des tests statistiques non paramétriques sont utilisés. Pour ce faire, les cycles de propulsion sont séparés en quatre quartiles et les données sont traitées séparément selon chaque côté et chaque quartile. Un test de Wilcoxon pour série appariées est effectué afin de comparer le coût moyen observés en moyenne durant les deux blocs initiaux et les cinq blocs de propulsion utilisant la rétroaction haptique, notés BL1 à BL5. Pour chaque bloc de propulsion d'une durée de 3 minutes, deux enregistrements de 30 secondes ont été réalisés, le premier étant les trente premières secondes et le second étant les trente dernières de l'essai. Ainsi, pour un niveau de rétroaction i donné, il existe un enregistrement $BLi-1$ et un enregistrement $BLi-2$, le déroulé de l'étude est résumé à la Figure 4-2.

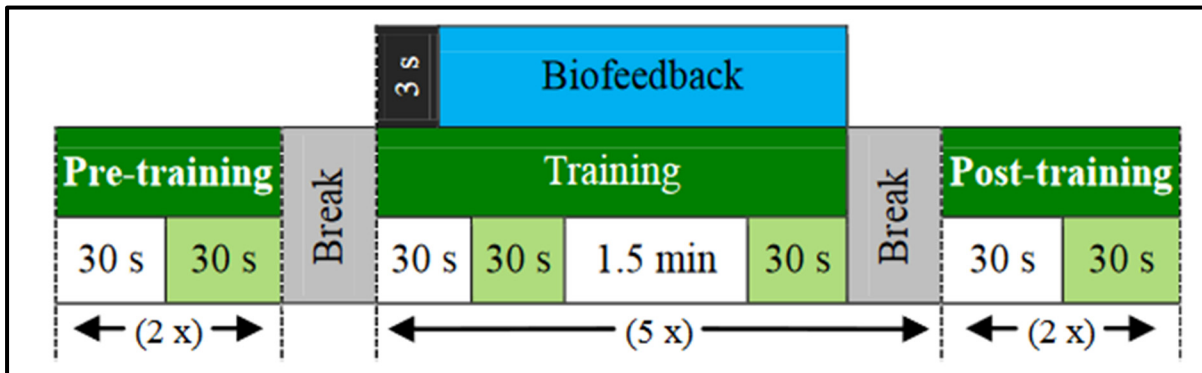


Figure 4-2 Déroulé de l'étude de Blouin
Tiré de Blouin (2014)

Les tests de Wilcoxon sont donc effectués par rapport à $BLi-1$ puis par rapport à $BLi-2$. Pour tenir compte de la croissance de l'erreur de type I, un ajustement de Bonferroni est réalisé et le seuil de signification est donc $\alpha = \frac{0.05}{6} = 0.0083$. Un test de Wilcoxon est aussi mené entre la moyenne des blocs initiaux et la moyenne des blocs finaux.

De plus, des tests de Wilcoxon sont réalisés afin de comparer les variations du coût physiologique inter essais BL après avoir vérifié la significativité ($p < 0.05$) des tests de Friedman pour ces valeurs. Pour ces tests de Wilcoxon, un ajustement de Bonferroni est aussi réalisé et le seuil de signification est donc $\alpha = \frac{0.05}{10} = 0.005$, pour les mêmes raisons que précédemment.

L'ensemble de ces résultats est résumé dans le Tableau 4.4. Les cases indiquées en gras signifient qu'il existe une différence significative du coût physiologique entre le bloc concerné et le bloc Ini. Les indices en exposant indiquent une différence significative entre le bloc concerné et le bloc correspondant au numéro de l'exposant.

Tableau 4.4 Résultats de l'analyse statistique du coût physiologique réalisée sur les données de l'étude de Blouin et al., (2015)

Essai	N° bloc		Q1	Q2	Q3	Q4
Ini		Gauche	0.0909 ± 0.0337	0.0823 ± 0.0249	0.0788 ± 0.0241	0.0476 ± 0.0163
		Droite	0.1065 ± 0.0409	0.0914 ± 0.0337	0.081 ± 0.0283	0.0507 ± 0.0203
BL1-1	1	Gauche	0.1154 ± 0.045	0.1056 ± 0.0363	0.0951 ± 0.0324	0.0531 ± 0.0206
		Droite	0.1238 ± 0.0524	0.1062 ± 0.0386	0.0904 ± 0.0286	0.0522 ± 0.0173
BL1-2	2	Gauche	0.1121 ± 0.0436¹	0.1032 ± 0.0357	0.0985 ± 0.0349	0.057 ± 0.0234
		Droite	0.1223 ± 0.0501	0.1041 ± 0.0364	0.0936 ± 0.0295	0.054 ± 0.0205
BL2-1	3	Gauche	0.1561 ± 0.0606^{1,2}	0.1496 ± 0.0482^{1,2}	0.1372 ± 0.0408^{1,2}	0.0772 ± 0.0335^{1,2}
		Droite	0.1622 ± 0.0727^{1,2}	0.1411 ± 0.0557^{1,2}	0.1343 ± 0.0448^{1,2}	0.0736 ± 0.0295^{1,2}
BL2-2	4	Gauche	0.1396 ± 0.07442²	0.1411 ± 0.0666^{1,2}	0.1296 ± 0.0524^{1,2}	0.0757 ± 0.0397
		Droite	0.1471 ± 0.0878	0.1296 ± 0.0706	0.1242 ± 0.0528	0.0769 ± 0.0425
BL3-1	5	Gauche	0.1379 ± 0.0494^{1,2,3}	0.1319 ± 0.0459^{1,2}	0.121 ± 0.0407^{1,2,3}	0.0671 ± 0.0281^{1,2,3}
		Droite	0.1411 ± 0.0557^{1,2}	0.1241 ± 0.042^{1,2}	0.1177 ± 0.0389^{1,2}	0.0671 ± 0.0272^{1,2}
BL3-2	6	Gauche	0.1309 ± 0.05381^{2,3}	0.1269 ± 0.0436^{1,2,3}	0.1249 ± 0.0502^{1,2}	0.0718 ± 0.0338^{1,2}
		Droite	0.1376 ± 0.0573¹	0.119 ± 0.0386	0.1192 ± 0.0431^{1,2}	0.0691 ± 0.0272^{1,2}
BL4-1	7	Gauche	0.1257 ± 0.0486³	0.1197 ± 0.0381^{2,3}	0.1144 ± 0.0343^{1,2,3}	0.0652 ± 0.0269¹
		Droite	0.1418 ± 0.0661	0.1186 ± 0.044	0.1089 ± 0.0375^{1,3}	0.0612 ± 0.0239⁶
BL4-2	8	Gauche	0.1177 ± 0.0409^{3,5}	0.1158 ± 0.0344^{2,3}	0.1127 ± 0.0406³	0.0654 ± 0.0279
		Droite	0.1273 ± 0.051³	0.1111 ± 0.0348	0.11 ± 0.0365^{1,2,3}	0.0627 ± 0.0232^{1,2}
BL5-1	9	Gauche	0.1519 ± 0.0709^{1,2,7,8}	0.1485 ± 0.0578^{1,2,7,8}	0.1354 ± 0.0459^{1,2,7,8}	0.077 ± 0.0327^{1,2,5}
		Droite	0.1574 ± 0.0725^{1,2,8}	0.142 ± 0.0581^{1,2,8}	0.1338 ± 0.0504^{1,2,7,8}	0.0773 ± 0.0349^{1,2,7}
BL5-2	10	Gauche	0.1414 ± 0.0591^{1,2,3,8}	0.1319 ± 0.044^{1,2,3}	0.1275 ± 0.0453^{1,2}	0.0713 ± 0.0311^{1,2}
		Droite	0.149 ± 0.0684^{1,2}	0.129 ± 0.046^{1,2}	0.1282 ± 0.0495^{1,2}	0.0714 ± 0.0343^{1,2}
Post		Gauche	0.0951 ± 0.0337	0.0885 ± 0.0249	0.0813 ± 0.0241	0.0497 ± 0.0163
		Droite	0.1063 ± 0.0409	0.0883 ± 0.0337	0.0776 ± 0.0283	0.0482 ± 0.0203

On peut alors remarquer qu'il n'existe pas de différence significative entre les blocs Ini et Post mais que pour l'ensemble des quartiles, des deux côtés, à l'exception de Q4 pour BL1-1, il existe une différence significative entre le bloc Ini et les différents blocs BL.

Ainsi, le coût physiologique a augmenté significativement avec l'ajout de résistance en comparaison aux blocs sans résistance et on peut aussi noter qu'entre certains blocs de

niveaux de résistance différents, il existe une augmentation significative, notamment entre les niveaux d'intensité extrêmes et les autres. Ce résultat est en accord avec l'analyse de Aissaoui et Gagnon sur l'augmentation significative des moments de flexion-extension durant cette même étude (Aissaoui & Gagnon, 2022).

4.2.4 Observation graphique du coût physiologique

Après observation du coût physiologique normalisée sur un cycle de propulsion, et en faisant de même avec le coût à l'épaule et le coût au coude, il semble apparaître que le coût physiologique total est tout d'abord supporté par le coude puis par l'épaule. Ce phénomène est représenté à la Figure 4-3. Chez de nombreux participants de l'étude de Blouin, ce constat graphique est présent.

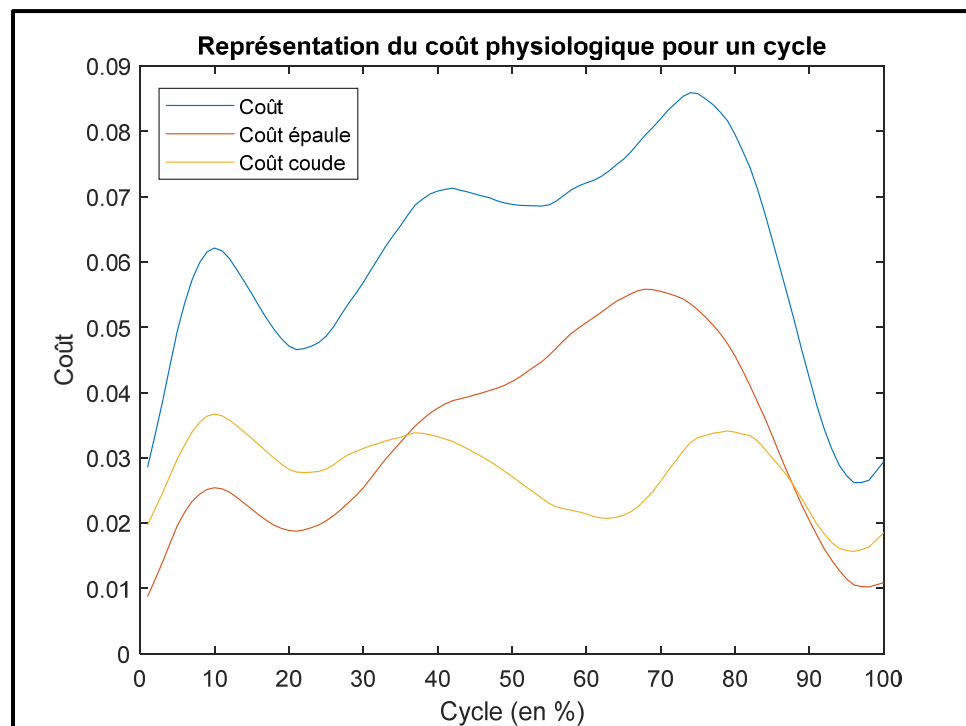


Figure 4-3 Illustration d'un cycle de coût physiologique, de coût à l'épaule et de coût au coude

CHAPITRE 5

APPRENTISSAGE PAR RENFORCEMENT

5.1 Définition et introduction à l'apprentissage par renforcement

L'apprentissage par renforcement, aussi appelé par sa traduction en anglais « reinforcement learning » (RL) est défini, comme suit, par l'Office québécois de la langue française : « Mode d'apprentissage automatique qui consiste à envoyer à un agent un signal qui lui indique si l'action ou la réponse qu'il propose est correcte ou non, l'ensemble des résultats obtenus lui permettant de formuler des règles et d'apprendre à analyser l'environnement ainsi qu'à planifier ses actions pour l'accomplissement de sa tâche. » (Office Québécois de La langue Française, 2020). Une autre définition est celle de Sutton et Barto, dans leur ouvrage : « Reinforcement Learning : An Introduction », reconnu comme étant une référence de ce domaine, qui est : « apprendre ce qu'il faut faire – comment associer des situations à des actions – afin de maximiser un signal de récompense numérique » (traduction libre - (Sutton & Barto, 2014)). Ces définitions se complètent dans le sens où la seconde donne une vision générale de ce qu'est l'apprentissage par renforcement, là où la première emploie des termes plus spécifiques tels qu'agent ou encore environnement. Ces termes sont essentiels à la compréhension de l'apprentissage par renforcement et seront définis prochainement, tout comme le terme récompense utilisé par Sutton et Barto (Sutton & Barto, 2014). À l'aide des définitions précédentes, on comprend la présence de la notion d'apprentissage, d'actions et de récompenses pour guider cet apprentissage.

Il est nécessaire alors de définir les termes couramment utilisés dans le domaine de l'apprentissage par renforcement.

5.1.1 Introduction des notions d'agent, d'environnement et de politique – Analogie avec le jeu d'échecs

Tout d'abord, les termes d'agent et d'environnement sont essentiels à bien appréhender afin de comprendre comment l'apprentissage par renforcement s'effectue. Pour se faire, une analogie avec l'apprentissage du jeu d'échecs pour une personne sera utilisée. Ici, la situation est une personne débutante aux échecs et qui joue face à une personne plus expérimentée. Le débutant peut toujours observer la disposition des pièces sur le plateau au moment de jouer ainsi que les mouvements possibles pour chaque pièce de son jeu, c'est l'état actuel du plateau. Lorsque son tour de jouer arrive, il choisira d'effectuer une action, déplacer une pièce à partir des mouvements autorisés pour celle-ci. La seconde personne joue, puis la première et cela jusqu'à ce que la partie se termine, par la victoire d'un joueur ou un match nul. A chaque tour, le plateau est dans une nouvelle disposition, un nouvel état. Il est probable que les premières parties se soldent par une défaite du débutant face à l'expert qui, lui, connaît des stratégies de jeu et est certainement en mesure de mieux anticiper certains déplacements. Cependant avec l'accumulation du nombre de parties, le débutant va apprendre à mieux connaître le jeu, ses règles, les déplacements des pièces et ainsi mettre en place des stratégies afin de remporter des parties. En jouant, le débutant va recevoir des retours sur son jeu, une victoire étant un retour positif et une défaite, un retour négatif. Ces retours permettent alors au joueur de comprendre quelles actions effectuées correctes et lesquelles ne le sont pas. De même, au sein d'une partie, la prise d'une pièce à l'adversaire peut-être un retour positif et une pièce prise par l'adversaire un retour négatif.

Dans l'apprentissage par renforcement, le joueur débutant est appelé l'agent, la disposition du plateau et les mouvements possibles pour les pièces sont appelés l'environnement. A chaque instant, l'environnement, ici l'échiquier, se trouve dans un état particulier et l'agent, le joueur, a accès à aux données de cet état, c'est-à-dire à la disposition des pièces et leurs mouvements possibles. L'agent choisit ensuite une action à effectuer et cela affecte l'environnement qui se trouve dans un nouvel état, dans le cas du jeu d'échecs, le joueur

déplace une pièce, ce qui modifie la disposition de l'échiquier. On peut alors évaluer le déplacement effectué comme étant un bon ou un mauvais déplacement en fonction de la tournure que prend la partie à la suite de ce déplacement et donner une récompense, positive ou négative en fonction. Comme le joueur d'échec, l'agent qui est l'objet de l'apprentissage par renforcement va chercher à maximiser les récompenses positives, i.e. les bons déplacements pour l'exemple de l'échec ainsi que la victoire dans ce cas. L'agent suit, durant l'apprentissage ainsi qu'à la fin de l'apprentissage, une politique (de l'anglais « policy »). L'objectif de l'apprentissage par renforcement étant de maximiser les récompenses, il est équivalent de dire que l'objectif de l'apprentissage est de trouver la politique optimale à suivre pour l'agent.

Ce fonctionnement peut être résumé par le schéma présenté à la Figure 5-1 présentant le fonctionnement d'un processus de décision de Markov, de l'anglais « Markov decision process ». Un tel processus est défini par la propriété de Markov : « connaissant l'état présent, l'état futur peut être déterminé sans nécessiter la connaissance des états passés ».

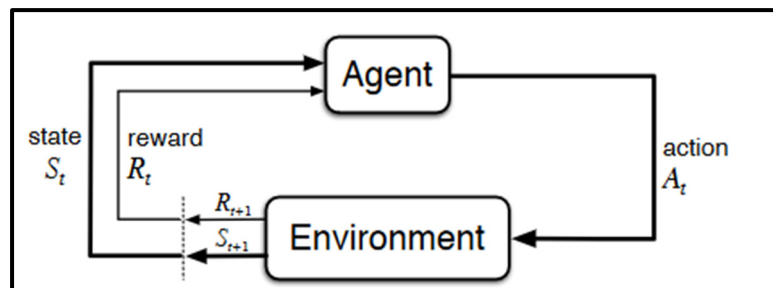


Figure 5-1 Schéma d'un processus de décision de Markov
Tiré de Sutton & Barto, (2014)

Dans le cadre de l'application à l'apprentissage par renforcement, un schéma plus détaillé est proposé à la Figure 5-2.

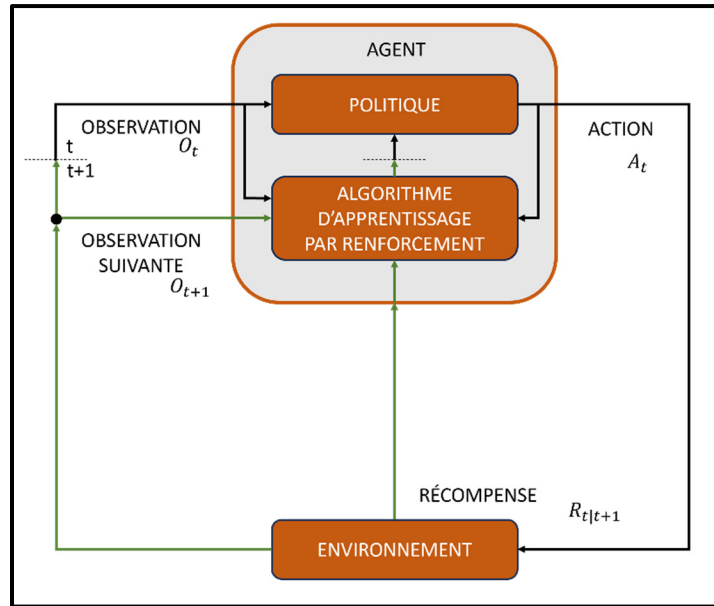


Figure 5-2 Schéma explicatif du fonctionnement d'un algorithme d'apprentissage par renforcement
Adapté de mathworks.com

5.1.2 Dilemme entre exploration et exploitation

L'utilisation d'un algorithme d'apprentissage par renforcement est accompagnée du dilemme existant entre l'exploration de l'environnement et son exploitation (Sutton & Barto, 2014). En effet, dans un environnement inconnu, l'algorithme visant à maximiser ses récompenses doit réaliser les meilleures actions pour chaque état. Cependant, afin de réaliser ces actions, l'algorithme doit tester différentes actions pour chaque état afin de déterminer laquelle est la meilleure. Ainsi, le joueur d'échec doit effectuer de bons déplacements pour gagner des parties, mais pour cela, il doit apprendre quels déplacements sont bons ou mauvais et cela implique d'effectuer de mauvais déplacements. Explorer revient, pour le joueur d'échec à accumuler de l'expérience en essayant de nouveaux déplacements tandis qu'exploiter revient à utiliser l'expérience déjà acquise pour effectuer ses déplacements. Il est alors nécessaire d'arriver à un compromis entre l'exploration et l'exploitation. En effet, explorer

continuellement sans exploiter les résultats obtenus revient à ne jamais apprendre et se révèle être une stratégie inefficace. Cependant, exploiter trop rapidement peut amener à utiliser une politique dite sous-optimale. Ainsi, le choix de la stratégie d'exploration est important pour optimiser les performances de l'apprentissage, ce choix est détaillé à la section 5.3.5 pour cette étude.

5.2 Fonctionnement de la loi de commande

Le but du projet est de concevoir une loi de commande permettant d'obtenir un patron de rétroaction haptique qui sera imposé durant un cycle de propulsion. Cependant, comme indiqué dans le CHAPITRE 1, le patron de propulsion en fauteuil roulant n'étant pas généralisable, il est particulier à chaque utilisateur de FRM, ainsi cette loi de commande va être soumise à différentes conditions.

Tout d'abord, il n'est pas possible de simuler la propulsion de chaque participant, la loi de commande doit donc s'adapter en temps réel à l'utilisateur. De plus, elle sera utilisée lors d'un effort physique important et il est donc nécessaire qu'elle converge rapidement vers une solution pour éviter la fatigue de l'utilisateur. La durée limitée des essais aura aussi pour conséquence de diminuer la quantité de données disponibles pour l'algorithme. Ensuite, la loi de commande doit être adaptable au sujet, car différents participants seront amenés à propulser et il est envisageable que chacun possède sa manière particulière de propulser. Enfin, un même sujet ne conservera pas forcément la même propulsion au fur et à mesure de sa pratique, une adaptation dans le temps de cette loi de commande est donc recommandée.

En résumé, notre loi de commande se doit de :

- Converger le plus rapidement possible
- S'adapter à chaque sujet
- S'adapter au sujet dans le temps

5.3 Adaptation de la loi de commande au contexte du simulateur

Dans le cadre de l'application de la loi de commande au simulateur, il est nécessaire de définir les espaces d'état et d'action à appliquer. C'est au sein de cet espace (actions, états) que l'algorithme va pouvoir mettre à jour les valeurs de chaque couple (action, état) noté (s,a) pour state et action.

5.3.1 Définition de l'espace d'état

Pour définir l'espace d'état, l'angle de propulsion a été utilisé et est appelé par à certains instants, la plage angulaire de propulsion. La plage angulaire, ou angle de poussée, correspond à la différence entre l'angle de la main par rapport à la roue au moment du lâché de la roue θ_{fin} avec l'angle de la main au moment de la prise en main de la main courante θ_{ini} . Lors du contact entre la main et la roue, la valeur de θ_{ini} est mise à 0° et la valeur d'angle au cours de la phase de propulsion est à différencier de la valeur de l'angle du point d'application de la force par rapport à la roue qui, lui, peut être aussi utilisé pour caractériser la position de la main sur la main courante.

En analysant les données de plages angulaires de chacun des cycles de propulsion pour chaque essai de chaque sujet de l'étude de Blouin (2015), 100% des plages angulaires se trouvaient sous la valeur de 110° .

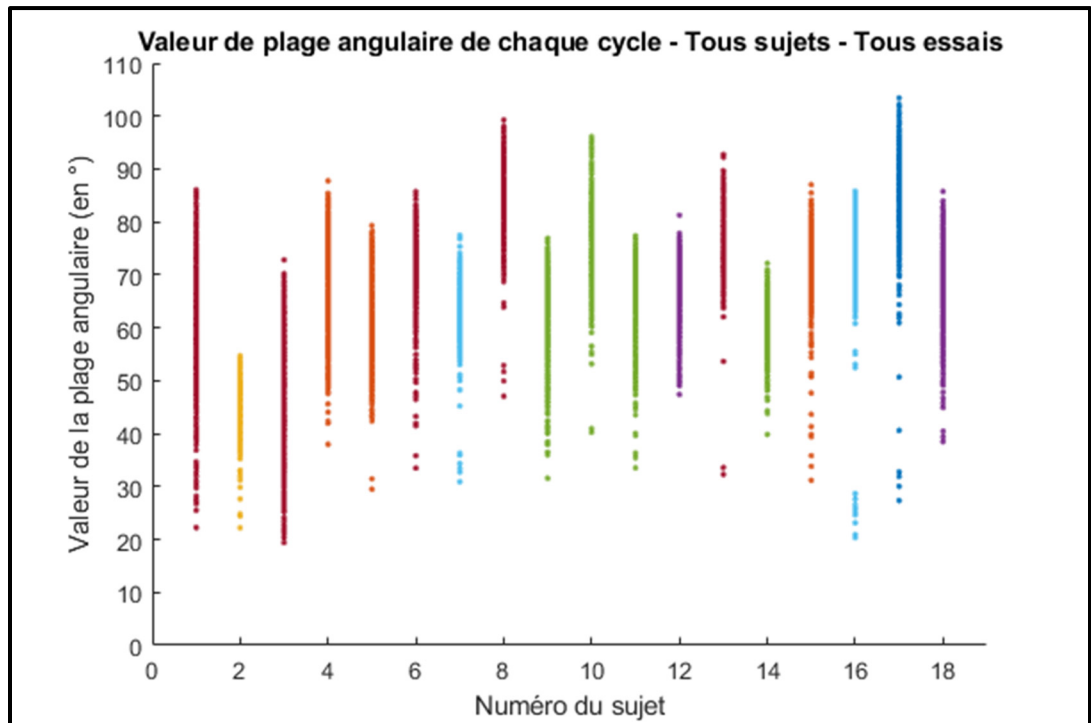


Figure 5-3 Plages angulaires des cycles calculées avec les données de l'étude de Blouin et al., (2015)

Une plage de 100° a alors été divisée par 10 et chaque état représente une plage de 10° , le premier allant de 10° à 20° . La plage angulaire prise en compte par l'algorithme est donc de 100° et couvre la plage de 10° à 110° , afin de s'assurer de couvrir l'ensemble des cycles de propulsion. Les états sont notés s et sont donc au nombre de 10 et sont illustrés à la Figure 5-4.

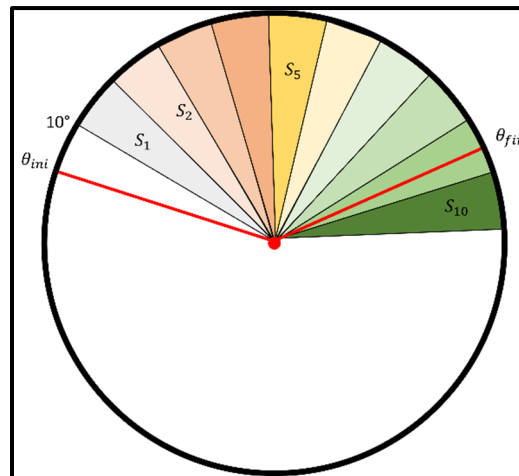


Figure 5-4 Illustration de la séparation de la phase de propulsion en états

Le choix de ne pas appliquer de biofeedback haptique durant les dix premiers degrés a été effectué étant donné que durant cette partie du cycle, le contact entre la main et la roue est moins stable. Un choix similaire avait été effectué par Blouin dans son étude (Blouin et al., 2015).

5.3.2 Définition de l'espace des actions

Les actions entreprises par l'algorithme résultent en l'ajout d'un moment de résistance ou d'assistance à la propulsion. L'espace des actions a aussi été divisé, de manière arbitraire, en 10 actions. Lorsque seul un moment résistant est proposé, les moments résistants sont compris entre 0 et $0.9Mz$ où Mz est le moment propulsif appliqué par l'utilisateur à la roue. Ainsi l'action 1 correspond à l'ajout d'un moment résistant nul et l'action 10 à l'ajout d'un moment résistant valant 90% du moment Mz . Entre ces valeurs, les actions sont réparties par pas de $0.1 * Mz$.

Dans le cas de l'application de moment résistant et d'assistance, l'espace d'action est toujours composé de 10 actions réparties par pas de 0.1 mais l'action 6 correspond à un

moment nul. On a donc des actions entraînant des moments résistants compris entre $[-0.4, 0.5] * Mz$, où un moment résistant négatif est un moment d'assistance. Le choix a été fait de conserver un niveau sans rétroaction, ce qui crée une asymétrie entre résistance et assistance.

5.3.3 Choix de l'algorithme d'apprentissage

Une fois la loi de commande, les espaces d'actions et d'états définis, il est possible de comparer les différents algorithmes d'apprentissage afin de choisir l'algorithme qui semble le plus adapté au système.

Les différents algorithmes existants peuvent être classés selon deux critères qui sont la nature de l'espace d'action et la méthode d'approche de l'algorithme, l'espace d'actions peut être continu ou discret et la méthode d'approche peut être « on-policy » ou « off-policy ». La différence dans les méthodes d'approches réside dans le fait que les méthodes « on-policy » tentent d'évaluer ou d'améliorer la politique utilisée pour prendre des décisions, tandis que les méthodes « off-policy » évaluent ou améliorent une politique différente de celle utilisée pour générer les données (Sutton & Barto, 2014). Les méthodes on-policy sont donc un compromis entre l'exploration et l'exploitation tandis que les algorithmes avec une méthode off-policy, quant à eux, sont doté d'une policy chargée de générer les actions à entreprendre qui serait indépendante de la policy qu'on tente d'optimiser. Les méthodes off-policy sont souvent plus lentes à converger (Sutton & Barto, 2014).

Tableau 5.1 Comparaison des algorithmes d'apprentissage par renforcement

Algorithmes		SARSA	Q-Learning	Deep Q-network	DDPG
Espace d'actions	Discret				
	Continu				
Méthode d'approche	On-policy				
	Off-policy				

Des algorithmes d'apprentissage par renforcement sont donc présentés dans le Tableau 5.1 mais le fonctionnement de chacun n'est pas détaillé, car il s'agit ici de choisir en fonction des contraintes de la loi de commande et du système utilisé.

L'espace d'actions utilisé dans le système est discret. De plus il n'existe pas de connaissance a priori sur le système, il n'existe pas de politique existante à optimiser donc il est préférable de favoriser l'utilisation d'algorithme avec une méthode d'approche on-policy. Dans ce contexte, l'algorithme choisi pour ce système est donc l'algorithme SARSA, qui signifie State-Action-Reward-State-Action et qui présente les caractéristiques d'approche et d'espace d'actions requises.

De plus, le SARSA est dit « One step temporal difference », cela indique que l'évaluation de la valeur d'une action se base sur la différence entre la valeur présente ainsi que la valeur d'une étape (step) dans le futur. L'algorithme SARSA fonctionne de la façon suivante :

- L'algorithme considère l'état courant s (par exemple, la position d'un robot dans un environnement et la position de ses bras) via une observation.
- Puis il choisit une action à exécuter en fonction de ce qu'il a déjà appris, en suivant une stratégie préalablement établie.
- Il exécute ensuite l'action précédemment choisie
- Il reçoit alors une récompense appelée reward et notée r . Le choix de l'attribution de la récompense est défini en amont. Une récompense peut être négative pour signifier que l'action entreprise est mauvaise pour notre système. Son paramétrage est donc important pour orienter l'apprentissage de l'algorithme.
- Il perçoit le nouvel état s' (par exemple, sa nouvelle position)
- Il choisit la nouvelle action a' exécuter suivant la même stratégie

Ce fonctionnement est décrit par le pseudo-code du SARSA proposé dans l'ouvrage de Sutton et Barto (Sutton & Barto, 2014) et proposé à la Figure 5-5. Les paramètres α et γ sont appelés hyperparamètres et leur définition est développée à la section 5.4.

```

Sarsa (on-policy TD control) for estimating  $Q \approx q_*$ 
Algorithm parameters: step size  $\alpha \in (0, 1]$ , small  $\varepsilon > 0$ 
Initialize  $Q(s, a)$ , for all  $s \in \mathcal{S}^+$ ,  $a \in \mathcal{A}(s)$ , arbitrarily except that  $Q(\text{terminal}, \cdot) = 0$ 
Loop for each episode:
  Initialize  $S$ 
  Choose  $A$  from  $S$  using policy derived from  $Q$  (e.g.,  $\varepsilon$ -greedy)
  Loop for each step of episode:
    Take action  $A$ , observe  $R, S'$ 
    Choose  $A'$  from  $S'$  using policy derived from  $Q$  (e.g.,  $\varepsilon$ -greedy)
     $Q(S, A) \leftarrow Q(S, A) + \alpha [R + \gamma Q(S', A') - Q(S, A)]$ 
     $S \leftarrow S'; A \leftarrow A'$ 
  until  $S$  is terminal

```

Figure 5-5 Pseudo-code de l'algorithme SARSA

5.3.4 Définition des Qmatrices

L'espace (états, actions) peut alors être représenté sous la forme d'une matrice de taille 10x10 où chaque case représente un couple (état, action), la valeur de cette case est appelée Qvalue. Ainsi, en début d'apprentissage, la matrice des Qvalues est une matrice nulle comme à la Figure 5-6.

10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Figure 5-6 Matrice initiale de Qvalue

Comme indiqué à la Figure 5-5, la valeur d'un couple (état, action), appelée Qvalue, est mise à jour suivant l'équation suivante :

$$Q(s, a) = Q(s, a) + \alpha(\text{reward} + \gamma Q(s', a') - Q(s, a)) \quad (5.1)$$

Cette mise à jour tient donc compte de l'ancienne valeur $Q(s, a)$, de la Qvalue associée à l'action suivante choisie pour l'état suivant $Q(s', a')$, ainsi que du reward r et des deux hyperparamètre α et γ .

5.3.4.1 Exemple d'évolution d'une Qvalue

Prenons un système à un instant donné, avec ici, $\alpha = 0.5$, $\gamma = 0.6$ et $\varepsilon = 0.8$ arbitrairement choisis pour l'exemple. Le paramètre ε détermine le niveau d'exploration et est défini à la section suivant. Notre système possède la Qmatrice fictive contenant les valeurs suivantes :

10	64	21	31	59	9	96	4	11	3	18	
9	38	30	92	26	26	55	89	65	74	24	
8	81	47	43	60	80	52	91	49	50	89	
7	53	23	18	71	3	23	80	78	48	3	
6	35	84	90	22	93	49	10	72	90	49	
5	94	19	98	12	73	62	26	90	61	17	
4	88	23	44	30	49	68	34	89	62	98	
3	55	17	11	32	58	40	68	33	86	71	
2	62	23	26	42	24	37	14	70	81	50	
1	59	44	41	51	46	99	72	20	58	47	
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Figure 5-7 Exemple d'une Qmatrice avant mise à jour

Alors, en admettant que le système soit dans l'état 3 et que l'action choisie soit l'action 4 (choisie au hasard dans ce cas), alors la Qvalue associée à l'action 4 dans l'état 3 est ici la valeur $Q(3,4) = 44$. Dans le cas où le système passe à l'état 4, alors la récompense obtenue pour l'action 4 à l'état 3 est calculé, en imaginant que le reward $r = 12$. Alors, un nombre

aléatoire est généré et comparé à ϵ pour choisir une nouvelle action a' en suivant la stratégie epsilon-greedy. En admettant que cette action a' est l'action 8.

Alors ici $Q(4,8) = 60$ et la nouvelle Qvalue de l'action 4 dans l'état 3 peut être calculée de en utilisant l'équation (4.18). Ainsi, en utilisant les valeurs de chaque terme, alors la valeur obtenue est $Q(3,4) = 46$. La matrice mise à jour est alors présentée à la ci-dessous.

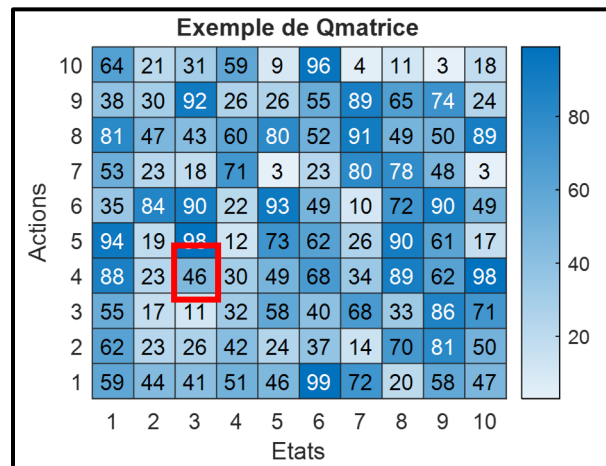


Figure 5-8 Mise à jour de la Qmatrice

Pour chaque cycle, la matrice est mise à jour à chaque changement d'état. Pour chaque dernier état visité, la mise à jour se fait en utilisant l'équation (4.19), car il n'y a pas d'action suivante à choisir :

$$Q(s, a) = Q(s, a) + \alpha(\text{reward} - Q(s, a)) \quad (5.2)$$

Le dernier état visité est soit l'état 10 si l'angle de poussée dépasse 110° ou bien le dernier état visité lorsque la main quitte la main courante. Si la propulsion s'arrête à 76° , alors l'état 7 sera le dernier état visité.

5.3.5 Choix de la stratégie d'exploration

Le choix des actions à entreprendre peut se faire selon différentes stratégies. Dans le cadre de l'utilisation de l'algorithme SARSA, une méthode utilisée, et choisie ici, est appelée Epsilon-greedy (ϵ -greedy) et consiste pour chaque état de choisir l'action ayant la valeur Q (appelée Qvalue) maximale avec une probabilité $1-\epsilon$ et de choisir une action au hasard avec la probabilité ϵ . Ceci est traduit dans l'équation (4.15) où $Q(a)$ est la matrice des Qvalues, décrite à la section 5.3.3.

$$A_{s,k} = \begin{cases} \text{aléatoire,} & \text{probabilité } \epsilon \\ \max_k Q(s), & \text{probabilité } 1 - \epsilon \end{cases} \quad (5.3)$$

Ainsi, dans le cas où l'on doit explorer notre environnement avant de l'exploiter, il est possible de choisir une valeur de ϵ proche de 1 en début d'apprentissage puis de diminuer cette valeur au fur et à mesure sous forme de descente de la valeur epsilon (Sutton & Barton, 2014).

Dans notre cas, la durée de l'apprentissage est dépendante de l'humain, il n'est pas envisageable de faire propulser une personne durant une période trop longue sans risquer de la fatiguer et ainsi de ne plus être dans une propulsion naturelle. Il a été choisi de faire propulser les participants sur une durée d'environ 3 minutes comme cela est le cas notamment dans l'étude de Blouin et al. (Blouin et al., 2015). Comme indiqué dans l'équation (5.3), l'algorithme utilise des épisodes, ici des cycles de propulsion. Il est donc nécessaire de traduire la durée de 3 minutes en nombre de cycles. D'après la cadence obtenue lors de différentes études (Sonja De Groot et al., 2002-A ; Kotajarvi et al., 2006 ; Rice et al., 2010) qui est située proche d'un cycle par seconde, 180 cycles de propulsion représentent alors une durée d'environ trois minutes. La valeur de 180 cycles est alors retenue pour des essais alors proches de 3min.

L'objectif est alors de choisir l'évolution de ε afin d'observer une forte exploration au début de l'essai de 3min et terminer par une valeur faible de ε en fin d'essai, c'est-à-dire un comportement d'exploitation. Cela a pour but d'utiliser les valeurs acquises au cours de l'essai et d'utiliser plus fréquemment les Qvalues les plus fortes par état, ce qui correspond à des actions favorisant un bon reward et dans le cas de l'étude, une bonne MEF.

Pour ce faire, le choix d'une courbe d'epsilon sous forme de sigmoïde a été effectué et ainsi nous avons :

$$\varepsilon(k) = \begin{cases} 0.99, & k = 0 \\ \varepsilon(0) \left(1 - \frac{1}{1 + e^{-\lambda_\varepsilon * (k - \delta_\varepsilon)}} \right), & k > 0 \end{cases} \quad (5.4)$$

Avec $\lambda_\varepsilon = 0.08$, $\delta_\varepsilon = 120$ et k le nombre de cycles, nous obtenons la courbe représentée à la Figure 5-9. Ce choix empirique est motivé par l'existence d'une forte exploration durant plus de la moitié de l'essai afin de tester plusieurs passages par couple (état, action) dans le but d'avoir une valeur réaliste pour chaque couple. Ensuite, la convergence d'epsilon vers 0 entraîne la sélection plus fréquente, pour chaque état, de la valeur avec la Qvalue la plus haute.

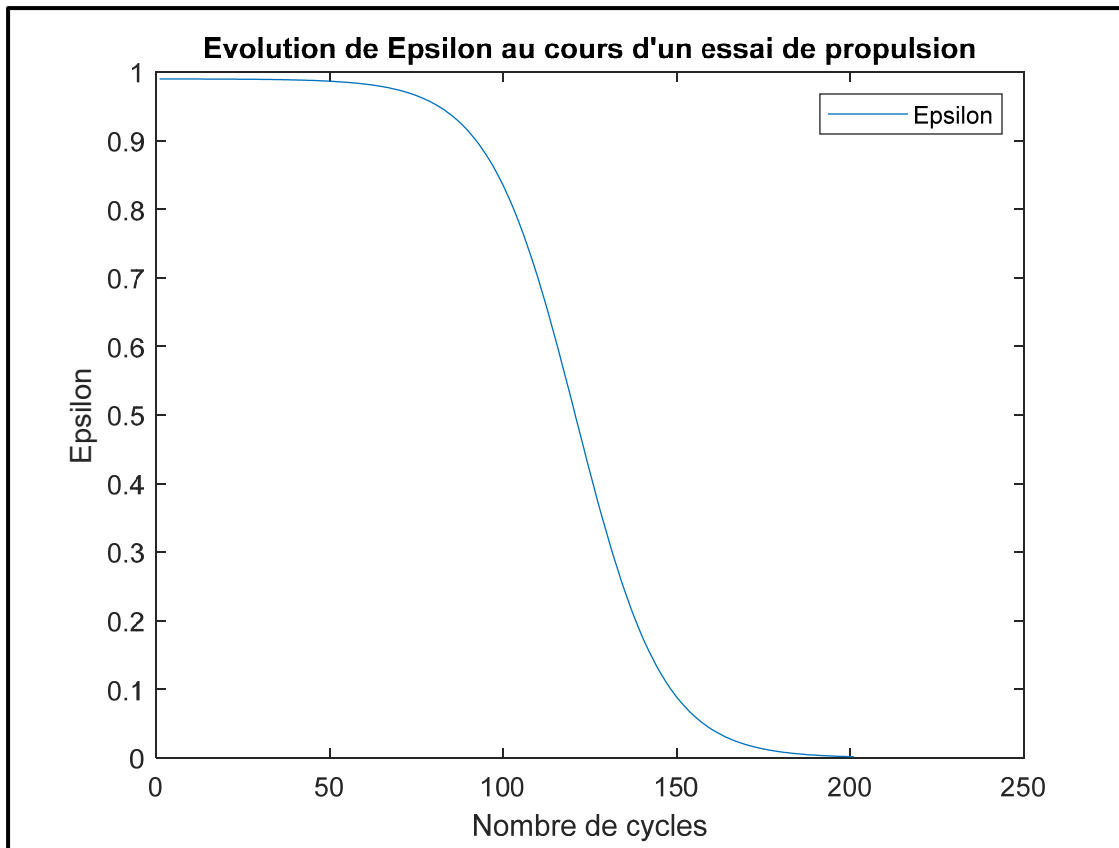


Figure 5-9 Évolution d'epsilon en fonction du nombre de cycles de propulsion

5.3.6 Choix du reward

Le reward peut être fonction d'un ou plusieurs paramètres influençant le système. D'après l'objectif fixé ainsi que les informations énoncées au CHAPITRE 4, le choix du reward s'est porté sur les variables de MEF et de coût physiologique. L'algorithme d'apprentissage par renforcement cherchant à maximiser le reward, il faut alors faire preuve de prudence dans la définition du reward. Ainsi, pour la MEF, l'objectif de l'entraînement est de faire augmenter ce paramètre, le choix a donc été fait d'associer le reward à la MEF moyenne obtenue lors du parcours d'un état. On a alors :

$$r = \overline{MEF} \quad (5.5)$$

Dans le cas de l'utilisation du coût physiologique, l'objectif de l'entraînement est de faire diminuer ce coût, ou tout du moins, minimiser son augmentation. Il est alors plus judicieux d'opter pour le choix d'un reward qui augmente lorsque le coût diminue et inversement. Le choix a alors été fait d'utiliser l'inverse du coût moyen :

$$r = \frac{1}{\bar{C}} \quad (5.6)$$

Dans le cas d'un essai de propulsion où l'objectif est à la fois d'augmenter la MEF tout en diminuant le coût physiologique, le choix a été fait de définir le reward comme la somme pondérée des deux rewards précédents.

$$r = K_1 * \overline{MEF} + K_2 * \frac{1}{\bar{C}}, \text{ avec } K_1 = 0.5 \text{ et } K_2 = 0.5 \quad (5.7)$$

Le choix des constantes K_1 et K_2 a été effectué de manière empirique.

Ces rewards sont utilisés dans les conditions expérimentales explicitées ultérieurement à la section 6.6.

5.4 Définition des hyperparamètres

Les hyperparamètres sont une partie prenante des algorithmes d'apprentissage par renforcement, y compris pour le SARSA, et leur réglage influence les performances de l'algorithme utilisé, entre des performances médiocres et des performances quasi-optimales (Hutter, Lücke, & Schmidt-Thieme, 2015). Un hyperparamètre est un paramètre de l'algorithme que l'apprentissage n'affecte pas, il est soit modifié de manière prédéterminée ou reste constant au cours de l'apprentissage. Un choix judicieux de ces paramètres permet d'avoir un impact important sur la performance de l'algorithme d'apprentissage par renforcement. Leur impact sur l'apprentissage de l'algorithme est majeur, cependant le choix

des valeurs à leur donner est difficile à effectuer car il n'y a pas de valeurs exactes pour le choix de ces paramètres, mais c'est la nature du problème étudié et des tests qui vont permettre d'effectuer un choix convenable pour ces valeurs. Ainsi, il est courant de régler manuellement ces hyperparamètres (Barsce, Palombarini, & Martínez, 2017).

Il n'existe pas dans la littérature de valeurs optimales d'hyperparamètres associées au système utilisé ici. Il est alors nécessaire de développer une méthode visant à estimer les valeurs des hyperparamètres afin d'optimiser les performances de l'apprentissage sur le simulateur.

Les hyperparamètres utilisés dans l'algorithme SARSA présenté précédemment, sont notés α et γ : α est appelée le taux d'apprentissage, et γ le facteur d'actualisation. Comme indiqué à la section 5.3.4, ces paramètres apparaissent lors de la mise à jour de la Qvalue d'un état, lors de la transition entre deux états. La Qvalue associée à l'action choisie pour un état donné, est actualisée, lors du changement d'état, suivant l'équation (5.1).

Le taux d'apprentissage détermine dans quelle mesure les valeurs de Q sont mises à jour en fonction de la récompense. Ainsi, une valeur de $\alpha = 1$ revient à remplacer la valeur avant actualisation par une nouvelle valeur ne tenant pas compte de cette valeur précédente. En effet, en appliquant cette valeur à l'équation (5.1) on a alors :

$$Q(s, a) = reward + \gamma Q(s', a') \quad (5.8)$$

A l'inverse, une valeur de $\alpha = 0$ revient à ne pas modifier la valeur présente dans la Qmatrice. On a en effet, dans ce cas : $Q(s, a) = Q(s, a)$.

Ainsi, plus α est proche de 0, plus la valeur mise à jour de la Qvalue tient compte de la valeur déjà présente. A l'inverse, plus α est proche de 1 plus l'influence du reward est importante par rapport à la valeur déjà présente dans la Qmatrice. Précédemment, il avait été proposé de

diminuer α au cours de l'essai, de la même manière que ϵ , ce qui force la matrice des Qvalues à ne plus évoluer mais cela ne garantit pas que la matrice converge au bon moment et vers les bonnes valeurs. Garder un α constant non permet de garder une évolution de la Qmatrice en évaluant les Qvalues maximales même lorsque ϵ diminue. Cela permet de vérifier que les Qvalues maximales déterminée lorsque ϵ était proche 1 sont effectivement les Qvalues maximales après un choix moins aléatoire (lorsque ϵ diminue).

Le facteur d'actualisation γ règle l'importance accordée aux Qvalues de l'état suivant. En effet, si l'on raisonne comme précédemment, une valeur de $\gamma = 0$ revient à ne pas prendre en compte la valeur $Q(s', a')$ qui est l'action suivante a' choisie pour l'état s' suivant l'état actuel s . On a alors :

$$Q(s, a) = Q(s, a) + \alpha(\text{reward} - Q(s, a)) \quad (5.9)$$

$$Q(s, a) = Q(s, a)(1 - \alpha) + \alpha(\text{reward}) \quad (5.10)$$

Ainsi, une valeur nulle de gamma ne tient pas compte de l'action choisie à la suite de l'action actuelle, ce qui efface la hiérarchisation des actions suivantes et leur influence sur l'action actuelle. On parle alors d'un système myope ou opportuniste.

En revanche, choisir un $\gamma = 1$ revient à donner une forte importance au choix de l'action choisie à la suite de l'action actuelle. On a alors :

$$Q(s, a) = Q(s, a) + \alpha(\text{reward} + Q(s', a') - Q(s, a)) \quad (5.11)$$

Ce choix peut être dangereux car le choix d'une bonne action à la suite d'une mauvaise action peut rendre plus grande la Qvalue associée à la mauvaise action et ainsi la faire passer pour une action moyenne voir une bonne action. De plus, une valeur de $\gamma > 1$ peut entraîner la divergence des Qvalues.

5.5 Détermination du couple (α, γ)

L'objectif de cette section est alors de développer une méthode visant à déterminer un couple (α, γ) pour notre système avec une évolution d'epsilon fixée préalablement. Pour ce faire, nous effectuons des simulations en faisant varier les paramètres (α, γ) afin d'obtenir le couple maximisant nos performances. Chaque simulation se voit attribuer un score, explicité dans la section ce qui permet d'obtenir un score pour chaque couple (α, γ) et de choisir le couple avec le score le plus haut.

5.5.1 Méthodologie

5.5.1.1 Création d'une matrice de référence

A partir d'un essai réel de propulsion sur le simulateur avec l'utilisation du biofeedback haptique et de l'apprentissage par renforcement, nous avons pu obtenir, pour chaque action visitée, et par état, la valeur moyenne de la MEF obtenue pour ce couple (état, action). Pour créer une matrice contenant les valeurs moyenne de MEF par couple (état, action), plusieurs essais ont été réalisés et testés mais l'essai sélectionné pour les illustrations est un essai long de 400 cycles de propulsion pour lequel, le paramètre $\epsilon=1$, c'est-à-dire que tout au long de l'essai, les actions ont été choisies au hasard. La matrice obtenue pour le côté gauche est présentée à la Figure 5-10.

Niv 10	54	36	43	44	37	40	50	23	19	6
Niv 9	32	41	52	47	49	48	45	37	20	5
Niv 8	40	40	33	47	45	47	33	44	25	6
Niv 7	43	41	45	38	45	42	41	36	29	3
Niv 6	49	51	37	44	52	43	47	45	20	6
Niv 5	35	39	36	42	42	36	42	34	27	1
Niv 4	50	52	46	34	41	38	43	44	17	2
Niv 3	36	42	51	45	34	55	38	39	25	2
Niv 2	44	46	39	43	47	26	41	46	30	4
Niv 1	41	36	42	40	32	49	43	44	28	6
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	Etats									

Figure 5-10 Répartition des passages par (état, action) lors de l'essai long – côté gauche

En observant la MEF au long de l'essai en fonction des états visités et des actions prises, il a été possible d'obtenir une matrice contenant la valeur moyenne de MEF, exprimée en %, pour chaque couple état-action (s, a). De même, l'écart-type associé à chaque couple (s, a) a été obtenu à partir de cet essai.

Disposant de la matrice des moyennes et de la matrice des écarts-types, il a été possible de simuler 1000 essais pour chaque couple (α , γ) de propulsion de 180 cycles chacun, appelés épisodes. Durant chaque épisode, pour chaque changement d'état au cours d'un cycle, le reward obtenu était calculé en fonction de la moyenne et de l'écart-type correspondant au couple (s, a), extrait des matrices et choisi avec l'équation suivante :

$$r(s, a) = \overline{MEF(s, a)} \pm 2 * rand * \text{écart type}(s, a) \quad (5.12)$$

Les Qvalues ont été mises à jour en utilisant l'algorithme SARSA comme lors d'acquisitions mais en utilisant le reward simulé. Pour chaque essai, tous les couples de paramètres (α, γ) ont été testés 1000 fois, en faisant varier ces paramètres entre 0.1 et 1 par pas de 0.1.

5.5.1.2 Mise en place du score visant à classer les couples (α, γ)

Un score est calculé pour chaque couple (α, γ) à chaque essai. Un exemple de calcul du score est proposé à l'ANNEXE I pour illustrer la méthode. Dans le cas du système, il existe 10 états, cependant les états 9 et 10 ne sont pas pris en compte pour le calcul du score du fait du nombre de passage trop peu nombreux, les états 1 à 8 sont donc étudiés. A la fin d'une simulation de 180 épisodes, pour chaque état, le niveau d'action dont la Qvalue était maximale est relevé et comparé à la matrice de référence contenant la MEF moyenne pour chaque couple (état, action). Si dans la matrice de référence, la valeur de la Qvalue se classe parmi les 3 Qvalues les plus hautes de cet état, il est considéré que ce résultat est bon pour cet état. Le score est incrémenté de 1 pour le couple (α, γ) lorsque le résultat est bon pour 6 des 8 états étudiés et une nouvelle simulation est lancée pour ce même couple. A la fin des 1000 simulations, un score compris entre 0 et 1000 est donc attribué au couple (α, γ) .

5.5.2 Résultats des simulations

A la fin des 1000 simulations, nous avons obtenu la matrice de score illustrée à la Figure 5-11 pour le côté gauche, celle pour le côté droit est visible en ANNEXE II.

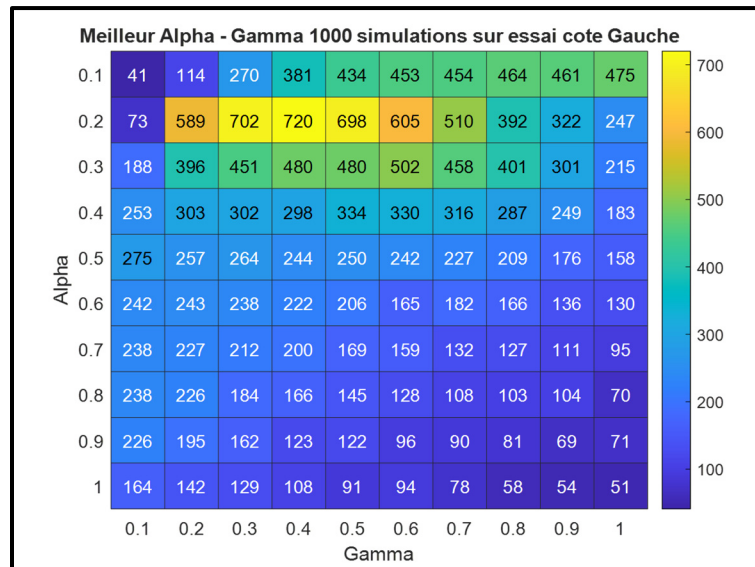


Figure 5-11 Matrice de score obtenue après 1000 simulations – côté gauche

Nous pouvons donc observer que le couple (α, γ) ayant le plus haut score est le couple $\alpha = 0.2$ et $\gamma = 0.4$.

Il est possible d'observer que les valeurs générant les scores les plus haut se trouvent dans la partie supérieure de la figure précédente, c'est-à-dire pour $\alpha \leq 0.5$. Ainsi, il a été possible d'effectuer de nouveau les simulations en faisant varier α entre les valeurs de 0.05 et 0.5 par pas de 0.05 pour affiner la sélection des paramètres. La matrice de score obtenue pour le côté est présentée à la Figure 5-12, celle pour le côté droit est en ANNEXE II

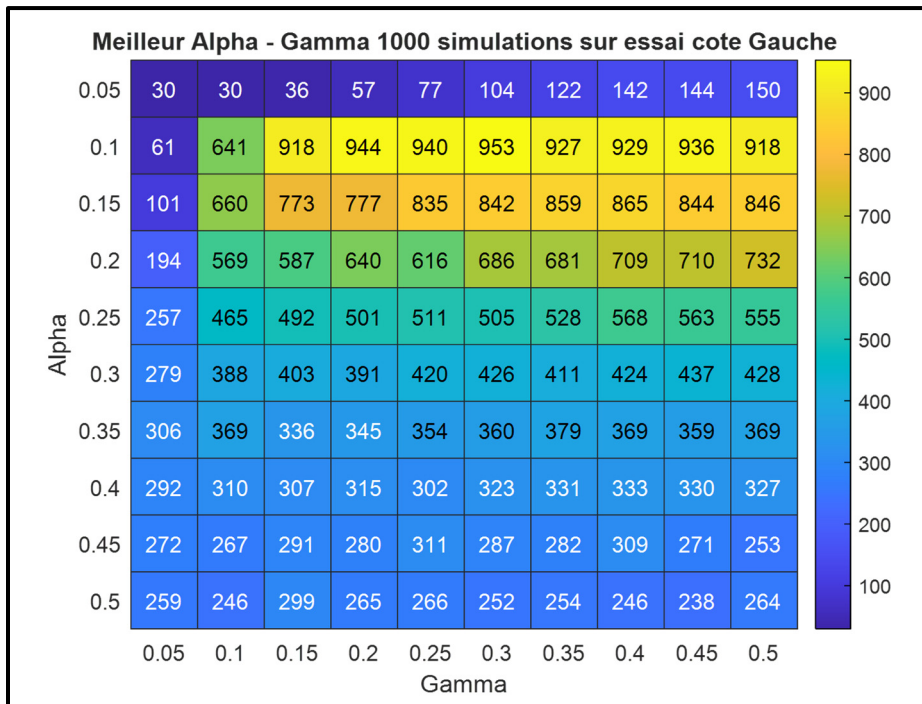


Figure 5-12 Matrice de score obtenue pour $(\alpha, \gamma) \in [0.05, 0.5]$ – côté gauche

Les valeurs obtenues après affinage sont $\alpha = 0.15$ et $\gamma = 0.4$ en prenant en compte les résultats des deux côtés. Ce sont ces valeurs qui sont conservées par la suite.

5.5.3 Limites du choix

Les valeurs obtenues sont des valeurs optimales d'après l'évaluation en choisissant de répartir le score selon les critères établis précédemment. Il est possible d'être plus restrictif en cherchant à ce que la Qvalue maximale corresponde à la valeur moyenne maximale et non pas à l'une des 3 valeurs moyennes maximales. Cependant, même avec ce critère cela donne toujours des valeurs d'alpha et de gamma similaires mais avec des scores plus faibles. Le choix d'évaluer le score tel qu'il a été fait permet d'obtenir une estimation d'un couple d'hyperparamètres (α, γ) en supposant que le reward obtenu varie comme à l'équation (5.12).

Cela permet de recouvrir la majorité des valeurs prises lors des essais, mais ne représente pas 100% des valeurs. La distribution du reward dans la simulation se rapproche de la réalité, mais n'est pas exactement comme dans la réalité, ce qui peut rendre la validation d'un paramétrage compliqué. En effet, même avec le couple de paramètres donnant les meilleurs résultats, les Qvalues maximales d'un essai ne seront pas forcément égales aux valeurs moyennes de MEF maximales.

Les valeurs obtenues sont proches pour le côté droit et gauche mais ne sont pas forcément égales, le choix a été fait de prendre des valeurs convenant pour les deux côtés.

Les derniers états de la matrice ne sont pas toujours visités en entier et les valeurs de reward peuvent varier plus fortement ce qui peut donner des variations sur les valeurs maximales de ces états et donc entraîner une répartition de visites des couples (s, a) différentes. Cela est observable sur la Figure 5-13 pour l'état 9 et 10 par exemple où les visites sont moins fréquentes.

Niv 10	12	104	10	7	11	99	9	9	6	0	
Niv 9	11	9	8	11	7	10	16	23	5	2	
Niv 8	101	13	22	12	12	17	11	6	8	1	
Niv 7	7	16	8	9	8	13	16	85	43	7	
Niv 6	15	9	15	102	9	8	10	8	13	0	
Niv 5	11	13	8	16	12	15	9	12	8	1	
Niv 4	10	5	13	9	14	9	13	13	28	1	
Niv 3	8	10	7	11	15	9	11	14	4	2	
Niv 2	15	10	35	12	97	11	97	15	28	2	
Niv 1	12	13	76	13	17	11	10	12	8	4	
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Figure 5-13 Matrices des passages durant un essai de 180 cycles

5.5.4 Conclusion pour choix du couple (α, γ)

Le choix des hyperparamètres est important pour que l'algorithme fonctionne de la manière la plus optimale possible et donc pour permettre de meilleures performances de l'algorithme. Un choix inadapté de paramètres ne permet pas d'obtenir une différenciation correcte des actions considérées comme bonnes de celles considérées comme moins bonnes. De plus, au cours de l'essai il n'y a pas de lien entre les cases ayant les Qvalues maximales en début, milieu ou fin d'essai, tout est lissé en fin d'essai. Le choix d'un bon paramétrage permet de résoudre ce problème.

Cependant, il faut mettre ce choix en perspective du projet et garder en mémoire que même avec le choix d'hyperparamètres, il n'est pas garanti que l'algorithme suive le chemin menant à la meilleure moyenne de MEF (ou de coût physiologique le cas échéant) pour chaque participant. La mise à jour des Qvalues et donc les valeurs obtenues pour le choix de ces hyperparamètres (α, γ) est aussi fonction du choix du paramètre epsilon. En effet, avec des essais de plus longue durée, il est possible de faire une exploration plus longue de l'espace (état, action) mais il a été fait le choix d'effectuer des essais de 3min et donc cela influe sur le paramétrage de notre système.

CHAPITRE 6

MISE EN PLACE D'UN PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

Avec la détermination des hyperparamètres, l'ensemble des paramètres nécessaires au fonctionnement de l'algorithme a été défini. Il convient alors de mettre en place un protocole visant à évaluer la méthode mise en place précédemment.

6.1 Participants à l'étude

La présente étude a été conduite auprès de 20 sujets sains, non utilisateurs de fauteuil roulant manuel.

Les critères d'inclusion pour pouvoir prendre part à l'étude sont les suivants :

- Être majeur (au-delà de 18 ans) et en bonne santé

Les critères d'exclusions quant à eux sont listés ci-dessous :

- Avoir des douleurs ou incapacités aux membres supérieurs ou au tronc, troubles orthopédiques ou neurologiques pouvant affecter la tâche de propulsion.

Le projet a été approuvé par le comité d'éthique de l'ÉTS et du CRCHUM.

6.2 Collecte des informations

Dans le cadre de cette étude, un formulaire de consentement est présenté et expliqué aux participants. Un temps est donné à ces derniers pour pouvoir le lire et le compléter, après avoir évalué leurs compétences comme satisfaisantes pour participer à l'étude. À la suite de cela, les participants sont pesés. Avant de commencer les essais, bien qu'écrit dans le protocole, il est de nouveau demandé aux participants de confirmer qu'ils n'ont pas de

douleurs ni aux membres supérieurs ni au tronc et qu'ils n'ont pas de troubles orthopédiques ou neurologiques pouvant affecter la propulsion.

6.3 Mesures des moments de préhension maximaux

Avant de commencer les périodes de propulsion, les moments de préhension maximaux des participants sont mesurés, de chaque côté, à l'aide d'un appareil de mesure de la force de préhension, appelé Jamar, présenté à la Figure 6-1 et considéré comme l'étalon d'or pour ces mesures (Hogrel, 2015). Pour effectuer ces mesures, les participants sont assis avec une flexion du coude à 90° puis il leur est demandé de serrer au maximum pendant au moins 5 secondes (Huang et al., 2022). Ces mesures permettront par la suite de pouvoir réaliser une normalisation des mesures de moments.



Figure 6-1 Outil de mesure de la force de préhension Jamar
Tiré de Huang et al., (2022)

6.4 Configuration des constantes (paramètres) de l'ergomètre

La prise de mesure de la masse des participants a été effectuée dans le but d'ajuster l'entrée m correspondant à la masse du système {fauteuil + utilisateur}. Le fauteuil étant le même pour tous les sujets, seul la masse du sujet importe pour ajuster la masse totale du système {fauteuil + utilisateur}. Ce paramètre est ajusté en début d'acquisition pour chaque participant.

Comme précisé au CHAPITRE 3, le modèle de simulateur développé par Chénier permet de modifier le coefficient de friction des roues sur le sol. Ainsi, il est possible d'imiter la propulsion sur différents sols. Afin de conserver une cohérence avec l'étude de Blouin, le coefficient de friction a été conservé égal à celui utilisé dans son étude. L'interface évoquée au CHAPITRE 3 est illustrée à la Figure 6-2.

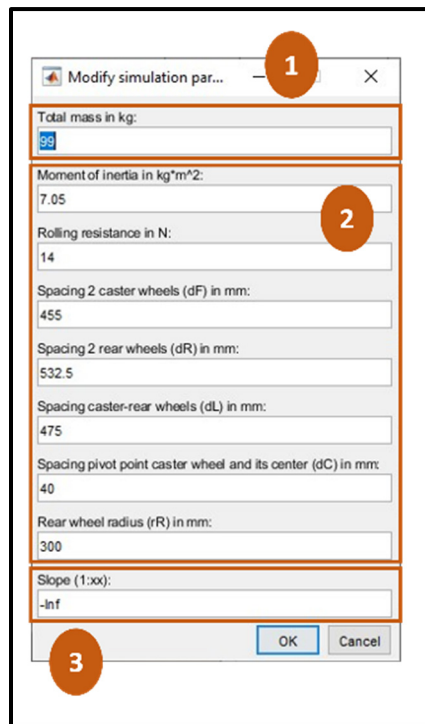


Figure 6-2 Interface de modification des paramètres du simulateur : masse utilisateur-fauteuil (1), paramètres géométriques et cinétiques (2), paramètre de pente (3)

6.5 Phase d'adaptation et bloc libre

L'échantillon de participant n'étant constitué que de non-utilisateurs de FRM, une explication du fonctionnement du simulateur est suivie par une phase d'échauffement de 2min de propulsion sur l'ergomètre afin de s'y familiariser. Durant cette phase, la rétroaction haptique a été désactivée. Le participant peut observer sa vitesse durant la phase d'échauffement via l'interface présentée à la section 3.4 ce qui lui permet aussi de s'habituer à propulser à une vitesse proche de 1.1m/s. En gardant la rétroaction désactivée, un essai initial d'entraînement de trois (3) minutes est ensuite effectué afin d'obtenir les valeurs de propulsion en essai libre pour chaque participant. Les paramètres cinématiques sont évalués en temps réel avec le modèle établi par Ghazouani décrit précédemment et sont enregistrés à la fin de l'essai (Ghazouani, 2023).

Une pause d'au moins 2min est ensuite accordée (respectée) entre chaque essai pour permettre au participant de récupérer physiquement entre les essais ainsi que de mesurer sa fréquence cardiaque et d'obtenir son auto-perception de l'effort durant le bloc passé.

6.6 Blocs avec rétroaction haptique

Les blocs avec rétroaction haptique sont ceux pour lesquels l'algorithme SARSA et la loi de commande associée est utilisée. La rétroaction haptique provient de la loi de commande définie préalablement et est gérée par un bloc Simulink prenant en entrée l'angle de la poussée en cours, les constantes de l'algorithme SARSA. Le paramètre binaire nommé « actif » indique la phase du cycle de propulsion (propulsion ou recouvrement) dans lequel se trouve le système et est déterminé à partir des données cinétiques. Les paramètres de coût articulaire et de MEF sont aussi en entrée, car ce sont eux qui servent dans l'évaluation de la récompense. De plus, la valeur de M_z est aussi une entrée, car elle permet d'obtenir la valeur

du moment en sortie qui est un pourcentage de M_z . La sortie est un moment, résistant ou d'assistance en fonction du type d'essai réalisé qui, pour rappel, se traduit par la création d'une résistance ou d'une assistance à la propulsion ressentie au niveau de la main courante pour l'utilisateur. Ce bloc Simulink est présenté à la Figure 6-3.

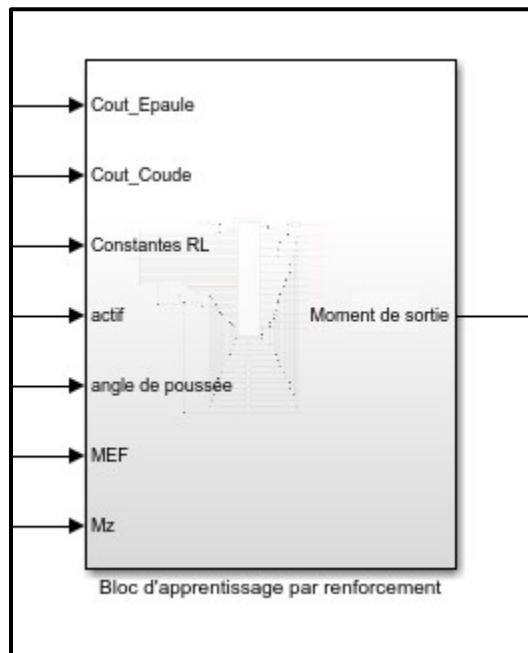


Figure 6-3 Présentation du bloc d'apprentissage par renforcement adaptée du modèle utilisé

Les blocs de propulsion avec biofeedback haptique sont au nombre de six. Les six blocs sont divisés en trois conditions d'évaluation dépendantes du type de reward défini à la section 5.3.6:

- Un reward fonction de la MEF uniquement
- Un reward fonction du coût physiologique uniquement
- Un reward fonction de la MEF et du coût physiologique

Chacune de ces trois conditions sont composées d'un bloc dit d'exploration d'une durée de 180 cycles, environ trois minutes et d'un bloc dit d'exploitation d'une durée d'une minute. Le déroulement complet des acquisitions est décrit à la Figure 6-5. Le bloc d'exploitation nécessite de reprendre en entrée, pour chaque côté, la dernière Qmatrice obtenue lors de l'essai d'exploration précédent. Cette matrice est alors figée pour l'essai et l'algorithme parcourt les couples (état, action) ayant la Qvalue maximale, pour chaque état. Ainsi plusieurs paramètres sont à modifier entre chaque condition et cela peut être source d'erreur de la part de l'opérateur lors de la réalisation d'acquisition. Afin de faciliter la réalisation des acquisitions, des boutons cliquables ont été programmés sur l'interface de modification des paramètres de biofeedback présentée au CHAPITRE 3 et détaillée à la Figure 6-4. Cette interface permet donc, en fonction du type de bloc de propulsion à réaliser, de choisir, via un simple clic, la configuration du biofeedback ainsi que la possibilité de vérifier visuellement et/ou de modifier en cas de besoin la configuration du biofeedback sélectionnée. Le biofeedback est utilisé, pour chaque condition de reward, en mode résistance uniquement ainsi qu'en mode {assistance + résistance}.

Comme après le bloc initial, la fréquence cardiaque est mesurée et l'auto-perception de l'effort par le sujet est récupérée durant la pause de 2 minutes effectuée entre chaque bloc.

Figure 6-4 Interface de modification des paramètres de biofeedback avec boutons programmables (1) et vérification visuelle (2)

6.7 Bloc post-entraînement

A la suite des blocs d'entraînement avec rétroaction haptique, un dernier bloc de propulsion de trois minutes est effectué sans rétroaction haptique afin d'observer l'impact de l'entraînement sur la propulsion a posteriori. Ce bloc permet alors une comparaison avec le bloc de propulsion initial.

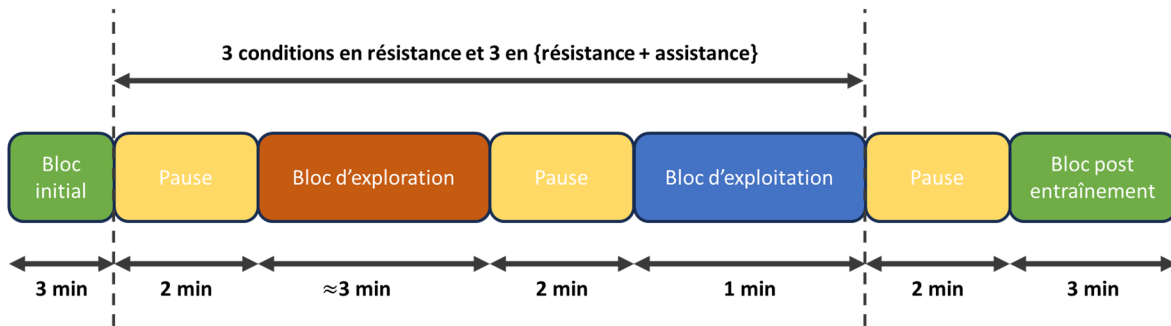


Figure 6-5 Déroulement des essais d'acquisition

CHAPITRE 7

RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX PRÉLIMINAIRES

L'étude complète menée sur 20 sujets est en cours, ici, deux sujets pilotes ainsi que deux sujets ayant pris part à l'étude sont étudiés afin d'obtenir des résultats préliminaires, ils seront notés S001 à S004 pour faciliter l'analyse. Les données caractéristiques anthropométriques des participants sont détaillées dans le Tableau 7.1. Pour la présentation des résultats, les blocs présentant seulement de la résistance sont désignés par le mot « Resist » et les blocs présentant à la fois de la résistance et de l'assistance sont présentés par le mot « Assist ». Seuls les résultats des essais d'exploitation (Exp) sont présentés pour l'effet de l'entraînement sur les paramètres biomécaniques. Les blocs d'apprentissage servent à obtenir les Qmatrices servant en entrée des blocs d'exploitations, ainsi ces blocs serviront pour l'observation des actions choisies par l'algorithme en fin de chapitre.

Tableau 7.1 Caractéristiques anthropométriques des participants

	S001	S002	S003	S004	Moyenne \pm SD
Âge (années)	25	26	26	27	26 \pm 0.82
Poids (kg)	85	54	78	70	71.7 \pm 13.3
Taille (cm)	184	160	188	172	176 \pm 12.6

7.1 Méthodologie pour la présentation des résultats

7.1.1 Identification des cycles de propulsion

Les données de forces et de moments ont été collectées à partir des roues instrumentées et les phases de propulsion ont été identifiées en utilisant 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. Les signaux de MEF, coût

physiologique et moment articulaire ont été collectés en temps réel et ont été représentés par cycle en fonction de la détection préalablement établie. La cadence ainsi que l'angle de poussée ont aussi été collectés.

7.1.2 Tri des cycles les moins répétables et filtrage

Dans l'analyse des résultats, les 10% des cycles les moins répétables selon le paramètre du coût physiologique ont été retirés afin de ne pas utiliser de cycles aberrants. Ainsi, en observant, pour chaque essai, la valeur médiane parmi les cycles de propulsion pour le coût physiologique, puis en observant la valeur de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) entre la médiane et chaque cycle, les 10% des cycles les moins répétables, c'est-à-dire ayant le RMSE le plus élevé, ont été retirés. Pour les résultats des moments articulaires, certaines valeurs aberrantes étaient présentes, un filtre de hampel a été utilisé pour éliminer ces valeurs.

7.1.3 Normalisation des paramètres MEF et coût physiologique

Afin de comparer les résultats de l'entraînement sur les paramètres MEF et coût physiologique, il est alors décidé d'utiliser une représentation du coût en fonction de la MEF, en normalisant chacun de ces paramètres.

Pour ce faire, les paramètres $\overline{MEF}(\%poussée)$ et $\bar{C}(\%poussée)$ ont été utilisés, la Figure 7-1 illustre un exemple de $\overline{MEF}(\%poussée)$. Le choix est fait d'utiliser l'aire sous la courbe de ces paramètres pour chaque essai et de diviser cette aire par l'aire du rectangle formé par le maximum de chaque paramètre.

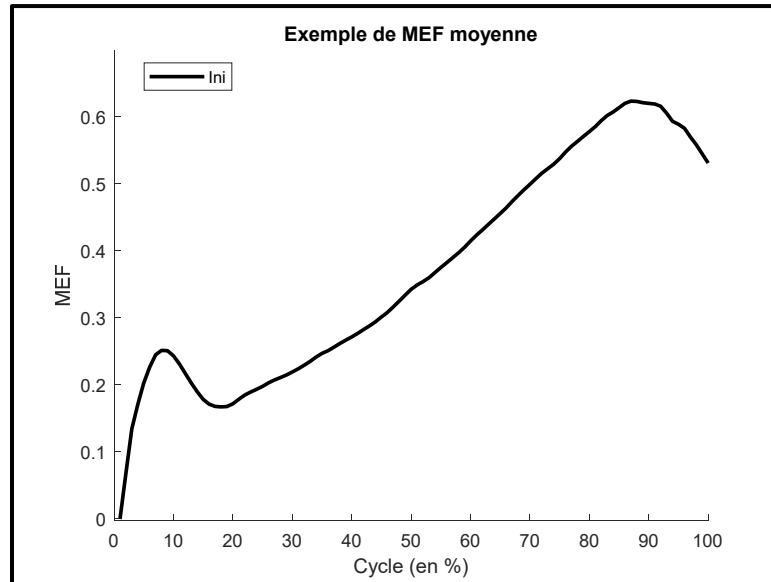


Figure 7-1 Exemple d'une MEF moyenne représentée en fonction du pourcentage de poussée

En d'autres termes, la MEF est par définition comprise dans l'intervalle $[0;1]$, et le pourcentage de cycle étant compris dans l'intervalle $[0;100]$ la longueur d'un cycle est $L_{cycle} = 100\%$, l'aire sous la courbe du maximum est donc :

$$Aire_{MEF_{max}} = MEF_{max} * L_{cycle} \quad (7.1)$$

De même, d'après la définition du coût par l'équation (4.20), le coût peut être majoré par la somme des valeurs maximales des volumes articulaires établies au Tableau 4.3 et de C_0 car chaque rapport de moment par le moment max peut être majoré par 1. On a donc :

$$C_{max} = V_{e_{max}} + V_{s_{max}} + C_0 \quad (7.2)$$

D'où :

$$Aire_{C_{max}} = C_{max} * L_{cycle} \quad (7.3)$$

Cela permet d'obtenir des paramètres normalisés

$$MEF_{norm} = \frac{Aire_{\overline{MEF}}}{Aire_{MEF_{max}}} \quad (7.4)$$

Et :

$$C_{norm} = \frac{Aire_{\bar{c}}}{Aire_{C_{max}}} \quad (7.5)$$

Ainsi, pour chaque essai, il est possible de représenter graphiquement, par un point de coordonnées (MEF_{norm}, C_{norm}) , la valeur de l'essai et ainsi de comparer les essais entre eux de cette façon. Les résultats expérimentaux sont présentés et comparés sous cette forme à la section 7.5 afin d'apporter une représentation graphique décrivant globalement la progression de la MEF en fonction du coût pour chaque bloc par rapport au bloc Ini.

7.2 Conséquences de l'entraînement sur la MEF

Les résultats de la MEF moyenne par sujet, par bloc d'entraînement et pour le côté gauche sont présentés dans le Tableau 7.2, les cases représentées en vert indiquent que la valeur pour cet essai est supérieure à la valeur moyenne de l'essai initial pour ce participant. Les résultats sont présentés en pourcentage pour faciliter la lecture du tableau. Le Tableau 7.2 permet d'observer que le sujet S003 a une MEF moyenne supérieure à la MEF moyenne initiale sur l'ensemble des essais de propulsions, il y a une augmentation de la MEF moyenne de 90% entre le bloc de propulsion initial et le bloc utilisant assistance et résistance avec la MEF et le coût comme récompense pour le côté gauche. Le participant S004 présente une MEF initiale bien supérieure à celle des autres sujets et présente une augmentation de 13% entre le bloc initial et le bloc d'exploration donnant la MEF la plus haute. Les sujets S001 et S002 présentent une augmentation de la MEF respectivement de 16% et 18% dans le bloc d'exploration ayant le plus amélioré la MEF. On remarque que pour les trois derniers participants, les blocs où la récompense est dépendante de la MEF a permis d'obtenir une MEF moyenne supérieure à la MEF initiale moyenne et cela pour la condition avec

assistance ou avec résistance seulement. De même, chez les sujets S002 et S003, les blocs mélangeant MEF et coût physiologique améliorent la MEF moyenne par rapport à la MEF initiale. Seul le sujet S003 a augmenté sa MEF moyenne entre l'essai initial et l'essai post-entraînement.

Tableau 7.2 Tableau de la MEF moyenne à gauche chez les sujets analysés

Essais	MEF moyenne (en %)			
	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 Resist	37.58 ± 19.44	46.76 ± 12.17	57.92 ± 19.27	76.47 ± 18.22
Exp cout Assist	32.88 ± 21.36	35.3 ± 14.79	63.21 ± 18.63	59.78 ± 21.63
Exp cout Resist	48.19 ± 25.46	43.84 ± 12.12	61.82 ± 19.08	64.41 ± 21.38
Exp cout et MEF Assist	40.44 ± 22.09	39.98 ± 16.38	70.2 ± 19.21	58.87 ± 23.21
Exp cout et MEF Resist	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

La Figure 7-2 représente l'évolution de la MEF sur un cycle chez le sujet S004 à gauche pour les essais Ini, Post et l'ensemble des essais d'exploitation.

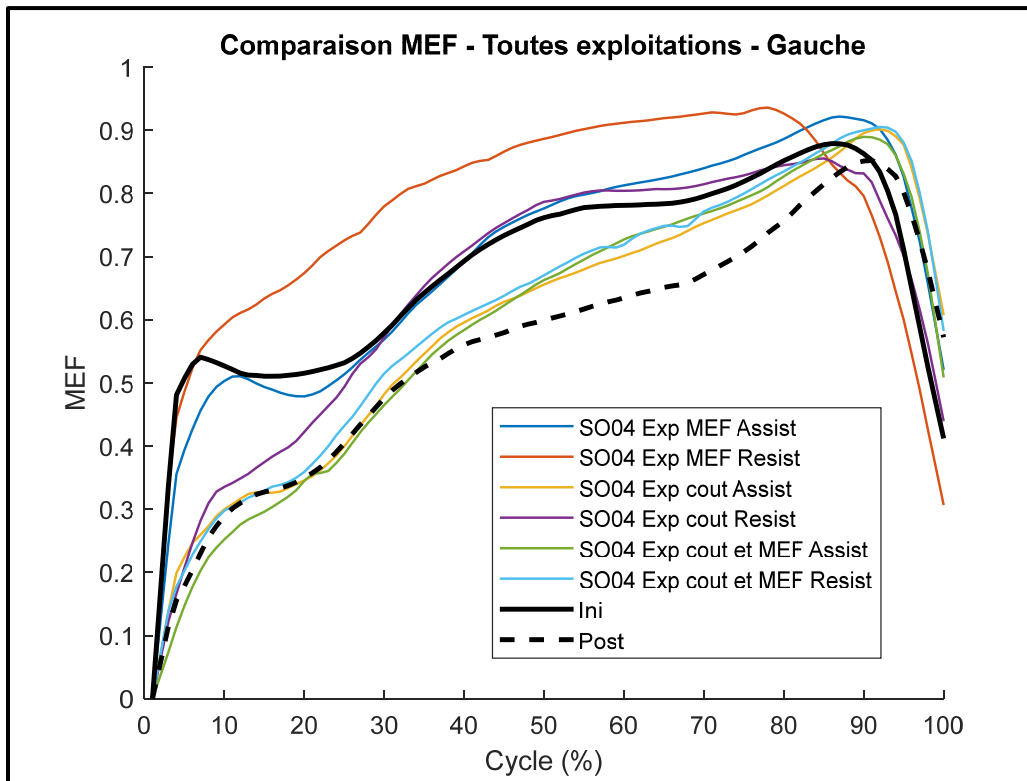


Figure 7-2 Illustration de l'évolution de la MEF sur un cycle chez le sujet S004 à gauche pour les essais Ini, Post et l'ensemble des essais d'exploitation

7.3 Conséquences de l'entraînement sur le coût physiologique

Les résultats du coût physiologique moyen par sujet, bloc d'entraînement pour le côté gauche sont présentés dans le Tableau 7.3, les cases représentées en vert indique que la valeur pour cet essai est inférieure à la valeur moyenne de l'essai initial pour ce. La Figure 7-3 représente l'évolution du coût physiologique sur un cycle chez le sujet S004 à gauche pour les essais Ini, Post et l'ensemble des essais d'exploitation.

Chez les sujets S003 et S004, le coût physiologique moyen a été amélioré, c'est-à-dire diminué, pour les blocs d'exploitation ayant le coût et la MEF en récompense pour les conditions de résistance seule et avec la combinaison résistance et assistance, cette

amélioration atteint au mieux, 27% pour le sujet S003 et 29% pour le sujet S004. Pour le sujet S004, les deux blocs d'exploitation ayant le coût comme récompense ont fait diminuer le coût pour les deux conditions ({résistance} et {résistance + assistance}), pour le sujet S003, seule la condition {résistance + assistance} à fait diminuer le coût pour le bloc avec le coût en récompense. Pour le sujet S002, l'amélioration est de 1% au mieux concernant le coût physiologique.

Tableau 7.3 Tableau du coût physiologique moyen à gauche chez les sujets analysés

Essais	Cout moyen ($\times 10^{-2}$ L)			
	S001	S002	S003	S004
Exp MEF Assist	3.8591 \pm 1.1716	2.9614 \pm 0.7493	3.0346 \pm 0.5577	6.3461 \pm 1.4775
Exp MEF Resist	4.635 \pm 1.3751	3.5922 \pm 1.0286	3.9218 \pm 0.6754	7.1796 \pm 2.2372
Exp cout Assist	3.9851 \pm 0.9463	3.4961 \pm 1.2133	3.0122 \pm 0.581	4.308 \pm 1.1323
Exp cout Resist	4.435 \pm 1.6683	3.8847 \pm 1.2406	4.2762 \pm 1.1895	5.6278 \pm 1.6792
Exp cout et MEF Assist	3.8569 \pm 1.3297	2.6549 \pm 0.7313	2.9457 \pm 0.7844	4.7553 \pm 1.4724
Exp cout et MEF Resist	4.6449 \pm 1.4312	4.3695 \pm 1.1387	3.5965 \pm 0.8391	4.6605 \pm 1.492
Ini	3.6722 \pm 1.1768	2.6779 \pm 0.7259	3.8207 \pm 0.5064	6.0874 \pm 1.6424
Post	4.0131 \pm 1.08	3.0678 \pm 1.1297	2.7911 \pm 0.6324	5.2083 \pm 2.0668

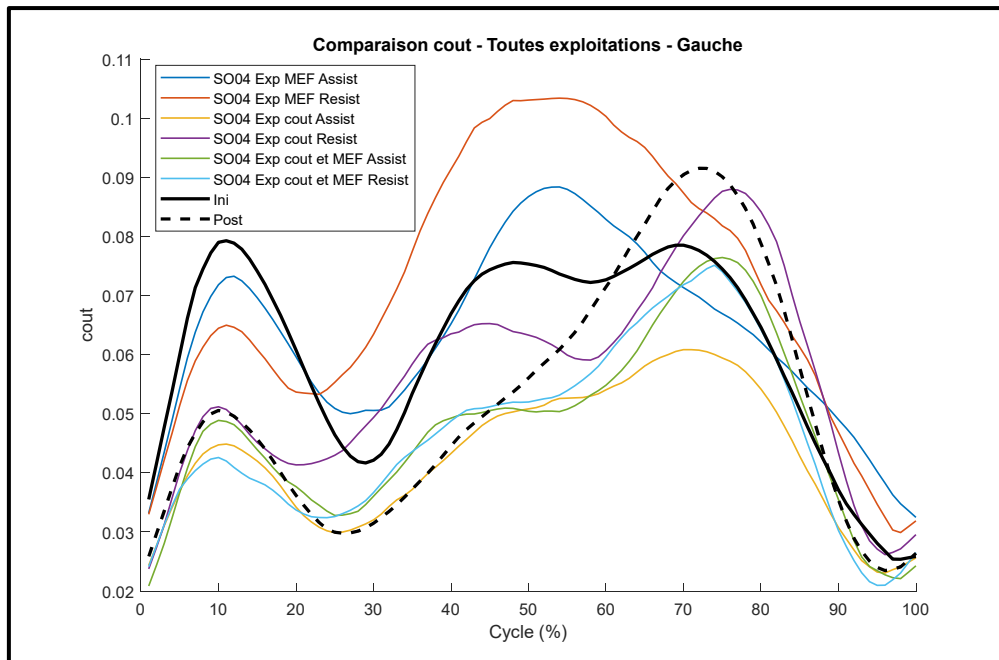


Figure 7-3 Illustration de l'évolution du coût physiologique sur un cycle chez le sujet S004 à gauche pour les essais Ini, Post et l'ensemble des essais d'exploitation

7.4 Conséquences de l'entraînement sur les moments à l'épaule

Les moments utilisés ici sont les moments externes.

7.4.1 Moments de flexion/extension

Les résultats pour la moyenne des pics de moment de flexion par sujet, bloc d'entraînement pour le côté gauche sont présentés dans le Tableau 7.4, les cases représentées en vert indiquent que la valeur pour cet essai est inférieure à la valeur de l'essai initial pour ce participant. De même, les résultats pour la moyenne des pics de moment d'extension sont présentés dans le Tableau 7.5. Les résultats pour les deux côtés sont disponibles en ANNEXE III.

Le sujet S004 présente une diminution du moment de flexion dans l'ensemble des essais d'exploitations en comparaison avec l'essai initial, sauf pour la condition de résistance utilisant la MEF comme récompense. Cette amélioration atteint 27% pour l'essai avec assistance utilisant le coût comme récompense. Les sujets S001 et S003 ont respectivement une diminution du moment de flexion de 31% et 28% dans le meilleur des essais pour chacun. Les essais avec assistance utilisant le coût seul et la MEF seule comme récompense présentent une diminution du moment de flexion à gauche chez 3 des 4 sujets par rapport à l'essai initial. Seul le sujet S002 ne présente aucune diminution du moment de flexion entre l'essai initial et les autres essais.

Tableau 7.4 Tableau des pics moyen du moment de flexion à l'épaule gauche chez les sujets analysés

Essais	Pic moyen du moment de flexion			
	S001	S002	S003	S004
Exp MEF Assist	18.47 ± 2.61	15.05 ± 2.48	9.93 ± 1.28	24 ± 3.88
Exp MEF Resist	22.79 ± 4.99	17.38 ± 2.71	15.25 ± 2.2	27.58 ± 4.55
Exp cout Assist	14.24 ± 3.67	17.89 ± 2.01	10.38 ± 1.76	18.46 ± 2.27
Exp cout Resist	25.76 ± 4.78	18.97 ± 4.07	17.13 ± 1.63	22.07 ± 3.29
Exp cout et MEF Assist	22.22 ± 3.65	14.4 ± 2.23	11.07 ± 1.18	19.43 ± 2.46
Exp cout et MEF Resist	20.11 ± 4.2	21.86 ± 2.51	13.95 ± 2.1	19.94 ± 3.44
Ini	20.75 ± 4.81	13.86 ± 2.16	13.79 ± 2.26	25.2 ± 3.52
Post	14.6 ± 3.56	14.03 ± 2.52	10 ± 1.32	20.49 ± 2.84

Concernant les pics moyens de moment d'extension, la condition d'assistance utilisant la MEF comme récompense a entraîné une diminution des valeurs chez les sujets 2 à 4 par rapport à l'essai initial. Le sujet S003 a obtenu une diminution de la valeur du pic moyen pour l'ensemble des essais d'exploitation à gauche en comparaison avec l'essai initial.

Tableau 7.5 Tableau des pics moyen du moment d'extension à l'épaule gauche chez les sujets analysés

Essais	Pic moyen du moment d'extension			
	S001	S002	S003	S004
Exp MEF Assist	7.9 ± 0.92	1.47 ± 1.25	5.45 ± 0.86	0.39 ± 0.72

Exp MEF Resist	9.7 ± 1.73	3.46 ± 1.15	6.23 ± 1.33	3.71 ± 1.85
Exp cout Assist	9.14 ± 1.29	2.93 ± 1.35	5.19 ± 1.17	2.07 ± 1.23
Exp cout Resist	7.94 ± 1.88	2.27 ± 1.24	6.45 ± 1.2	3.92 ± 1.8
Exp cout et MEF Assist	7.46 ± 0.8	2.52 ± 1.14	5.46 ± 1	3.01 ± 1.64
Exp cout et MEF Resist	8.21 ± 1.28	2.23 ± 1.74	5.59 ± 1.08	2.94 ± 1.27
Ini	7.69 ± 1.05	1.69 ± 1.1	7.04 ± 1.31	1.9 ± 1.18
Post	9.32 ± 1.19	3.05 ± 1.23	4.68 ± 1.14	2.02 ± 1.32

La Figure 7-4 donne une observation des moments de flexion/extension pour l'ensemble des essais d'exploration ainsi que l'essai initial et l'essai de post-entraînement pour le sujet S004 du côté gauche.

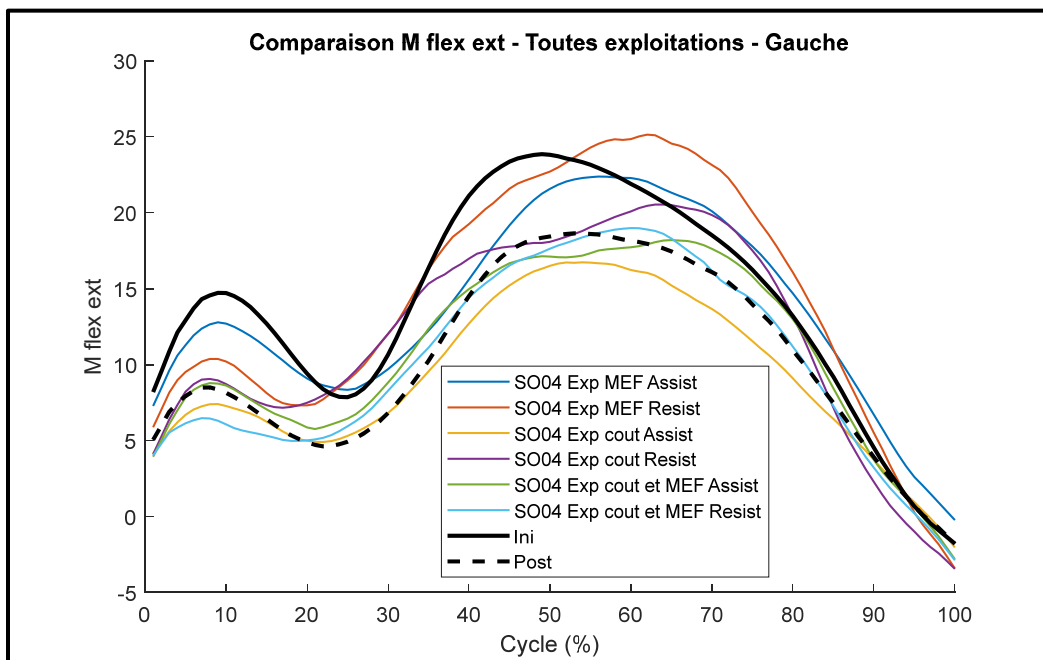


Figure 7-4 Illustration de l'évolution du moment de flexion extension à l'épaule sur un cycle chez le sujet S004 à gauche pour les essais Ini, Post et l'ensemble des essais d'exploitation

7.4.2 Moments d'adduction/abduction

Les résultats pour la moyenne des pics de moment d'adduction par sujet, bloc d'entraînement pour le côté gauche sont présentés dans le Tableau 7.6, les cases représentées en vert indiquent que la valeur pour cet essai est inférieure à la valeur de l'essai initial pour ce participant. De même, les résultats pour la moyenne des pics de moment d'abduction sont présentés dans le Tableau 7.7. Les résultats pour les deux côtés sont disponibles en ANNEXE IV.

Les résultats sur les pics moyens de moment d'adduction montrent qu'ils ont diminué chez le sujet S004 pour 5 des 7 conditions autres que l'essai initial, en comparaison avec cet essai initial. Chez les autres sujets, il n'y a pas eu de diminution du côté gauche à l'exception d'une condition chez le sujet S001 et d'une autre condition chez le sujet S002.

Tableau 7.6 Tableau des pics moyen du moment d'adduction à l'épaule gauche chez les sujets analysés

Essais	Pic moyen de moment d'adduction			
	S001	S002	S003	S004
Exp MEF Assist	10.21 ± 6.78	11.29 ± 6.18	0.04 ± 0.17	4.05 ± 2.82
Exp MEF Resist	6.99 ± 6.21	18.53 ± 8.96	0.01 ± 0.05	9.46 ± 5.53
Exp cout Assist	6.65 ± 5.59	17.12 ± 7.41	0.04 ± 0.16	4.11 ± 2.86
Exp cout Resist	8.03 ± 6.57	23.44 ± 11.03	0.07 ± 0.23	12.09 ± 7
Exp cout et MEF Assist	8.11 ± 6.06	12.39 ± 6.56	0.46 ± 0.69	7.04 ± 5.42
Exp cout et MEF Resist	3.53 ± 3.38	18.6 ± 10.42	0.18 ± 0.4	6.91 ± 5.24
Ini	6.04 ± 5.13	11.78 ± 5.83	0 ± 0	11.94 ± 7.41
Post	6.42 ± 5.81	17.26 ± 7.01	0.79 ± 1.08	12.53 ± 9.03

La valeur du pic moyen d'abduction chez le sujet S001 pour l'essai initial est la plus haute obtenue, pour l'ensemble des autres essais d'exploitation, cette valeur est plus basse pour le côté gauche. Le pic moyen du moment d'adduction a diminué pour les sujets 1 à 3 pour l'ensemble des conditions avec assistance. Lorsque les valeurs ont augmenté chez ces sujets, cela a eu lieu pour des conditions avec résistance.

Tableau 7.7 Tableau des pics moyen du moment d'abduction à l'épaule gauche chez les sujets analysés

Essais	Pic moyen de moment d'abduction			
	S001	S002	S003	S004
Exp MEF Assist	3.07 ± 1.53	2.85 ± 1.92	6.36 ± 2.57	5.01 ± 3.48
Exp MEF Resist	3.3 ± 2.36	4.72 ± 2.45	8.37 ± 2.98	8.33 ± 6.57
Exp cout Assist	3.29 ± 1.65	2.25 ± 1.76	5.73 ± 2.32	5.13 ± 3.16
Exp cout Resist	4.04 ± 1.88	4.76 ± 1.99	9.53 ± 4.77	9.33 ± 5.43
Exp cout et MEF Assist	4.07 ± 1.58	2.19 ± 1.67	6.5 ± 2.9	6.48 ± 4.29
Exp cout et MEF Resist	4.27 ± 2.26	3.39 ± 2.06	8.45 ± 3.39	3.48 ± 2.23
Ini	4.37 ± 1.31	3.44 ± 1.69	8.65 ± 3.54	3.59 ± 2.15
Post	3.54 ± 1.75	2.02 ± 1.82	6.45 ± 2.68	2.59 ± 1.66

La Figure 7-5 illustre les moments d'adduction/abduction pour le sujet S004 pour l'essai initial, final et les essais d'exploitations pour le côté gauche.

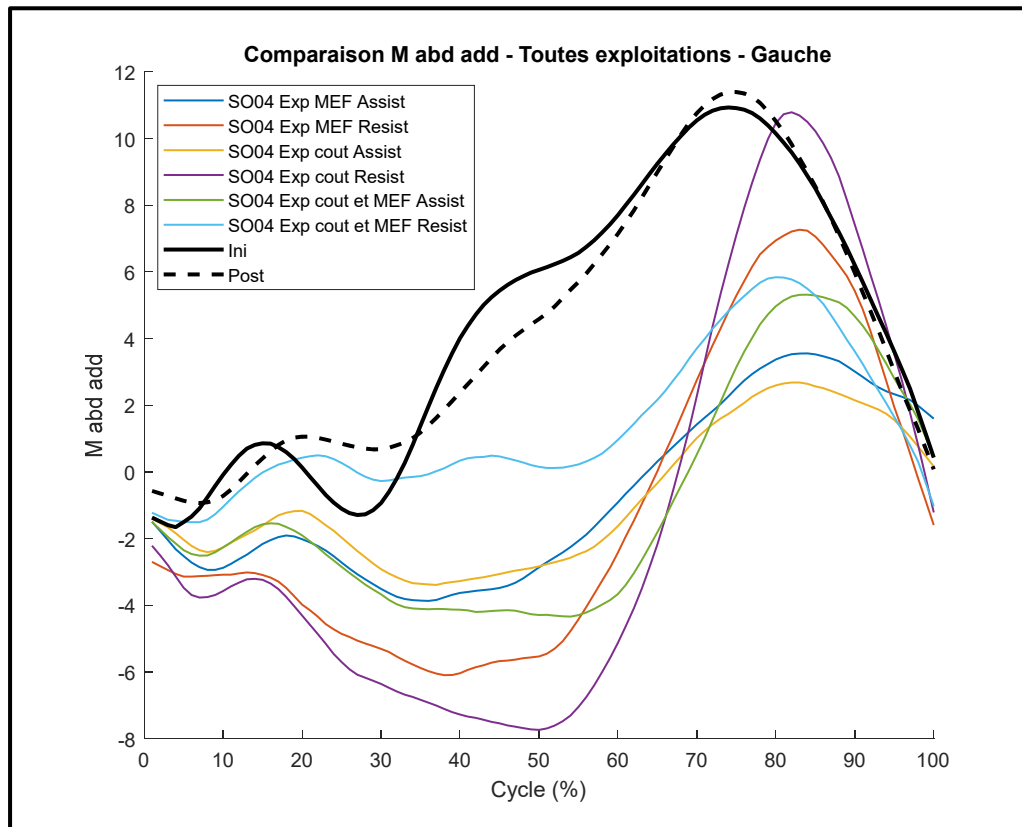


Figure 7-5 Moment d'adduction/abduction moyen - Sujet S004 - côté gauche

7.4.3 Moments de rotation interne/externe

Les résultats pour la moyenne des pics de moment de rotation interne par sujet, bloc d'entraînement pour le côté gauche sont présentés dans le Tableau 7.8, les cases représentées en vert indiquent que la valeur pour cet essai est inférieure à la valeur de l'essai initial pour ce participant. De même, les résultats pour la moyenne des pics de moment de rotation externe sont présentés dans le Tableau 7.9. Les résultats pour les deux côtés sont disponibles en ANNEXE V.

Concernant la rotation interne, le pic moyen a diminué chez l'ensemble des sujets pour l'ensemble des conditions avec assistance, à l'exception d'une condition pour le sujet S002, en comparaison avec l'essai initial.

Tableau 7.8 Tableau des pics moyen du moment de rotation interne à l'épaule gauche chez les sujets analysés

Essais	Pic moyen de moment de rotation interne			
	S001	S002	S003	S004
Exp MEF Assist	5.93 ± 2.34	6.08 ± 1.28	3.82 ± 1.09	4.69 ± 0.93
Exp MEF Resist	5.92 ± 1.66	6.23 ± 1.56	4.59 ± 1.07	6.98 ± 1.44
Exp cout Assist	5.37 ± 1.8	5.33 ± 1.13	3.64 ± 1.05	4.15 ± 0.85
Exp cout Resist	7.3 ± 2.02	7.18 ± 1.9	4.3 ± 1.15	5.98 ± 1.47
Exp cout et MEF Assist	6.16 ± 2.02	4.89 ± 1.19	3.73 ± 1.23	5.2 ± 1.09
Exp cout et MEF Resist	5.99 ± 1.74	7.9 ± 1.8	4.42 ± 0.8	4.76 ± 1.06
Ini	6.52 ± 1.94	5.73 ± 1.4	5.09 ± 0.97	5.47 ± 1.16
Post	5.1 ± 1.95	4.59 ± 1.35	3.36 ± 0.79	4.48 ± 1.1

Il n'y a pas eu de diminution du pic moyen du moment de rotation interne chez les sujets S001 et S003 lors des essais d'exploitations en comparaison avec l'essai initial. Seul l'essai utilisant la MEF comme récompense avec de l'assistance a entraîné une diminution du pic moyen du moment de rotation interne chez le sujet S004. Le sujet S002, lui, a obtenu une diminution de ce pic pour l'ensemble des essais avec assistance ainsi que pour l'essai post-entraînement et cette diminution atteint 61% pour l'essai utilisant la MEF et le coût comme récompense.

Tableau 7.9 Tableau des pics moyen du moment de rotation externe à l'épaule gauche chez les sujets analysés

Essais	Pic moyen de moment de rotation externe			
	S001	S002	S003	S004
Exp MEF Assist	2.79 ± 0.93	1.04 ± 0.92	1.93 ± 0.75	0.41 ± 0.45
Exp MEF Resist	2.95 ± 1.19	4.03 ± 2.01	1.84 ± 0.81	1.68 ± 0.72
Exp cout Assist	2.63 ± 1.03	1.78 ± 1.16	2.13 ± 0.48	1.18 ± 0.61
Exp cout Resist	1.55 ± 0.62	4.45 ± 2.27	2.22 ± 0.83	2.32 ± 0.99
Exp cout et MEF Assist	2.7 ± 0.86	0.79 ± 0.72	2.32 ± 0.66	1.46 ± 0.64
Exp cout et MEF Resist	2.28 ± 1.06	3.78 ± 1.69	2.39 ± 0.71	1.49 ± 0.59
Ini	1.52 ± 0.77	1.99 ± 1.14	1.64 ± 0.69	1.08 ± 0.64
Post	2.63 ± 1.04	1.98 ± 1.01	2.14 ± 0.69	1.32 ± 0.64

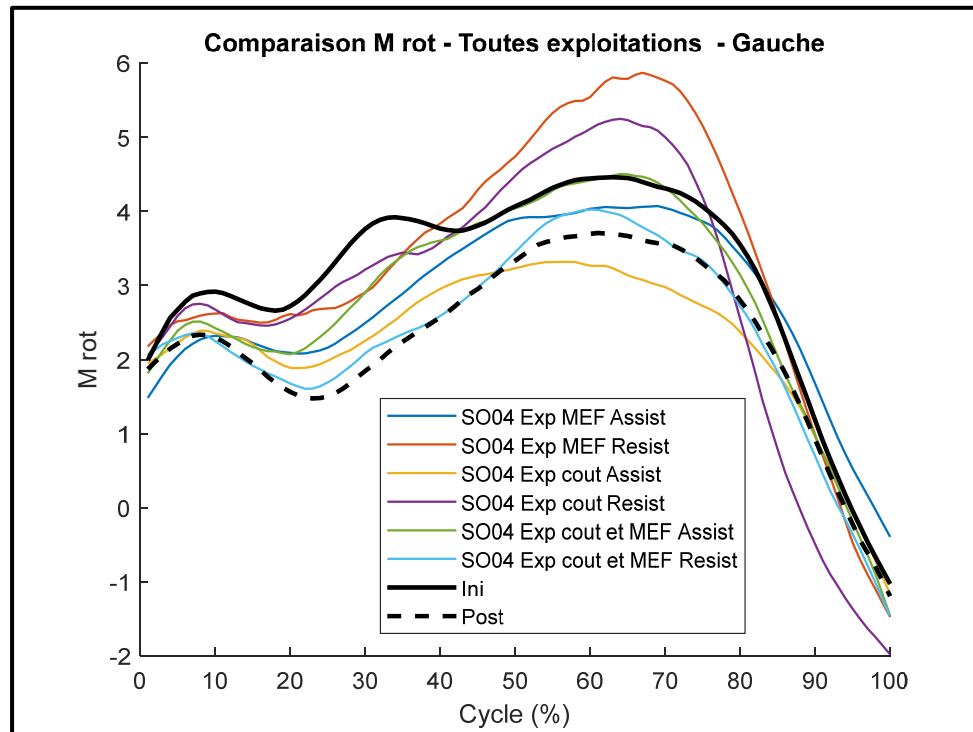


Figure 7-6 Moment de rotation interne/externe moyen - Sujet S004 - côté gauche

7.5 Représentation des résultats avec MEF_{norm} et C_{norm}

Comme explicité à la section 7.1.1, une représentation de MEF_{norm} en fonction de C_{norm} est choisie. Pour le sujet S004 les résultats comparant les essais Ini, Post et chacun des essais d'exploitation au côté gauche sont présentés à la Figure 7-7 pour les paramètres MEF_{norm} et C_{norm} . Les résultats pour l'ensemble des sujets pour le côté gauche sont présents en ANNEXE VI. Sur la Figure 7-7, il est possible de remarquer qu'aucun essai d'exploitation n'a, à la fois permis d'augmenter la MEF_{norm} , tout en conservant ou en faisant diminuer C_{norm} par rapport à l'essai initial. L'essai post-entraînement présente à la fois une MEF_{norm} et un C_{norm} plus faible que l'essai initial. L'ANNEXE VI indique que le sujet S002 a réussi augmenter sa MEF_{norm} tout en conservant C_{norm} pour l'essai d'exploitation avec assistance et résistance utilisant la MEF et le coût comme récompense. Cet effet est d'autant plus remarquable chez le sujet S003, qui présente pour 4 des 6 exploitations ainsi que pour le bloc post-entraînement, une augmentation de MEF_{norm} associée à une diminution de C_{norm} .

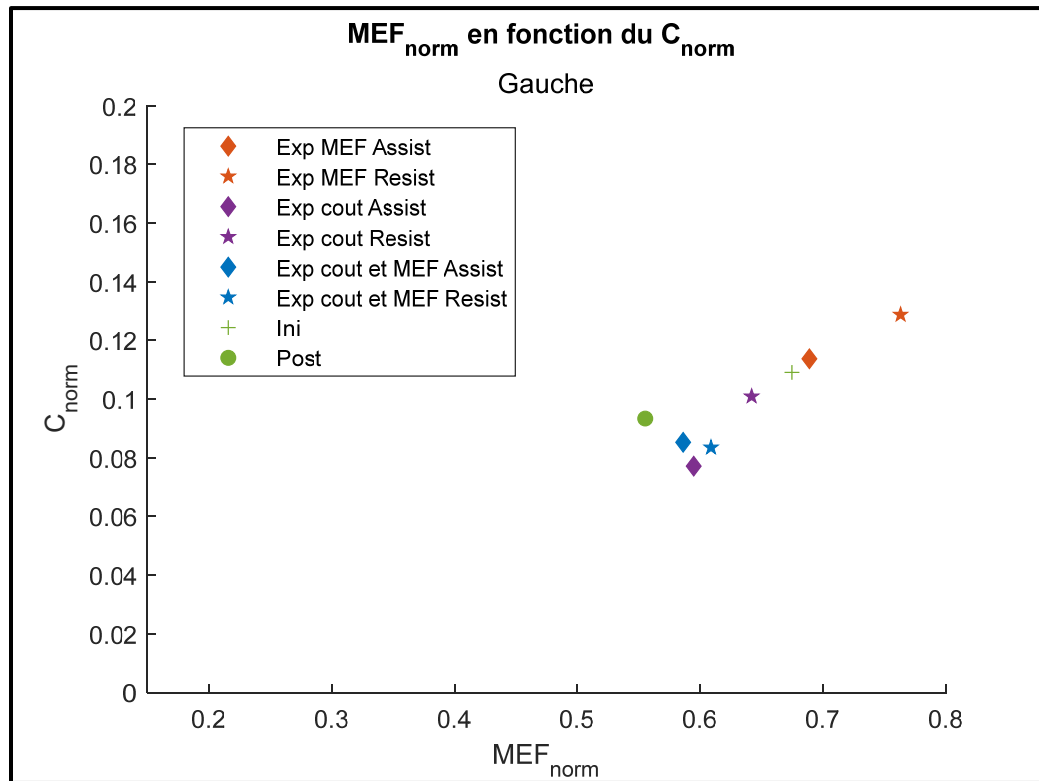


Figure 7-7 Résultats de MEF_{norm} en fonction de C_{norm} - S004 – Gauche

7.6 Conséquences de l'entraînement sur la cadence et l'angle de poussée

Les résultats de l'entraînement concernant l'angle de poussée moyen par sujet, bloc d'entraînement pour côté gauche sont présentés dans le Tableau 7.10, les cases représentées en vert indiquent que la valeur pour cet essai est supérieure à la valeur moyenne de l'essai initial pour ce participant. Les résultats sur l'angle de poussée montrent que l'entraînement provoqué une augmentation de l'angle pour la majorité des essais des sujets S002, S003 et S004 en comparaison avec l'essai initial. Le sujet S004 présente une augmentation de 46% de l'angle de poussée au maximum pour le côté gauche. Ce résultat est de 3% pour le sujet S001, 12% pour le sujet S002 et 8% pour S003. Les résultats pour les deux côtés sont disponibles en ANNEXE VII

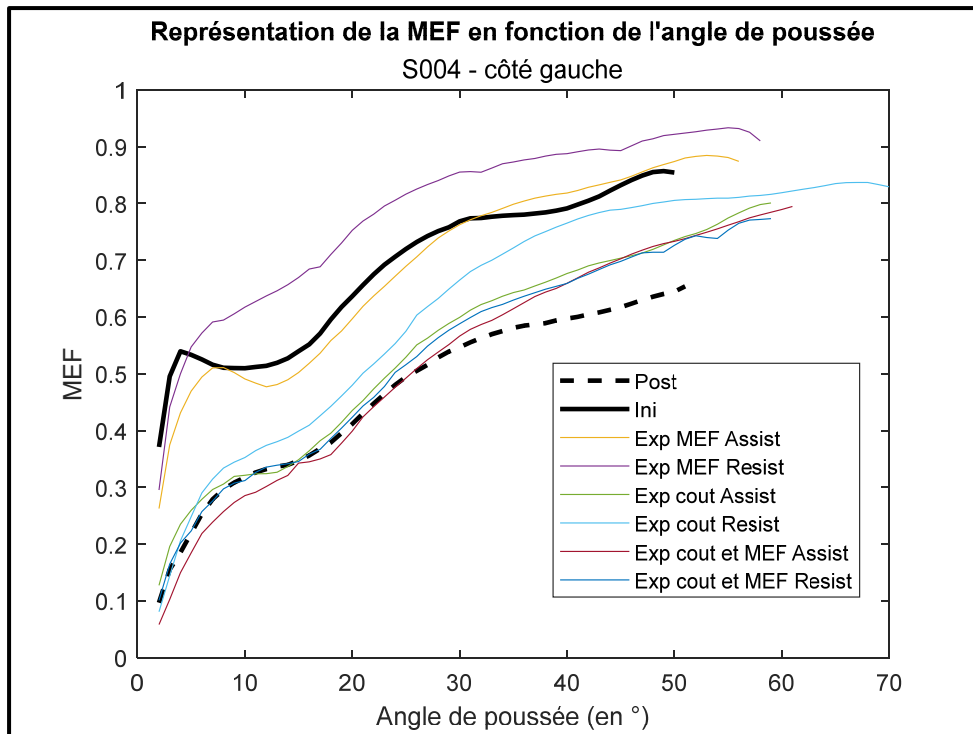


Figure 7-8 Représentation de la MEF moyenne en fonction de l'angle de poussée - Sujet S004 - côté gauche

La Figure 7-8 représente la MEF moyenne en fonction de l'angle de poussée chez le sujet S004 pour le côté gauche, il est alors possible d'observer l'augmentation de l'angle de poussée par rapport à l'essai initial pour l'ensemble des essais.

Tableau 7.10 Tableau de l'angle de poussée moyen du côté gauche chez les sujets analysés

Essais	Angle de poussée moyen			
	S001	S002	S003	S004
Exp MEF Assist	74.7 ± 3.87	68.35 ± 5.35	74.02 ± 7	64.15 ± 10.66
Exp MEF Resist	68.43 ± 4.49	74.98 ± 14.03	79.71 ± 13.25	74.37 ± 14.03
Exp cout Assist	74.45 ± 4.16	73.11 ± 6.84	85.07 ± 9.58	76.25 ± 9.37
Exp cout Resist	75.59 ± 4.35	74.3 ± 6.23	85 ± 7.06	86.72 ± 7.87
Exp cout et MEF Assist	70.89 ± 4.29	66.19 ± 8.51	81.38 ± 6.66	82.33 ± 6.39
Exp cout et MEF Resist	72.8 ± 5.23	72.82 ± 6.41	82.82 ± 8.06	82.97 ± 9.21
Ini	73.69 ± 7.27	66.71 ± 7.41	78.57 ± 6.95	59.41 ± 5.09
Post	76.01 ± 4.63	68.05 ± 9.42	75.18 ± 6.45	80.12 ± 8.68

Le Tableau 7.11 quant à lui présente les résultats pour la cadence, les cases en vert indiquent que la valeur pour cet essai est supérieure à la valeur moyenne de l'essai initial pour ce participant, les résultats pour les deux côtés sont disponibles en Tableaux d'angle de poussée moyen et de cadence moyenne – Tous sujets. Une diminution de la cadence pour l'ensemble des conditions avec assistance, à l'exception d'une condition chez le sujet S003 et d'une autre chez le sujet S001, est observable chez l'ensemble des sujets en comparaison avec l'essai initial. De même, la cadence a diminué chez tous les sujets entre l'essai initial et l'essai post entraînement. La diminution maximale est de 16% chez le sujet S002, elle n'est que de 2% chez le sujet S001.

Tableau 7.11 Tableau de la cadence moyenne du côté gauche chez les sujets analysés

Essais	Cadence moyenne			
	S001	S002	S003	S004
Exp MEF Assist	1.01 ± 0.06	0.8 ± 0.07	0.96 ± 0.07	0.51 ± 0.1
Exp MEF Resist	1.15 ± 0.1	0.87 ± 0.13	0.93 ± 0.14	0.6 ± 0.09
Exp cout Assist	1 ± 0.07	0.72 ± 0.09	0.86 ± 0.08	0.55 ± 0.06
Exp cout Resist	1.04 ± 0.08	0.92 ± 0.06	0.97 ± 0.08	0.53 ± 0.03
Exp cout et MEF Assist	1.05 ± 0.07	0.71 ± 0.15	0.92 ± 0.05	0.5 ± 0.05
Exp cout et MEF Resist	1.04 ± 0.08	0.93 ± 0.06	0.93 ± 0.06	0.71 ± 0.07
Ini	1.01 ± 0.1	0.85 ± 0.17	0.93 ± 0.04	0.56 ± 0.07
Post	0.99 ± 0.06	0.78 ± 0.1	0.93 ± 0.06	0.51 ± 0.05

7.7 Choix des actions par l'algorithme

La Figure 7-9 illustre la décision faite par l'algorithme d'apprentissage pour chacun des sujets à la fin du bloc d'apprentissage utilisant le coût comme récompense avec de l'assistance et de la résistance, pour le côté gauche. Ce choix est alors celui fait pour la totalité de l'essai d'exploitation suivant cet apprentissage. Il est possible de remarquer que le choix est particulier à chaque utilisateur. Pour les essais avec assistance comme celui illustré à la Figure 7-9, les niveaux d'action 1 à 4 sont de l'assistance ($0.4*Mz$ à $0.1*Mz$), le niveau 5 ne fournit aucun moment résistant ou assistant et les niveaux restants sont des niveaux résistant ($0.1*Mz$ à $0.5*Mz$).

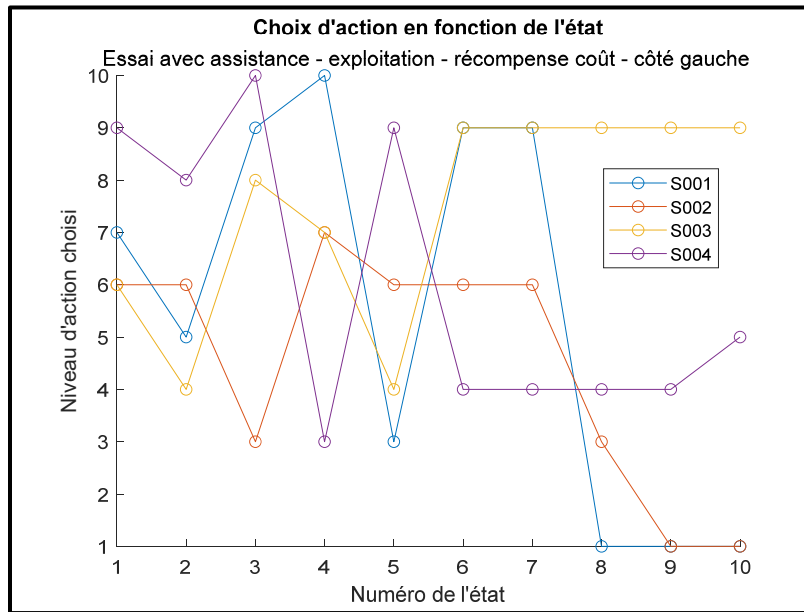


Figure 7-9 Exemple de choix d'actions par l'algorithme en fonction de l'état pour un essai à gauche

CHAPITRE 8

DISCUSSION GÉNÉRALE

8.1 Réponse aux objectifs et apports de l'étude

L'objectif principal était de développer une méthode d'entraînement à la propulsion en fauteuil roulant via l'utilisation d'un algorithme d'intelligence artificielle. En ce sens, l'objectif a été rempli une méthode a été proposée et est en cours d'évaluation. Pour ce faire, le choix de l'étude des paramètres MEF et coût physiologique a été effectué. Enfin, un protocole expérimental visant à évaluer et valider la méthode a été développé ce qui répond alors à l'objectif secondaire.

Les résultats montrent qu'il est possible de modifier la technique de propulsion chez certains sujets en utilisant l'apprentissage par renforcement orienté sur la MEF et le coût physiologique comme méthode d'entraînement.

La force principale de cette étude est de proposer un entraînement à la propulsion propre à chaque participant, avec une rétroaction haptique en temps réel sans que cet entraînement ne soit déterministe. Les résultats sur le choix d'actions par l'algorithme illustrent la différence existante pour une même condition entre les différents sujets. Il apparaît possible d'augmenter la MEF durant le cycle de propulsion ailleurs qu'au niveau du maximum existant. En ce sens, utiliser un entraînement tel que celui proposé ici peut paraître plus adapté qu'un entraînement déterministe comme celui proposé par Blouin et al., (Blouin et al., 2015).

Les résultats préliminaires montrent qu'il est possible d'améliorer la MEF tout en conservant un coût physiologique constant chez certains sujets et pour certaines conditions. De plus,

l'entraînement a eu pour conséquence d'amener certains participants à allonger leur angle de poussée et à diminuer leur cadence pour plusieurs conditions, ce qui rejoint les recommandations de propulsion (Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005). Selon les résultats obtenus pour les sujets sur le côté gauche, il semble y avoir une diminution des pics moyens pour les moments de flexion, d'abduction et de rotation interne pour la majorité des essais chez la majorité des sujets. L'observation de ces mêmes résultats, lorsque les deux côtés sont comparés, montre que les améliorations n'ont pas toujours lieu pour les deux côtés pour une même condition.

Comme pour l'étude de Blouin (Blouin et al., 2015), les conditions ne présentant que de la résistance semblent améliorer la MEF chez certains sujets mais résultent en une augmentation des moments à l'épaule et du coût physiologique. Cela est en accord avec les résultats obtenus par Aissaoui et Gagnon (Aissaoui & Gagnon, 2022). L'ajout de l'assistance semble permettre à certains sujets de pouvoir améliorer la MEF sans augmenter le coût physiologique ni le chargement à l'épaule. L'utilisation des deux types d'entraînement devrait pouvoir permettre de choisir pour la suite s'il est préférable de combiner assistance et résistance ou n'utiliser que l'un des deux.

La figure en ANNEXE VI illustre que l'entraînement amène une modification de la propulsion chez les participants. Cette représentation de la MEF_{norm} en fonction de C_{norm} pourrait être intéressante à observer chez les personnes utilisatrices de fauteuil roulant ayant des blessures aux membres supérieurs afin de déterminer s'il est possible d'identifier des zones à risques de blessures en fonction d'où se situe leur propulsion naturelle dans ce type de représentation. Ainsi, un entraînement différent pourrait être proposé à chaque sujet en fonction de sa propulsion naturelle et accentuer sur un paramètre tel que la MEF ou le coût, ou les deux mélangés et cela en assistance ou en résistance.

8.2 Limites de l'étude

Les derniers états ne sont pas souvent visités, ce qui peut rendre, en fin de cycle, les décisions plus difficiles pour l'algorithme et donc amener à des choix moins bons pour ces états. Or, l'entraînement semble allonger l'angle de poussée des participants et il pourrait être intéressant, par la suite, de s'intéresser à l'optimisation algorithmique de cette fin de phase de poussée, qui amène ensuite à la phase de recouvrement.

Le choix du paramétrage peut être une limite à l'étude, car il est nécessaire d'effectuer un choix dans le contexte du système. Or comme il s'agit d'une nouvelle méthode, des améliorations dans le choix d'alpha et de gamma notamment peuvent être apportées dans le futur.

Le choix de la stratégie d'exploration est aussi un choix qui semble adapté ici, mais qui dans le futur peut être modifié s'il s'avère qu'une méthode plus efficace est adaptable au système. Enfin, il reste à noter que les sujets étudiés dans l'étude sont des personnes non-utilisatrices de fauteuil roulant, ce qui apporte l'avantage de reproduire le comportement de personne découvrant la propulsion, mais ce qui présente aussi l'inconvénient de ne pas être représentatif des utilisateurs expérimentés de FRM. De plus la taille de l'échantillon permet d'émettre des hypothèses qui ne sont pas généralisables en l'état, mais qui apportent cependant des pistes de recherche à approfondir.

Comme pour l'étude de Blouin et al. (2015), il est possible que certains sujets n'améliorent pas leur propulsion, mais que l'ajout d'une perturbation externe sous la forme de l'assistance ou de la résistance au roulement ne leur convienne pas.

Les blocs visant à améliorer le coût physiologique n'ont pas toujours un coût physiologique plus faible, par sujet, que les blocs visant à améliorer la MEF. Il est possible que le coût

physiologique soit alors difficile à modifier et proposer un feedback basé sur ce paramètre pourrait être utile.

La variabilité entre les différents cycles chez les sujets amène une variation dans les récompenses données par l'algorithme et donc peut rendre plus difficile l'identification des bonnes actions à conserver pour ce dernier. En effet, en observant la Figure 8-1 représentant la MEF de chaque cycle du côté gauche pour le sujet S004 lors d'un bloc d'apprentissage, on remarque qu'il existe une grande variabilité inter-cycle. Et cela est observable chez les autres sujets et pour les autres conditions aussi.

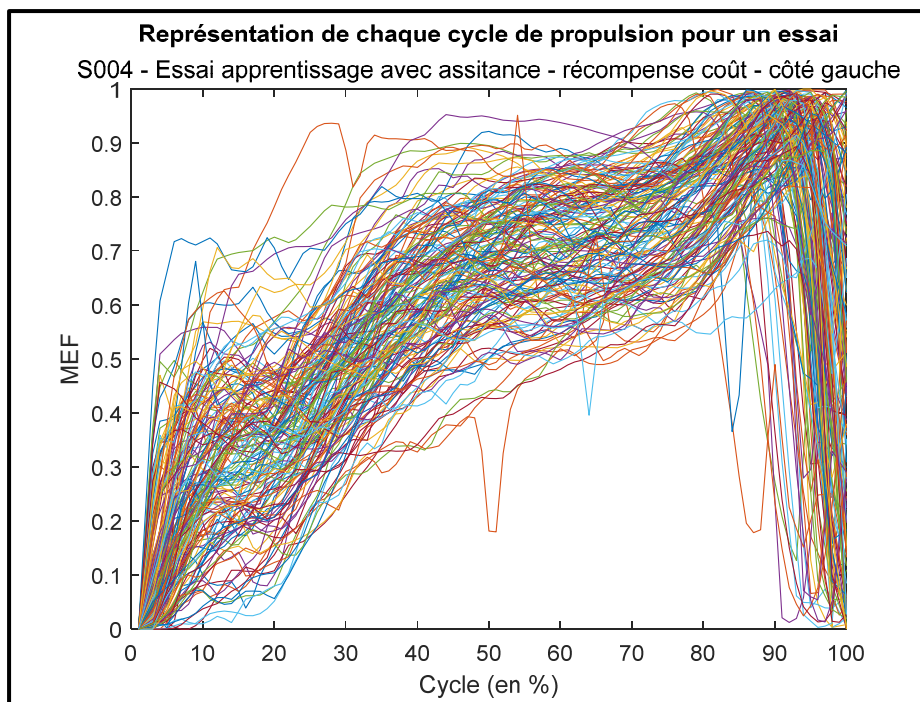


Figure 8-1 Illustration de la MEF pour l'ensemble des cycles d'un essai de propulsion

Lors du calcul de la dynamique inverse un modèle est utilisé, ce qui permet d'obtenir les variables de moments articulaires en temps réel. Cependant, ce modèle repose sur les positions acquises avec les corps rigides posés sur la peau. Cette disposition peut entraîner

des mouvements des corps rigides sur la peau. Les positions des points articulaires peuvent alors être modifiées par rapport à leur emplacement réel. De plus, un pointage des points anatomiques a été réalisé, mais, bien que ce soit le même opérateur qui ait réalisé ces pointages, il se peut qu'une variabilité dans la mesure existe.

Il est aussi possible que la répétition des blocs de propulsion entraîne de la fatigue et de moins bonnes performances des sujets sur certains blocs (Rodgers et al., 1994). L'analyse des signaux EMG collectés durant les acquisitions, en plus des signaux cinétiques et cinématiques, en comparaison avec l'ordre dans lequel les blocs de propulsion ont été effectués, pourrait permettre d'apporter des éléments de réponse à ce questionnement.

CONCLUSION

L'étude menée ici, a permis de développer une méthode d'entraînement en utilisant un outil novateur qu'est l'intelligence artificielle au travers de son utilisation par une méthode d'apprentissage par renforcement. Ce travail fait suite à l'entraînement déterministe proposé par Blouin dans lequel plusieurs participants ont réussi à améliorer leur MEF en utilisant la rétroaction haptique, ce qui a fait de la rétroaction haptique un outil intéressant à explorer (Blouin et al., 2015). S'affranchir de l'aspect déterministe de l'entraînement proposé par Blouin a été possible par l'utilisation de l'apprentissage par renforcement. La mise en place de cette méthode a été possible grâce à l'utilisation du calcul en temps réel des paramètres cinématiques implantés dans le simulateur par Ghazouani (Ghazouani, 2023).

Le choix algorithmique a notamment été orienté en fonction de l'environnement complexe dans lequel l'entraînement est effectué, l'aspect temps réel et l'aspect entraînement sur l'humain apporte de la complexité pour établir la technique d'entraînement.

Des résultats préliminaires semblent indiquer qu'il est possible pour certaines personnes d'améliorer leur efficacité sans augmenter leur coût physiologique. En effet, chez un sujet, l'augmentation de la MEF moyenne a atteint 90% d'un côté pour une condition d'entraînement et le coût physiologique a été diminué de 23% pour cette même condition. Ces résultats encourageants restent néanmoins à confirmer avec la suite de l'étude.

L'utilisation de l'intelligence artificielle dans ce contexte peut amener à explorer de nouveaux horizons comme la rééducation motrice chez des personnes hémiplégiques en utilisant le système de récompense dans l'objectif d'adapter l'entraînement au participant et le simulateur afin d'effectuer des mouvements de rotation chez le sujet.

ANNEXE I

Exemple de calcul de score

Prenons des matrices de plus petites tailles pour faciliter l'exemple. Soit A et B deux matrices telles que A représente les Q values obtenues et B la matrice des valeurs moyennes du paramètre étudié. L'exemple est illustré en utilisant les matrices de la Figure-A I-1 :

		Matrice A des Qvalues				
		1	2	3	4	5
Actions	5	16	2	3	3	13
	4	18	6	19	8	1
	3	3	11	14	18	17
	2	17	19	10	16	19
	1	13	20	16	19	14
		1	2	3	4	5

		Matrice B des moyennes				
		1	2	3	4	5
Actions	5	17	24	1	8	15
	4	23	5	7	14	16
	3	4	6	13	20	22
	2	10	12	19	21	3
	1	11	18	25	2	9
		1	2	3	4	5

Figure-A I-1 Exemple de Qmatrices pour l'exemple de calcul de score

Le score est incrémenté de 1 si pour 4 des 5 états, la valeur maximale, pour un état donné, de la matrice A se trouve parmi les 2 meilleures valeurs de la matrice B pour ce même état.

Bien que les valeurs ne soient pas les mêmes, ici l'ordre du maximum au minimum est plus important. On peut remarquer par exemple pour l'état 1 que le maximum se situe pour l'action 4 pour la matrice A et pour la matrice B. Dans ce cas, l'algorithme a trouvé la meilleure action pour l'état 1. De même, pour l'état 2, la valeur maximum de la matrice A est l'action 1, qui est l'action qui se classe deuxième pour la matrice B. Ici aussi, on considère que cela est correct pour notre score. Le raisonnement est le même pour l'état 3.

Cependant, pour les états 4 et 5, les maximums de la matrice A ne sont pas parmi les 2 meilleures actions. En effet le maximum de l'état 4 se situe à l'action 1 pour la matrice A, or l'action 1 pour la matrice B est la pire action, classée 5^{ème}. De même pour l'état

Enfin, pour cet essai, 3 valeurs sont acceptables selon les critères énoncés, le score ne serait pas incrémenté, car 4 valeurs étaient souhaitées acceptables. Les critères utilisés pour le calcul du score dans le cas de l'étude sont explicités à la section 5.5.1.2.

ANNEXE II

Résultats du calcul de score pour le côté droit – Alpha et gamma entre [0.1;1] puis entre [0.05;0.5]

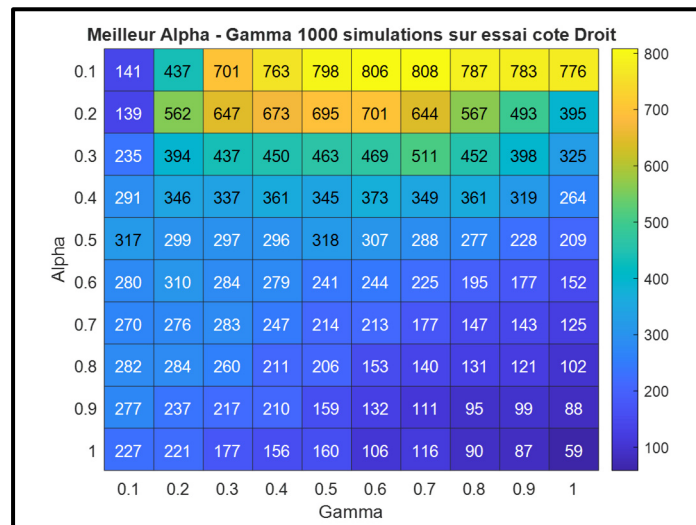


Figure-A II-1 Alpha et gamma entre [0.1;1]

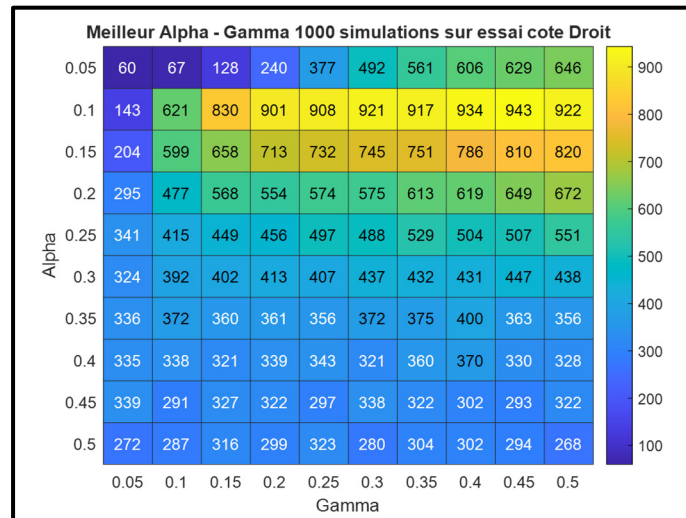


Figure-A II-2 Alpha et gamma entre [0.05;0.5]

ANNEXE III

Pic moyen de moment de flexion et extension – Tous sujets

Pour les tableaux, comme dans le corps du mémoire, les valeurs en vert indiquent une diminution de la valeur en comparaison avec l'essai initial.

Tableau-A III-1 Tableau de résultats pour le pic moyen du moment de flexion

Pic moyen du moment de flexion	S001		S002		S003		S004	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Essais								
Exp MEF Assist	18.47 ± 2.61	16.54 ± 2.75	15.05 ± 2.48	14.96 ± 2.11	9.93 ± 1.28	7.53 ± 2.2	24 ± 3.88	21.8 ± 3.13
Exp MEF Resist	22.79 ± 4.99	24.93 ± 3.55	17.38 ± 2.71	20.81 ± 3.86	15.25 ± 2.2	12.14 ± 4.01	27.58 ± 4.55	25.58 ± 4.2
Exp cout Assist	14.24 ± 3.67	13.48 ± 3.06	17.89 ± 2.01	20.69 ± 2.56	10.38 ± 1.76	9.03 ± 1.66	18.46 ± 2.27	22.2 ± 2.82
Exp cout Resist	25.76 ± 4.78	20.2 ± 4.28	18.97 ± 4.07	21.93 ± 3.27	17.13 ± 1.63	12.32 ± 4.31	22.07 ± 3.29	25.26 ± 3.97
Exp cout et MEF Assist	22.22 ± 3.65	16.34 ± 2.84	14.4 ± 2.23	14.25 ± 2.21	11.07 ± 1.18	8.55 ± 2.76	19.43 ± 2.46	24.44 ± 3.35
Exp cout et MEF Resist	20.11 ± 4.2	17.68 ± 3.65	21.86 ± 2.51	18.34 ± 2.84	13.95 ± 2.1	10.69 ± 4.15	19.94 ± 3.44	23.17 ± 3.49
Ini	20.75 ± 4.81	15.86 ± 3.55	13.86 ± 2.16	12.99 ± 2.03	13.79 ± 2.26	10.18 ± 3.99	25.2 ± 3.52	18.11 ± 3.3
Post	14.6 ± 3.56	11.94 ± 2.27	14.03 ± 2.52	15.05 ± 3.26	10 ± 1.32	7.94 ± 3.18	20.49 ± 2.84	21.64 ± 3.39

Tableau-A III-2 Tableau de résultats pour le pic moyen du moment d'extension

Pic moyen du moment d'extension	S001		S002		S003		S004	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Essais								
Exp MEF Assist	7.9 ± 0.92	8.94 ± 1.03	1.47 ± 1.25	2.01 ± 1.22	5.45 ± 0.86	5.37 ± 1.65	0.39 ± 0.72	1.71 ± 1.52
Exp MEF Resist	9.7 ± 1.73	9.55 ± 1.46	3.46 ± 1.15	4.55 ± 1.73	6.23 ± 1.33	7 ± 2.85	3.71 ± 1.85	3.15 ± 2.04
Exp cout Assist	9.14 ± 1.29	7.98 ± 0.98	2.93 ± 1.35	2.3 ± 1.89	5.19 ± 1.17	4.87 ± 2.25	2.07 ± 1.23	1.88 ± 0.86
Exp cout Resist	7.94 ± 1.88	7.45 ± 0.97	2.27 ± 1.24	3.76 ± 2.57	6.45 ± 1.2	5.2 ± 1.51	3.92 ± 1.8	3.26 ± 1.7
Exp cout et MEF Assist	7.46 ± 0.8	8.63 ± 1.22	2.52 ± 1.14	2.42 ± 1.3	5.46 ± 1	5.84 ± 1.79	3.01 ± 1.64	2.5 ± 1.56
Exp cout et MEF Resist	8.21 ± 1.28	7.67 ± 1.29	2.23 ± 1.74	2.38 ± 1.16	5.59 ± 1.08	5.93 ± 1.63	2.94 ± 1.27	3.6 ± 1.25
Ini	7.69 ± 1.05	8.76 ± 1.17	1.69 ± 1.1	2.33 ± 1.09	7.04 ± 1.31	9.57 ± 3.44	1.9 ± 1.18	2.06 ± 1.11
Post	9.32 ± 1.19	8.4 ± 1.36	3.05 ± 1.23	2.33 ± 1.28	4.68 ± 1.14	6.06 ± 2.06	2.02 ± 1.32	1.91 ± 1.14

ANNEXE IV

Pic moyen de moment d'adduction et d'abduction – Tous sujets

Pour les tableaux, comme dans le corps du mémoire, les valeurs en vert indiquent une diminution de la valeur en comparaison avec l'essai initial.

Tableau-A IV-1 Tableau de résultats pour le pic moyen du moment d'adduction

Pic moyen de moment d'adduction	S001		S002		S003		S004	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Essais								
Exp MEF Assist	10.21 ± 6.78	4.92 ± 1.62	11.29 ± 6.18	5.82 ± 2.8	0.04 ± 0.17	2.25 ± 2.26	4.05 ± 2.82	8.11 ± 2.96
Exp MEF Resist	6.99 ± 6.21	6 ± 2.58	18.53 ± 8.96	10.16 ± 5.51	0.01 ± 0.05	1.83 ± 2.38	9.46 ± 5.53	8.87 ± 5.26
Exp cout Assist	6.65 ± 5.59	4.78 ± 1.77	17.12 ± 7.41	9.97 ± 4.17	0.04 ± 0.16	1.45 ± 2.08	4.11 ± 2.86	8.28 ± 2.93
Exp cout Resist	8.03 ± 6.57	5.25 ± 1.75	23.44 ± 11.03	11.3 ± 6.23	0.07 ± 0.23	3.01 ± 3.71	12.09 ± 7	11.26 ± 4.54
Exp cout et MEF Assist	8.11 ± 6.06	5.07 ± 1.77	12.39 ± 6.56	6.75 ± 2.51	0.46 ± 0.69	1.16 ± 1.84	7.04 ± 5.42	9.27 ± 3.98
Exp cout et MEF Resist	3.53 ± 3.38	5.76 ± 2.91	18.6 ± 10.42	8.63 ± 3.54	0.18 ± 0.4	2.37 ± 3.52	6.91 ± 5.24	11.33 ± 5.43
Ini	6.04 ± 5.13	4.72 ± 1.36	11.78 ± 5.83	5.81 ± 2.51	0 ± 0	4.27 ± 3.21	11.94 ± 7.41	9.59 ± 3.36
Post	6.42 ± 5.81	4.82 ± 1.73	17.26 ± 7.01	8.23 ± 4.35	0.79 ± 1.08	0.98 ± 1.59	12.53 ± 9.03	9.39 ± 4.24

Tableau-A IV-2 Tableau de résultats pour le pic moyen du moment d'abduction

Pic moyen de moment d'abduction	S001		S002		S003		S004	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Exp MEF Assist	3.07 ± 1.53	0.94 ± 1.29	2.85 ± 1.92	2.59 ± 1.54	6.36 ± 2.57	3.58 ± 1.09	5.01 ± 3.48	3.48 ± 1.33
Exp MEF Resist	3.3 ± 2.36	2.87 ± 3.41	4.72 ± 2.45	5.24 ± 2.92	8.37 ± 2.98	5.33 ± 2.21	8.33 ± 6.57	5.81 ± 2.04
Exp cout Assist	3.29 ± 1.65	1.06 ± 1.56	2.25 ± 1.76	2.93 ± 2.29	5.73 ± 2.32	4.64 ± 1.45	5.13 ± 3.16	3.59 ± 0.81
Exp cout Resist	4.04 ± 1.88	1.55 ± 2.51	4.76 ± 1.99	5.22 ± 3.75	9.53 ± 4.77	4.71 ± 1.4	9.33 ± 5.43	5.06 ± 1.98
Exp cout et MEF Assist	4.07 ± 1.58	1.03 ± 1.31	2.19 ± 1.67	3.05 ± 2.14	6.5 ± 2.9	5.71 ± 1.29	6.48 ± 4.29	4.83 ± 1.07
Exp cout et MEF Resist	4.27 ± 2.26	1.61 ± 2.31	3.39 ± 2.06	2.85 ± 1.89	8.45 ± 3.39	5.7 ± 2.32	3.48 ± 2.23	4.32 ± 1.09
Ini	4.37 ± 1.31	0.96 ± 1.39	3.44 ± 1.69	2.73 ± 1.23	8.65 ± 3.54	4.87 ± 1.74	3.59 ± 2.15	3.3 ± 1.87
Post	3.54 ± 1.75	1.76 ± 1.77	2.02 ± 1.82	2.9 ± 2.55	6.45 ± 2.68	6.61 ± 2.19	2.59 ± 1.66	4.19 ± 1.34

ANNEXE V

Pic moyen de moment de rotation interne et externe – Tous sujets

Pour les tableaux, comme dans le corps du mémoire, les valeurs en vert indiquent une diminution de la valeur en comparaison avec l'essai initial.

Tableau-A V-1 Tableau de résultats pour le pic moyen du moment de rotation interne

Pic moyen de moment de rotation interne	S001		S002		S003		S004	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Essais								
Exp MEF Assist	5.93 ± 2.34	4.81 ± 1.28	6.08 ± 1.28	5.88 ± 1.17	3.82 ± 1.09	2.53 ± 0.77	4.69 ± 0.93	5.1 ± 1.14
Exp MEF Resist	5.92 ± 1.66	6.93 ± 2.43	6.23 ± 1.56	6.72 ± 1.67	4.59 ± 1.07	3.3 ± 0.99	6.98 ± 1.44	6.88 ± 2.09
Exp cout Assist	5.37 ± 1.8	4.49 ± 1.35	5.33 ± 1.13	6.12 ± 1.52	3.64 ± 1.05	2.17 ± 0.43	4.15 ± 0.85	5.01 ± 1
Exp cout Resist	7.3 ± 2.02	4.77 ± 1.36	7.18 ± 1.9	7.75 ± 1.62	4.3 ± 1.15	2.88 ± 0.7	5.98 ± 1.47	7.15 ± 1.73
Exp cout et MEF Assist	6.16 ± 2.02	4.8 ± 1.24	4.89 ± 1.19	5.28 ± 1.06	3.73 ± 1.23	3.02 ± 0.9	5.2 ± 1.09	5.71 ± 1.55
Exp cout et MEF Resist	5.99 ± 1.74	4.94 ± 1.41	7.9 ± 1.8	7.25 ± 1.68	4.42 ± 0.8	3.35 ± 0.77	4.76 ± 1.06	5.44 ± 1.63
Ini	6.52 ± 1.94	4.04 ± 1.32	5.73 ± 1.4	5.04 ± 1.01	5.09 ± 0.97	2.99 ± 0.88	5.47 ± 1.16	4.83 ± 1.34
Post	5.1 ± 1.95	4.43 ± 1.48	4.59 ± 1.35	5.14 ± 1.36	3.36 ± 0.79	2.64 ± 0.95	4.48 ± 1.1	5.03 ± 1.27

Tableau-A V-2 Tableau de résultats pour le pic moyen du moment de rotation externe

Pic moyen de moment de rotation externe	S001		S002		S003		S004	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Essais								
Exp MEF Assist	2.79 ± 0.93	6.27 ± 1.5	1.04 ± 0.92	1.06 ± 1.02	1.93 ± 0.75	2.63 ± 0.55	0.41 ± 0.45	1.58 ± 0.81
Exp MEF Resist	2.95 ± 1.19	6.82 ± 1.73	4.03 ± 2.01	4.5 ± 1.81	1.84 ± 0.81	2.71 ± 1	1.68 ± 0.72	2.81 ± 0.98
Exp cout Assist	2.63 ± 1.03	5.88 ± 1.59	1.78 ± 1.16	2.07 ± 1.49	2.13 ± 0.48	3.58 ± 1.48	1.18 ± 0.61	1.17 ± 0.65
Exp cout Resist	1.55 ± 0.62	6.42 ± 1.14	4.45 ± 2.27	4.25 ± 2.39	2.22 ± 0.83	2.94 ± 1.02	2.32 ± 0.99	2.84 ± 0.95
Exp cout et MEF Assist	2.7 ± 0.86	6.54 ± 1.44	0.79 ± 0.72	0.57 ± 0.87	2.32 ± 0.66	3.38 ± 0.96	1.46 ± 0.64	1.78 ± 1.02
Exp cout et MEF Resist	2.28 ± 1.06	6.01 ± 1.48	3.78 ± 1.69	2.14 ± 1.24	2.39 ± 0.71	3.61 ± 0.98	1.49 ± 0.59	1.87 ± 0.81
Ini	1.52 ± 0.77	6.02 ± 1.71	1.99 ± 1.14	1.36 ± 0.92	1.64 ± 0.69	3.26 ± 0.93	1.08 ± 0.64	2.09 ± 1.31
Post	2.63 ± 1.04	5.02 ± 1.48	1.98 ± 1.01	2.3 ± 1.45	2.14 ± 0.69	3.44 ± 1	1.32 ± 0.64	1.52 ± 0.97

ANNEXE VI

Représentation de MEF_{norm} en fonction de C_{norm} – côté gauche

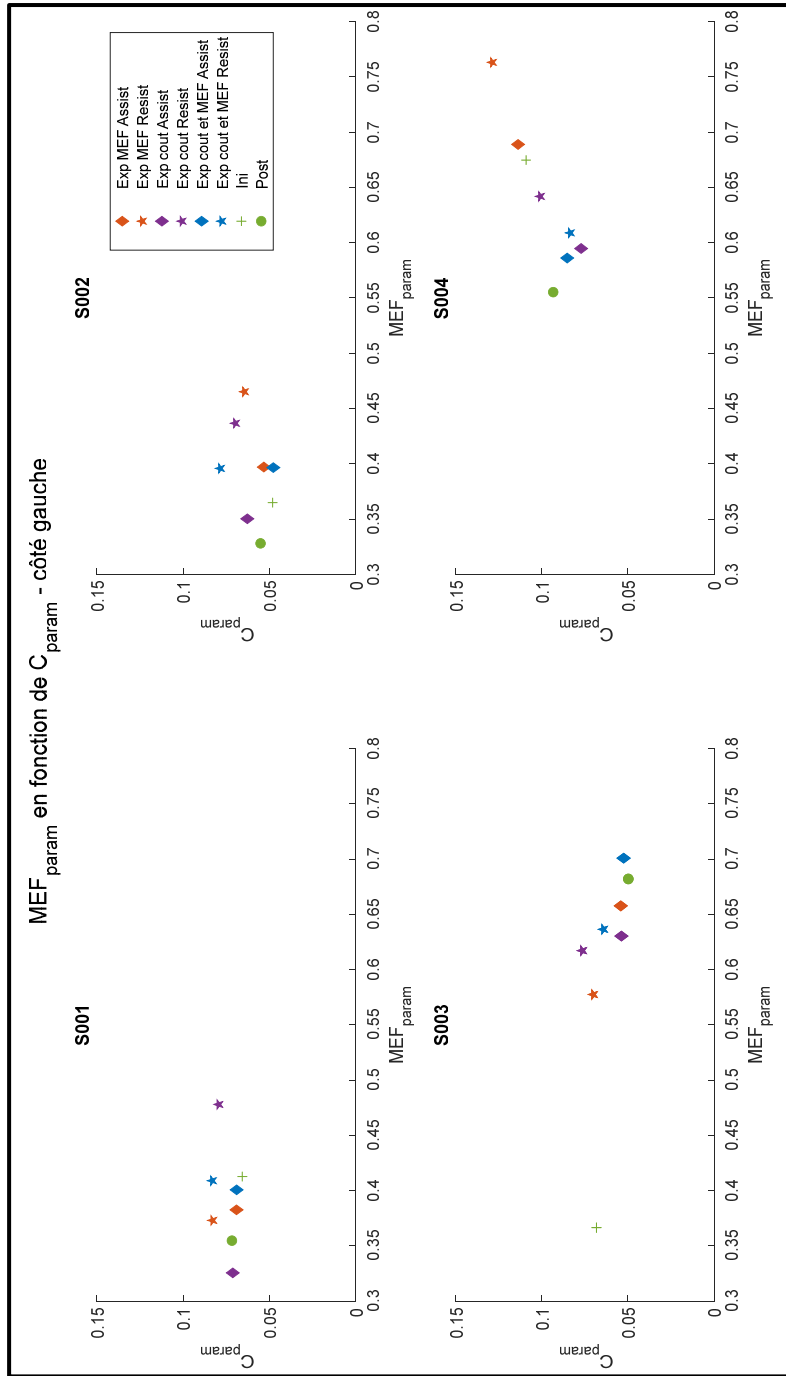


Figure-A VI-1 MEF_{param} en fonction de C_{param} côté gauche

ANNEXE VII

Tableaux d'angle de poussée moyen et de cadence moyenne – Tous sujets

Pour les tableaux, comme dans le corps du mémoire, les valeurs en vert indiquent une diminution de la valeur en comparaison avec l'essai initial.

Tableau-A VII-1 Tableau de résultats pour l'angle de poussée moyen

Angle de poussée moyen	S001		S002		S003		S004	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Essais								
Exp MEF Assist	74.7 ± 3.87	73.9 ± 3.76	68.35 ± 5.35	63.33 ± 5.93	74.02 ± 7	70.39 ± 15.37	64.15 ± 10.66	64 ± 6.02
Exp MEF Resist	68.43 ± 4.49	75.2 ± 4.7	74.98 ± 14.03	76.51 ± 10.34	79.71 ± 13.25	81.48 ± 20.08	74.37 ± 14.03	74.72 ± 9.4
Exp cout Assist	74.45 ± 4.16	74.58 ± 3.57	73.11 ± 6.84	69.66 ± 7.08	85.07 ± 9.58	77.13 ± 8.61	76.25 ± 9.37	68.65 ± 7.47
Exp cout Resist	75.59 ± 4.35	74.61 ± 5.13	74.3 ± 6.23	74.89 ± 6.64	85 ± 7.06	78.22 ± 6.22	86.72 ± 7.87	82.51 ± 8.05
Exp cout et MEF Assist	70.89 ± 4.29	70.03 ± 4.12	66.19 ± 8.51	63.93 ± 8.49	81.38 ± 6.66	75.39 ± 11.97	82.33 ± 6.39	75.43 ± 6.07
Exp cout et MEF Resist	72.8 ± 5.23	71.08 ± 4.71	72.82 ± 6.41	67.4 ± 5.68	82.82 ± 8.06	86.34 ± 26.4	82.97 ± 9.21	77.28 ± 8.64
Ini	73.69 ± 7.27	75.09 ± 4.68	66.71 ± 7.41	65.54 ± 6.26	78.57 ± 6.95	87.59 ± 26.75	59.41 ± 5.09	57.13 ± 4.95
Post	76.01 ± 4.63	75.49 ± 5.05	68.05 ± 9.42	67.32 ± 8.05	75.18 ± 6.45	72.46 ± 12.28	80.12 ± 8.68	73.73 ± 8.44

Tableau-A VII-2 Tableau de résultats pour la cadence moyenne

Cadence moyenne	S001		S002		S003		S004	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
Essais								
Exp MEF Assist	1.01 ± 0.06	1.01 ± 0.06	0.8 ± 0.07	0.8 ± 0.07	0.96 ± 0.07	0.95 ± 0.09	0.51 ± 0.1	0.53 ± 0.07
Exp MEF Resist	1.15 ± 0.1	1.15 ± 0.1	0.87 ± 0.13	0.88 ± 0.08	0.93 ± 0.14	0.95 ± 0.07	0.6 ± 0.09	0.61 ± 0.05
Exp cout Assist	1 ± 0.07	1 ± 0.07	0.72 ± 0.09	0.74 ± 0.04	0.86 ± 0.08	0.86 ± 0.09	0.55 ± 0.06	0.55 ± 0.06
Exp cout Resist	1.04 ± 0.08	1.04 ± 0.08	0.92 ± 0.06	0.92 ± 0.06	0.97 ± 0.08	0.97 ± 0.08	0.53 ± 0.03	0.53 ± 0.03
Exp cout et MEF Assist	1.05 ± 0.07	1.05 ± 0.07	0.71 ± 0.15	0.73 ± 0.12	0.92 ± 0.05	0.96 ± 0.33	0.5 ± 0.05	0.5 ± 0.05
Exp cout et MEF Resist	1.04 ± 0.08	1.04 ± 0.08	0.93 ± 0.06	0.89 ± 0.13	0.93 ± 0.06	0.92 ± 0.09	0.71 ± 0.07	0.71 ± 0.07
Ini	1.01 ± 0.1	1.01 ± 0.09	0.85 ± 0.17	0.89 ± 0.11	0.93 ± 0.04	0.93 ± 0.06	0.56 ± 0.07	0.55 ± 0.08
Post	0.99 ± 0.06	0.99 ± 0.06	0.78 ± 0.1	0.79 ± 0.08	0.93 ± 0.06	0.96 ± 0.19	0.51 ± 0.05	0.51 ± 0.05

BIBLIOGRAPHIE

- Aissaoui, R., Arabi, H., Lacoste, M., Zalzal, V., & Dansereau, J. (2002). Biomechanics of manual wheelchair propulsion in elderly: system tilt and back recline angles. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81(2), 94-100. <https://doi.org/10.1097/00002060-200202000-00004>
- 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>
- Barsce, J. C., Palombarini, J. A., & Martínez, E. C. (2017). Towards autonomous reinforcement learning: Automatic setting of hyper-parameters using Bayesian optimization. Dans *2017 XLIII Latin American Computer Conference (CLEI)* (pp. 1-9). <https://doi.org/10.1109/CLEI.2017.8226439>
- 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.
- Blouin, M., Lalumière, 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., Dicianno, B. E., Cooper, R. A., Towers, J. D., Koontz, A. M., & Souza, A. L. (2003). Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender. No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit upon the author(s) or upon any organization with which the author(s) is/are associated. *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)
- Boninger, M. L., Souza, A. L., Cooper, R. A., Fitzgerald, S. G., Koontz, A. M., & Fay, B. T. (2002). Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(5), 718-723. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.32455>

- Chaikhot, D., Reed, K., Petroongrad, W., Athanasiou, F., Van Kooten, D., & Hettinga, F. J. (2020). Effects of an Upper-Body Training Program Involving Resistance Exercise and High-Intensity Arm Cranking on Peak Handcycling Performance and Wheelchair Propulsion Efficiency in Able-Bodied Men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(8), 2267-2275. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002738>
- Chénier, F. (2012). *Développement d'un simulateur de propulsion en fauteuil roulant manuel avec biofeedback haptique*. (S.l.) : (s.n.).
- Chénier, F., Bigras, P., & Aissaoui, R. (2015). A new dynamic model of the wheelchair propulsion on straight and curvilinear level-ground paths. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(10), 1031-1043. <https://doi.org/10.1080/10255842.2013.869318>
- 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>
- 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, Sonja, Veeger, D. (H. E. J.), Hollander, A. P., & V. Van Der Woude, L. H. (2002). Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(5), 756-766. <https://doi.org/10.1097/00005768-200205000-00005>
- De Groot, Sonja, Vegter, R. J. K., & van der Woude, L. H. V. (2013). Effect of wheelchair mass, tire type and tire pressure on physical strain and wheelchair propulsion technique. *Medical Engineering & Physics*, 35(10), 1476-1482. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.03.019>
- Desroches, G. (2008). EVALUATION DES CHARGEMENTS A L'EPAULE LORS DE LA PROPULSION MANUELLE EN FAUTEUIL ROULANT CHEZ UNE POPULATION AGEE.
- Desroches, G., Aissaoui, R., & Bourbonnais, D. (2006). Effect of system tilt and seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 43(7), 871-882. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2005.12.0178>
- Finley, M. A., & Rodgers, M. M. (2004). Prevalence and identification of shoulder pathology in athletic and nonathletic wheelchair users with shoulder pain: A pilot study. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(3b), 395. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2003.02.0022>
- Fritsch, C., Poulet, Y., Bascou, J., Thoreux, P., & Sauret, C. (2022). How Was Studied the Effect of Manual Wheelchair Configuration on Propulsion Biomechanics: A Systematic Review on Methodologies. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 3, 863113. <https://doi.org/10.3389/fresc.2022.863113>

- 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. Repéré à <https://espace.etsmtl.ca/id/eprint/3285/>
- Giesbrecht, E. M. (2017). Les besoins en appareils d'aide à la mobilité, les modifications au logement et l'aide personnelle chez les Canadiens ayant une incapacité, *28*(8).
- Happee, R. (1992). OF SHOULDER MUSCLES DURING GOAL MOVEMENTS, AN INVERSE DYNAMIC ANALYSIS.
- Hogrel, J.-Y. (2015). Grip strength measured by high precision dynamometry in healthy subjects from 5 to 80 years. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *16*(1), 1-12. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0612-4>
- Huang, L., Liu, Y., Lin, T., Hou, L., Song, Q., Ge, N., & Yue, J. (2022). Reliability and validity of two hand dynamometers when used by community-dwelling adults aged over 50 years. *BMC Geriatrics*, *22*(1), 580. <https://doi.org/10.1186/s12877-022-03270-6>
- Hutter, F., Lücke, J., & Schmidt-Thieme, L. (2015). Beyond Manual Tuning of Hyperparameters. *KI - Künstliche Intelligenz*, *29*(4), 329-337. <https://doi.org/10.1007/s13218-015-0381-0>
- Kemp, B. J., Bateham, A. L., Mulroy, S. J., Thompson, L., Adkins, R. H., & Kahan, J. S. (2011). Effects of reduction in shoulder pain on quality of life and community activities among people living long-term with SCI paraplegia: a randomized control trial. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, *34*(3), 278-284. <https://doi.org/10.1179/107902611X12972448729486>
- 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>
- Leving, M. T., De Groot, S., Woldring, F. A. B., Tepper, M., Vegter, R. J. K., & Van Der Woude, L. H. V. (2021). Motor learning outcomes of handrim wheelchair propulsion during active spinal cord injury rehabilitation in comparison with experienced wheelchair users. *Disability and Rehabilitation*, *43*(10), 1429-1442. <https://doi.org/10.1080/09638288.2019.1668484>
- 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>
- MacGillivray, M. K., Eng, J. J., Dean, E., & Sawatzky, B. J. (2020). Effects of Motor Skill-Based Training on Wheelchair Propulsion Biomechanics in Older Adults: A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *101*(1), 1-10. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2019.07.017>
- 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*, *21*(8), 781-789. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.04.010>

- Office Québécois de La langue Française. (2020). apprentissage par renforcement. Repéré à <https://vitrinelinguistique.oqlf.gouv.qc.ca/fiche-gdt/fiche/26543794/apprentissage-par-renforcement>
- Rice, I., Gagnon, D., Gallagher, J., & Boninger, M. (2010). Hand Rim Wheelchair Propulsion Training Using Biomechanical Real-Time Visual Feedback Based on Motor Learning Theory Principles. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 33(1), 33-42. Repéré à <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2853327/>
- Richter, W. M., Kwarciak, A. M., Guo, L., & Turner, J. T. (2011). Effects of Single-Variable Biofeedback on Wheelchair Handrim Biomechanics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(4), 572-577. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.11.001>
- Rodgers, M. M., Gayle, G. W., Figoni, S. F., Kobayashi, M., Lieh, J., & Glaser, R. M. (1994). Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(1), 85-93. [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(94\)90343-3](https://doi.org/10.1016/0003-9993(94)90343-3)
- 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)
- Shimada, S. D., Robertson, R. N., Boninger, M., & Cooper, R. A. (1998). Kinematic characterization of wheelchair propulsion.
- 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>
- Sutton, R. S., & Barto, A. (2014). *Reinforcement learning: an introduction* (Nachdruck). Cambridge, Massachusetts : The MIT Press.
- Tostain, V., Aissaoui, R., & Ghazouani, C. (2023). Comparaison de méthodes de calcul du paramètre MEF durant la propulsion manuelle en fauteuil roulant sur simulateur haptique.pdf. Communication présentée au Journée scientifique REPAR-INTER, Drummondville. Repéré à <https://event.fourwaves.com/journeescientifiquerepar-inter2023/abstracts/71dacf26-66c9-410b-b8f3-91bde795493d>
- Van Der Woude, L., Bouw, A., Van Wegen, J., Van As, H., Veeger, D., & De Groot, S. (2009). Seat height: Effects on submaximal hand rim wheelchair performance during spinal cord injury rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(3), 143-149. <https://doi.org/10.2340/16501977-0296>
- Van der Woude, L. H. V., Veeger, H. E. J., Dallmeijer, A. J., Janssen, T. W. J., & Rozendaal, L. A. (2001). Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics*, 23(10), 713-733. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(01\)00083-2](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(01)00083-2)
- VanSickle, D. P., Cooper, R. A., Boninger, M. L., Robertson, R. N., & Shimada, S. D. (1998). A Unified Method for Calculating the Center of Pressure during Wheelchair Propulsion. *Annals of Biomedical Engineering*, 26(2), 328-336. <https://doi.org/10.1114/1.80>

- Veeger, H. E. J., van der Woude, L. H. V., & Rozendal, R. H. (1991). Load on the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1(4), 270-280. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(91\)90014-V](https://doi.org/10.1016/1050-6411(91)90014-V)
- Vegter, R. J. K., de Groot, S., Lamoth, 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*, 22(1), 104-113. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2280301>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. (S.l.) : John Wiley & Sons. (Google-Books-ID: _bFHL08IWfwC).