

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

DÉVELOPPEMENT D'UN SIMULATEUR AVEC BIOFEEDBACK POUR FAUTEUIL ROULANT DE
COURSE

MÉMOIRE

PRÉSENTÉ(E)

COMME EXIGENCE PARTIELLE

MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR

GABRIEL DESPRÉS

JUILLET 2025

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL
Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de ce mémoire se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.12-2023). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

REMERCIEMENTS

La réalisation de ce projet a été possible grâce à une équipe acharnée et curieuse pour la recherche et la science. J'aimerais remercier mon directeur de recherche Félix Chénier, professeur au département des sciences de l'activité physique, pour son aide, sa patience, ses conseils et pour avoir été à mes côtés depuis le début de mon parcours à la maîtrise. Le projet n'aurait pas été possible sans lui. J'aimerais également remercier mon collègue Nicolas Fleury-Rousseau, bachelier en ingénierie physique, pour son aide avec la programmation et ses apports en connaissances mathématiques. Finalement, un énorme merci à chacun des participants qui ont participé à la validation du simulateur. Grâce à toutes ces personnes, la science a fait un pas vers l'avant pour les connaissances de la propulsion en fauteuil roulant de course.

DÉDICACE

Je dédicace ce mémoire à tous ceux qui m'ont supporté
durant mon parcours au deuxième cycle.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	ii
DÉDICACE	iii
LISTE DES FIGURES.....	vii
LISTE DES TABLEAUX	x
LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES.....	xi
LISTE DES SYMBOLES ET DES UNITÉS	xii
RÉSUMÉ	xiii
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 PROBLÉMATIQUE	3
1.1 Analyse biomécanique	3
1.1.1 Éléments de base de la propulsion en fauteuil roulant.....	3
1.1.2 Analyse spatiotemporelle	4
1.1.3 Analyse cinématique.....	5
1.1.3.1 Patron de propulsion lors de l'analyse cinématique	6
1.1.3.2 Cycle de propulsion lors de l'analyse cinématique.....	7
1.1.4 Analyse cinétique.....	9
1.1.4.1 Forces et moments appliqués à la roue.....	9
1.1.4.2 Outils de mesure lors de l'analyse cinétique	12
1.2 Simulateurs	16
1.2.1 Ergomètre	16
1.2.2 Environnement virtuel	18
1.2.3 Revue des simulateurs	19
1.3 Feedback	21
1.3.1 Biofeedback	21
1.3.2 Utilité du biofeedback.....	22
CHAPITRE 2 OBJECTIF ET HYPOTHÈSE	25
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE.....	26
3.1 Conception du simulateur.....	26
3.1.1 Fonctionnement général du simulateur	26
3.1.2 Communication entre la RI et le script Python.....	27
3.1.3 Calcul du biofeedback.....	27
3.1.4 Communication le script Python et l'environnement virtuel	30
3.1.5 Environnement virtuel dans Unity.....	30

3.1.6	Matériel.....	32
3.1.7	Conclusion du développement du simulateur.....	33
3.2	Investigation de l'effet du biofeedback	34
3.2.1	Participants	34
3.2.2	Tâches	35
3.2.3	Traitement des données.....	37
3.2.4	Résultats attendus	38
3.2.5	Analyse statistique.....	39
3.2.6	Entrevue.....	39
CHAPITRE 4	RÉSULTATS.....	40
4.1	Résultats du développement du simulateur.....	40
4.1.1	Résultats de la communication entre la RI et le script Python.....	40
4.1.2	Résultats du calcul du biofeedback	41
4.1.3	Résultats de la communication entre le script Python et l'environnement virtuel	44
4.1.4	Résultats de l'environnement virtuel dans Unity	46
4.1.5	Conclusion des résultats du développement du simulateur	47
4.2	Investigation de l'effet du biofeedback	47
4.2.1	Expérimentation avec participants sans expérience	47
4.2.1.1	Entrevue avec les participants sans expérience	52
4.2.1.2	Questions en fonction du système	52
4.2.1.3	Questions en fonction de l'environnement virtuel	53
4.2.1.4	Questions en fonction du biofeedback.....	53
4.2.1.5	Questions en fonction du potentiel d'utilisation.....	54
4.2.2	Expérimentation avec participant avec expérience.....	54
4.2.2.1	Entrevue avec le participant avec expérience	55
4.2.2.2	Questions en fonction du système	55
4.2.2.3	Questions en fonction de l'environnement virtuel	55
4.2.2.4	Questions en fonction du biofeedback.....	56
4.2.2.5	Questions en fonction du potentiel d'utilisation.....	56
4.3	Conclusion des résultats	57
CHAPITRE 5	DISCUSSION	58
5.1	Interprétation des résultats	58
5.1.1	Développement du simulateur	58
5.1.2	Expérimentation avec participants	59
5.2	Comparaison avec la littérature.....	60
5.3	Limites de l'étude.....	61
5.4	Futur du système	62
5.5	Possibilité de prochaines études.....	62
CONCLUSION		63

ANNEXE A Entrevue semi-structurée65

BIBLIOGRAPHIE.....69

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Quatre modèles de poussée : Semi-circulaire (SC), Simple boucle sur la propulsion (SLOP), Double boucles sur la propulsion (DLOP) et Arc (ARC) (Boninger <i>et al.</i> , 2002), adapté par Chénier (2012) et reproduite du domaine public	6
Figure 1.2 : Cycle de propulsion en 2 phases : Phase de propulsion et phase de recouvrement (Forte <i>et al.</i> , 2015) et reproduite du domaine public	8
Figure 1.3 : Cycle de propulsion en 6 phases : phase d'accélération, phase d'impact, phase de poussée, phase de la production de force de rotation, phase de relâchement et phase de retour (Vanlandewijck <i>et al.</i> , 2001) et reproduite avec l'autorisation de Springer	8
Figure 1.4 : Sous-division de la phase de contact : contact initial, propulsion et relâchement (Kwarciak <i>et al.</i> , 2009) et reproduite avec l'autorisation de Elsevier	8
Figure 1.5 : Forces et moments à la roue (Vanlandewijck <i>et al.</i> , 2001) et reproduite avec l'autorisation de Springer.....	10
Figure 1.6 : La force totale, radiale, médiale, tangentielle positive et négative durant les 16 premières poussées en fauteuil de course (Chénier <i>et al.</i> , 2021) et reproduite avec l'autorisation de Elsevier	11
Figure 1.7 : SMARTWheel installée sur un fauteuil standard (Gil-Agudo <i>et al.</i> , 2010) et reproduite avec l'autorisation de Elsevier	13
Figure 1.8 : Forces F_r et F_t avec angle φ par rapport à la roue (Cooper, 1997) et reproduite du domaine public	14
Figure 1.9 : Fauteuil standard (gauche) et fauteuil de course (droite) (Cooper et De Luigi, 2014) et reproduite avec l'autorisation de John Wiley and Sons	15
Figure 1.10 : RI développée par Chénier <i>et al.</i> (2021) et reproduite avec l'autorisation de Elsevier	15
Figure 1.11 : Type d'ergomètre : ergomètre à rouleau, ergomètre à volant d'inertie et ergomètre intégré (de Klerk <i>et al.</i> , 2020) et reproduite avec l'autorisation de IEEE.....	16
Figure 1.12 : Ergomètre intégré (Niesing <i>et al.</i> , 1990) et reproduite avec l'autorisation de Springer	18
Figure 1.13 : Environnement virtuel sur écran (gauche) (Yan et Archambault, 2021), projecteur (milieu) (Rivera-Flor <i>et al.</i> , 2019) et CRV (droite) (Yang <i>et al.</i> , 2021) et reproduites avec l'autorisation de Springer, Elsevier et du domaine public	19
Figure 1.14 : Exemple de feedback visuel (Yan et Archambault, 2021) et reproduite avec l'autorisation de Springer.....	22
Figure 1.15 : Configuration fauteuil et biofeedback (Richter <i>et al.</i> , 2011) et reproduite avec l'autorisation de Elsevier.....	23

Figure 3.1 : Fonctionnement général du système.....	27
Figure 3.2 : Matrice de calibration de la cellule de force de la RI	28
Figure 3.3 : Intervalles de forces et de moments de force de la RI.....	28
Figure 3.4 : Évolution de la puissance lors d’une poussée en fauteuil de course avec travail positif et négatif (De Groot <i>et al.</i> , 2017) et reproduite avec l’autorisation de John Wiley and Sons.....	29
Figure 3.5 : Modèle de la piste d’athlétisme avec estrades.....	31
Figure 3.6 : Biofeedback de l'efficacité de la propulsion.....	31
Figure 3.7 : Ergomètre à rouleau pour fauteuil de course du Laboratoire de recherche Mobilité & Sport Adapté	32
Figure 3.8 : Configuration du simulateur (participant, ergomètre, projecteur et écran de projection).....	33
Figure 3.9 : RI de course du Laboratoire de recherche Mobilité & Sport Adapté développée par Chénier <i>et al.</i> (2021) et reproduite avec l’autorisation de Elsevier	33
Figure 3.10 : Conception de l’étude	35
Figure 3.11 : Énergie perdue attendue au long de l'expérimentation	38
Figure 4.1 : Données de la RI reçues par le script Python	41
Figure 4.2 : Données de forces et moments de force de la RI	42
Figure 4.3 : Données de forces et moments de force converties	42
Figure 4.4 : Détection de cycles de poussée	43
Figure 4.5 : Courbe de puissance d’une poussée avec le travail négatif.....	44
Figure 4.6 : Fonctionnement de la communication entre le script Python et l'environnement virtuel	45
Figure 4.7 : Interface utilisateur dans Unity.....	46
Figure 4.8 : Évolution de l'énergie perdue lors de l’expérimentation.....	48
Figure 4.9 : Évolution de l'énergie perdue du participant 19.....	49
Figure 4.10 : Évolution de l'énergie perdue du participant 6.....	50
Figure 4.11 : Évolution de l'énergie perdue du participant 15.....	50
Figure 4.12 : Évolution de l'énergie perdue des participants s'étant améliorés.....	51
Figure 4.13 : Évolution de l'énergie perdue des participants ne s'étant pas améliorés	52

Figure 4.14 : Évolution de l'énergie perdue du participant athlète	55
--	----

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 4.1 : Caractéristiques des participants sans expérience.....	47
--	----

LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES

CRV	Casque de réalité virtuelle
FR	Fauteuil roulant
MC	Main courante
RI	Roue instrumentée

LISTE DES SYMBOLES ET DES UNITÉS

Hz	Hertz
J	Joule
m	Mètre
mJ	Millijoule
ms	Miliseconde
N	Newton
Nm	Newton-mètre
rad	Radian
s	Seconde
W	Watt
°	Degré

RÉSUMÉ

Résumé

Alors que certaines études ont montré un effet positif de la réalité virtuelle et du biofeedback sur l'apprentissage moteur en fauteuil roulant, aucune étude n'a évalué cet effet sur la performance en fauteuil de course. Des moments contre-productifs en début et fin de poussée ont été observés dans plusieurs études, mais n'ont jamais été l'objet d'une recherche avec biofeedback pour la course en fauteuil roulant. L'objectif principal de ce projet était donc de développer un simulateur avec environnement virtuel et biofeedback pour les fauteuils de course. L'objectif secondaire était de vérifier s'il est possible d'améliorer l'efficacité de la technique de propulsion à l'aide de biofeedback. Pour ce faire, un athlète de haut niveau en fauteuil de course ainsi que 20 personnes sans expérience en fauteuil roulant ont été recrutés pour faire au total 9 exercices avec et sans biofeedback à 75% de leur vitesse maximale. Le moment de force à la roue M_{roue} a été mesuré tout au long de la propulsion et un biofeedback représentant l'effet contre-productif a été présenté au participant lors des exercices. Les résultats obtenus démontrent que chez 14 des 21 participants, incluant le participant athlète, le moment de freinage en début de poussée a diminué lors des tests avec biofeedback. Chez les participants sans expérience, l'énergie perdue causée par le moment de freinage est passée de 0,36 J à 0,24 J en moyenne lors des tests avec biofeedback. Chez l'athlète, l'énergie perdue est passée de 1,68 J à 0,35 J en moyenne lors des tests avec biofeedback. Cela signifie que le simulateur avec biofeedback pourrait être utilisé afin de modifier la technique de propulsion. Le système développé est donc le tout premier simulateur avec biofeedback pour fauteuil roulant de course. Le simulateur pourrait être utilisé pour la recherche en étudiant la cinétique de la propulsion, ou pourrait être utilisé dans un contexte d'entraînement régulier pour les athlètes de ce sport. Avec quelques modifications, le simulateur pourrait utiliser différents types de biofeedback et ouvrirait la porte à une multitude de possibilités de recherche.

Mots clés :

Wheelchair, Racing wheelchair, Wheelchair biomechanics, Simulator, Wheelchair simulator, Feedback, Biofeedback, Virtual reality, Virtual environment

INTRODUCTION

Les différents sports adaptés offrent la possibilité aux personnes en situation d'handicap, qu'elle soit physique ou mentale, de pratiquer une activité physique et offrent même une opportunité d'y faire carrière. Alors que la première présence de sports adaptés aux Jeux olympiques s'est vue en 1960 à Rome, le premier événement officiel international a été le *Stoke Mandeville Games* organisé par le docteur anglais Dr. Ludwig Guttman en 1948 en Angleterre, dans le but d'offrir une visibilité à ces sports adaptés (Vanlandewijck et Thompson, 2016). Le sport adapté a pris de plus en plus d'ampleur, à un point où aujourd'hui les Jeux paralympiques sont reconnus mondialement. Aux Jeux paralympiques, le para-athlétisme est la catégorie de sports adaptés la plus populaire, en regroupant les épreuves sur piste, les sauts et les lancers (Comité paralympique canadien, 2023).

Le cadre du projet de recherche se déroule dans le Laboratoire de recherche Mobilité & Sport Adapté. Le sport adapté visé dans le projet est la course en fauteuil roulant. Cette discipline, comme les autres disciplines para-athlétiques sur piste, peut se faire dans des épreuves sur 100m, 200m, 400m, 800m, 1500m, 5 000m, 10 000m et 4x100m en relais (Comité paralympique canadien, 2023). Pour pratiquer cette discipline, les critères d'éligibilité sont divisés en 2 classes : athlètes T31-34 et athlètes T51-54. Pour être éligible, la personne doit être atteinte de déficiences physiques correspondant aux classes suivantes : déficiences aux membres inférieurs et supérieurs (athlètes T31-34) ou déficiences aux membres inférieurs (athlètes T51-54) (International Paralympic Committee, 2018).

Ce sport demande un fauteuil qui est bien différent d'un fauteuil standard. Le fauteuil de course est plus long et il n'a que 3 roues en plus d'être équipé d'un guidon pouvant faire pivoter la roue avant. Les roues du fauteuil de course sont munies d'un anneau appelé la main courante (MC) qui sert à propulser le fauteuil.

Ce sport, comparativement aux autres sports pratiqués en fauteuil roulant comme le basketball, le tennis, le rugby, etc., a un mouvement beaucoup plus constant et cyclique. Cette constance nous permet de caractériser certains paramètres effectués lors de la course, de les analyser et de les modifier afin d'avoir la technique offrant la meilleure performance. Cependant, seulement quelques études s'intéressent à augmenter la performance des athlètes de cette discipline en visant l'amélioration de la technique de propulsion. Pourtant les technologies qui peuvent aider dans cette direction existent. Par conséquent, en

regroupant les connaissances acquises de ces études et en développant un système basé sur des idées ingénieuses, il pourrait être possible d'améliorer la performance d'un athlète de course en fauteuil roulant.

Le but de ce mémoire est de mettre en place une revue de la littérature qui entoure la performance de la course en fauteuil roulant, en s'intéressant plus précisément à la technique de propulsion ainsi que les systèmes permettant d'améliorer cette propulsion. Une méthodologie sera ensuite présentée afin de proposer une solution d'un simulateur avec biofeedback pour augmenter la performance d'athlètes en fauteuil de course. Les résultats du développement du simulateur ainsi que de l'expérimentation préliminaire seront présentés, puis expliqués lors de la discussion.

CHAPITRE 1

PROBLÉMATIQUE

Dans ce chapitre, il sera question de présenter et de justifier les aspects qui forment la problématique de la performance chez les athlètes de fauteuil roulant de course. Plusieurs directions pourraient être prises ici pour améliorer la performance de ces athlètes. Plus précisément, la performance en fauteuil de course peut se diviser en trois éléments distincts : l'athlète, le fauteuil ou l'interaction entre l'athlète et le fauteuil (Fauvel, 2018 ; Vanlandewijck *et al.*, 2001). L'interaction entre l'athlète et le fauteuil est la direction choisie, en s'intéressant particulièrement à la technique de propulsion afin d'améliorer la performance de ces athlètes. Ce chapitre présentera d'abord l'analyse biomécanique de la technique de propulsion en introduisant les éléments de base de la propulsion, puis en focalisant sur les variables spatiotemporelles, la cinématique de la propulsion, la cinétique de la propulsion, puis il présentera les outils de mesure permettant la collecte de données biomécaniques. Les différents simulateurs de fauteuil roulant utilisés dans le domaine ainsi que leurs caractéristiques seront ensuite abordés et pour finir il sera question de mettre en valeur l'utilisation de biofeedback pour la modification de la technique de propulsion en fauteuil roulant.

1.1 Analyse biomécanique

L'analyse biomécanique de la technique de propulsion pour fauteuil roulant peut être importante autant pour apprendre à utiliser un fauteuil que pour améliorer la performance d'utilisateurs expérimentés (Cowan *et al.*, 2008). Cette section présentera d'abord les éléments de base de la propulsion en fauteuil roulant manuel puis l'analyse spatiotemporelle en fauteuil roulant et présentera finalement les différentes caractéristiques et l'importance que peuvent avoir les analyses cinétiques et cinématiques.

1.1.1 Éléments de base de la propulsion en fauteuil roulant

Les éléments de base de la propulsion en fauteuil roulant sont très semblables entre la course et le fauteuil roulant standard. L'utilisateur, assis au niveau des roues arrière, apporte ses mains sur la MC, applique une force sur cette MC en suivant la roue, relâche puis revient à la position initiale. Cette séquence est

appelée le cycle de propulsion. Ce cycle est généralement divisé en deux phases : la poussée et le recouvrement (Sanderson et Sommer, 1985). La poussée est le moment où la main fait contact avec la MC pour appliquer une force afin de faire avancer le fauteuil jusqu'au moment où elle ne fait plus contact, tandis que le recouvrement est le moment où la main ne fait plus contact avec la MC jusqu'au moment où elle fait contact.

Le cycle de propulsion est une combinaison complexe entre les éléments de mouvements, de forces et de temps. Pour bien comprendre le mouvement de l'utilisateur, les forces appliquées par l'utilisateur pour faire avancer le fauteuil roulant ainsi que le résultat de ces deux éléments sur la performance, il faudra analyser la cinématique et la cinétique tout en prenant compte des aspects relevés d'une analyse spatiotemporelle.

1.1.2 Analyse spatiotemporelle

L'analyse spatiotemporelle se caractérise par les mesures et l'évaluation de variables qui se rapportent à la fois à l'espace et au temps. Les variables spatiotemporelles les plus communes dans la littérature sont :

La **vitesse** (m/s) : vitesse de l'ensemble du fauteuil roulant. Elle est une mesure de la performance importante dans la course en fauteuil roulant.

L'**accélération** (m/s²) : accélération de l'ensemble du fauteuil roulant. Elle est également une mesure importante de la performance en fauteuil de course.

La **cadence** (C) (poussée/min) : nombre de poussées que l'utilisateur fait par minute. D'après Sawatzky (2015), la cadence optimale serait de 60 poussées/min ou moins pour le fauteuil roulant standard. Cependant, dans la course en fauteuil roulant, cette fréquence est différente puisqu'il faut atteindre une vitesse maximale et la maintenir jusqu'à la fin de la course. Walsh (1987) a remarqué qu'en moyenne, la cadence à vitesse constante serait entre 50 et 80 poussées/min pour les athlètes de course. Par contre, les chercheurs ne parviennent pas à trouver une cadence optimale afin d'augmenter la performance d'un athlète de course en fauteuil roulant : certains supposent que plus la cadence est haute, plus la résistance due à l'inertie du corps augmente et moins le fauteuil aurait tendance à accélérer (Goosey-Tolfrey *et al.*,

2001) tandis que d'autres supposent que plus la cadence est haute, plus le taux d'accélération serait élevé (Walsh, 1987).

Le **temps de cycle** (TC) (s) : temps que prennent la poussée et le recouvrement pour un seul cycle. Le temps de cycle est essentiellement ce qui caractérise la cadence, puisque cette dernière est calculée à partir du temps de cycle (1.1). Suivant les mêmes recommandations que pour la cadence, le temps de cycle optimal serait de 1 seconde et plus pour les fauteuils standards. Pour les fauteuils de course, le temps de cycle diffère beaucoup entre le début et la fin de la course. De plus comme mentionné pour la cadence, les recommandations sur cette caractéristique mesurée sont variables d'un expert à l'autre.

$$C = \frac{60}{TC} \quad (1.1)$$

Le **temps de poussée** (TP) (s) : temps que prend la main pour faire tourner la roue. Dans la littérature, les experts ne s'entendent pas pour une définition exacte du temps de poussée. Certains le définissent comme le temps où la main est en contact avec la roue, tandis que d'autres le définissent comme le temps où la main applique une force à la roue (Vanlandewijck *et al.*, 2001). Ici le TP sera défini comme le temps où la main applique une force à la roue.

L'**angle de contact** (AC) (°) : angle de la main en contact avec la MC. Il est recommandé pour l'utilisation d'un fauteuil standard de situer l'angle de contact entre 85° et 100° pour la prise ainsi que pour le relâchement de la MC (Sawatzky *et al.*, 2015). Pour le fauteuil de course, la technique est différente et les recommandations pour le fauteuil standard ne peuvent donc pas se transmettre au sport. Il est recommandé pour la course d'avoir un angle de contact plus petit lors du départ et plus long lorsque la vitesse maximale est atteinte (Fauvel, 2018 ; Moss *et al.*, 2005).

1.1.3 Analyse cinématique

La cinématique est l'étude du mouvement dans l'espace par rapport au temps. Elle peut être faite en 1, 2 ou 3 dimensions dépendamment du contexte et du besoin. Dans le contexte du fauteuil roulant manuel ou de fauteuil roulant de course, le mouvement des membres supérieurs par rapport au temps est souvent

ce qui est analysé avec la cinématique. Dans cette section, la technique de propulsion est généralement ce qui sera analysée, en portant attention à la poussée et au recouvrement. Avec cette analyse, on peut y retrouver des éléments comme le patron de propulsion et le cycle de propulsion.

1.1.3.1 Patron de propulsion lors de l'analyse cinématique

Le patron de propulsion est ce qui caractérise le mouvement des mains lors de la poussée et du recouvrement en fauteuil roulant manuel. Tous les utilisateurs de fauteuil roulant manuel n'ont pas le même patron de propulsion, raison pourquoi il est intéressant d'y porter attention. Boninger *et al.* (2002) se sont beaucoup intéressés à la distinction des différentes techniques de propulsion et ont conclu qu'il y avait 4 différents modèles de poussée : semi-circulaire, simple boucle sur la propulsion, doubles boucles sur la propulsion et arc (Figure 1.1). Ils ont également conclu que le modèle semi-circulaire était la technique la plus efficace par rapport à la cadence, donc au nombre de poussées par seconde, et au temps de poussée, ce qui appuie les conclusions faites par Sanderson et Sommer (1985) qui valorisaient une technique plus circulaire que celle en arc.

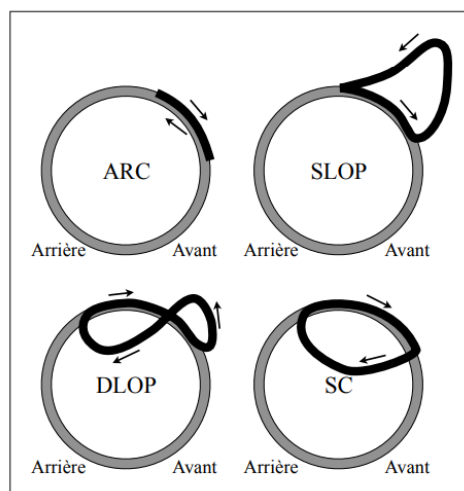


Figure 1.1 : Quatre modèles de poussée : Semi-circulaire (SC), Simple boucle sur la propulsion (SLOP), Double boucles sur la propulsion (DLOP) et Arc (ARC) (Boninger *et al.*, 2002), adapté par Chénier (2012) et reproduite du domaine public

Quant à la technique de propulsion en fauteuil roulant de course, il a été montré que la plupart des athlètes de ce sport utilisent la technique plus circulaire, en mettant en lumière le fait que cette méthode permettrait à l'athlète de prolonger la période de poussée en ayant un mouvement plus fluide et ainsi maximiser l'efficacité (Cooper, 1990 ; Sanderson et Sommer, 1985 ; Shimada *et al.*, 1998). Il faut cependant noter que l'utilisation d'autres patrons de propulsion peut également être performante, tout dépend de la préférence des athlètes et de leur physiologie. De plus, d'autres éléments peuvent influencer la performance de la technique de propulsion pour le fauteuil de course.

1.1.3.2 Cycle de propulsion lors de l'analyse cinématique

Le cycle de propulsion en fauteuil roulant manuel se caractérise par les différentes phases entre deux poussées. Généralement en fauteuil roulant de course, le cycle de propulsion est divisé en deux phases : la phase de propulsion et la phase de recouvrement (Figure 1.2) (Forte et al., 2015 ; Vanlandewijck et al., 2001). Cependant, de plus en plus d'études définissent le cycle de propulsion avec plus que deux phases. Higgs et al. (1993) ont proposé une division du cycle de propulsion beaucoup plus détaillée avec six phases : phase d'accélération, phase d'impact, phase de poussée, phase de la production de force de rotation, phase de relâchement et phase de retour (Figure 1.3). Aussi, une étude réalisée par Kwarciak et al. (2009) avait comme objectif de simplifier la division des phases de la propulsion de manière à bien distinguer les forces et moments à chaque phase. Ils ont donc gardé l'idée d'une division générale en deux phases, soit la phase de contact, ou phase de propulsion, et la phase de recouvrement. Il a toutefois suggéré une sous-division en trois parties de la phase de contact, soit le contact initial, la propulsion et le relâchement (Figure 1.4). Une autre proposition a été faite par Forte *et al.* (2015), qui ont divisé le cycle en cinq phases : phase d'impact, phase de poussée, phase de relâchement, phase de remontée et phase d'accélération.

Wheelchair Racing Stroke Phases

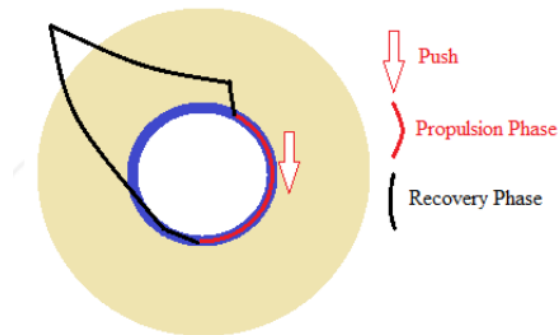


Figure 1.2 : Cycle de propulsion en 2 phases : Phase de propulsion et phase de recouvrement (Forte *et al.*, 2015) et reproduite du domaine public

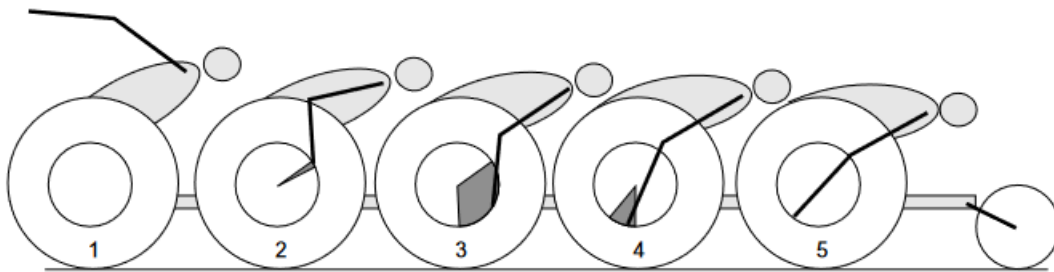


Figure 1.3 : Cycle de propulsion en 6 phases : phase d'accélération, phase d'impact, phase de poussée, phase de la production de force de rotation, phase de relâchement et phase de retour (Vanlandewijck *et al.*, 2001) et reproduite avec l'autorisation de Springer

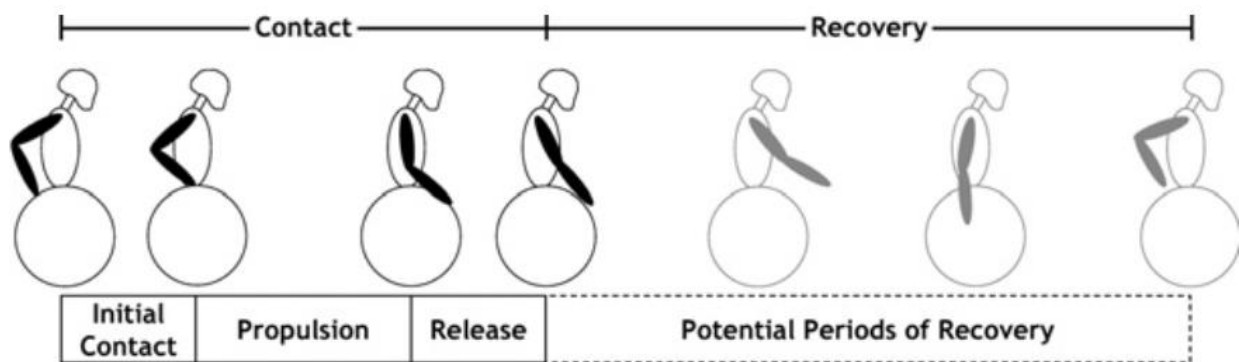


Figure 1.4 : Sous-division de la phase de contact : contact initial, propulsion et relâchement (Kwarciak *et al.*, 2009) et reproduite avec l'autorisation de Elsevier

On constate que pour chaque proposition de la division du cycle de propulsion, la phase d'impact, ou le contact initial, est présente. Cela est dû au fait qu'à ce moment précis, les forces et les moments appliqués à la roue sont significativement différents du reste de la propulsion, raison pour laquelle il est important de distinguer cette phase (Kwarciak *et al.*, 2009). Pour mieux comprendre la phase d'impact et la phase de poussée, l'analyse cinématique ne sera pas suffisante puisqu'il faut tenir compte des forces appliquées à la roue. C'est pourquoi il sera important de faire une analyse cinétique.

1.1.4 Analyse cinétique

La cinétique est l'étude des forces internes et externes appliquées à un corps. Dans un contexte de fauteuil roulant manuel standard ou un fauteuil roulant de course, plusieurs analyses cinétiques peuvent être faites : l'analyse des forces et moments appliqués à la roue, l'analyse des forces et moments générés par l'athlète, l'analyse des forces et moments du fauteuil par rapport à son environnement (sol, air), etc. Dans ce chapitre, l'analyse des forces et moments appliqués à la roue est la direction choisie afin d'améliorer la performance d'un athlète de fauteuil roulant de course. Pour ce faire, les différentes caractéristiques des forces et moments appliqués à la roue ainsi que l'évaluation de l'efficacité des forces et moments seront abordées.

1.1.4.1 Forces et moments appliqués à la roue

Les forces et les moments générés par l'athlète et appliqués à la roue sont essentiellement ce qui fait avancer le fauteuil. Grâce à certains outils de mesure, il est possible de mesurer les différentes forces (N) et les différents moments de force (Nm) appliqués à la MC par l'utilisateur. Dans un contexte d'étude de la cinétique de la propulsion en fauteuil roulant, les forces F_{tot} , F_t , F_r et F_m et les moments M_{roue} et $M_{poignet}$ sont généralement ressortis de l'analyse. (Figure 1.5).

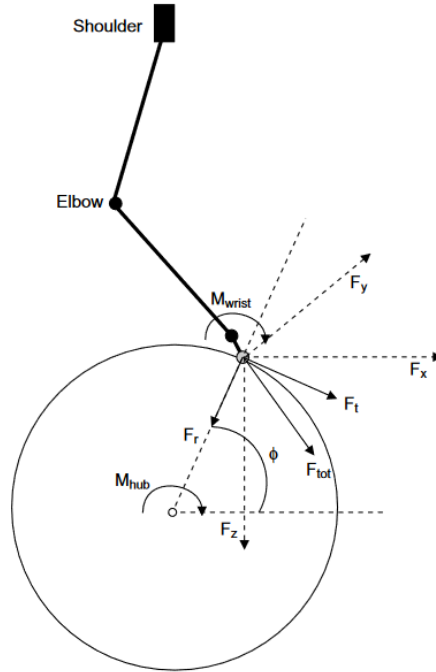


Figure 1.5 : Forces et moments à la roue (Vanlandewijck *et al.*, 2001) et reproduite avec l'autorisation de Springer

F_{tot} est la force totale qui est appliquée par l'utilisateur sur la MC qui est caractérisée par la formule suivante (Cooper, 1997 ; Veeger *et al.*, 1991) :

$$F_{tot}^2 = F_t^2 + F_r^2 + F_m^2 \quad (1.2)$$

Les forces F_t , F_r , F_m sont les composantes de F_{tot} dans le système d'axe de la roue, où F_t est la force tangentielle à la MC, F_r est la force radiale et F_m est la force médiale. La force tangentielle F_t est la force qui caractérise la propulsion (Forte *et al.*, 2015), c'est-à-dire que c'est elle qui fait essentiellement avancer le fauteuil. Goosey-Tolfrey *et al.* (2001) définissent F_t comme la force qui agit de manière perpendiculaire aux rayons de la roue dans le plan de la roue et F_m comme la force se dirigeant vers le centre de la chaise et perpendiculaire au plan de la roue. F_r est la force se dirigeant vers le centre de la roue dans le plan de la roue.

Le moment de force $M_{poignet}$ est un moment créé par la prise de la MC avec la main lors de la poussée qui agit de manière négative, mais négligeable, à faire tourner la roue (Veeger *et al.*, 1991).

Le moment de force M_{roue} est le résultat des forces et moments qui participent à faire tourner, ou ralentir, la roue (VanSickle *et al.*, 1998). Le moment de force total de la roue M_{roue} peut être caractérisé, tout en négligeant $M_{poignet}$, par la formule suivante (Chénier, 2012 ; VanSickle *et al.*, 1998) :

$$M_{roue} = -F_t * r \quad (1.3)$$

Où r correspond au rayon de la MC en mètre et F_t est négatif à cause du système d'axe utilisé.

Les forces et moments vus plus haut sont les mesures principales évaluées lors d'analyses cinétiques de la biomécanique. Cependant, dans l'étude réalisée par Kwarciak *et al.* (2009), les auteurs ont réalisé que certaines forces contre-productives, c'est-à-dire des forces qui font décélérer le fauteuil au lieu de le faire accélérer, étaient présentes lors de la poussée. Ils ont également remarqué que ces forces étaient significativement plus élevées au contact initial et au relâchement de la MC. D'autres études ont également remarqué cet effet, comme Chénier *et al.* (2021) qui ont également constaté que ces forces contre-productives augmentent en fonction de la vitesse (Figure 1.6). Une force contre-productive importante remarquée dans ces deux études est la force tangentielle négative, ou moment de freinage M_f . Le moment de freinage M_f est la mesure négative du moment M_{roue} qui survient lorsque l'athlète pose sa main sur la MC et est causée par la différence de la vitesse de la main et celle de la roue. Ce moment contre-productif est également vu dans la littérature comme la force tangentielle négative $-F_t$.

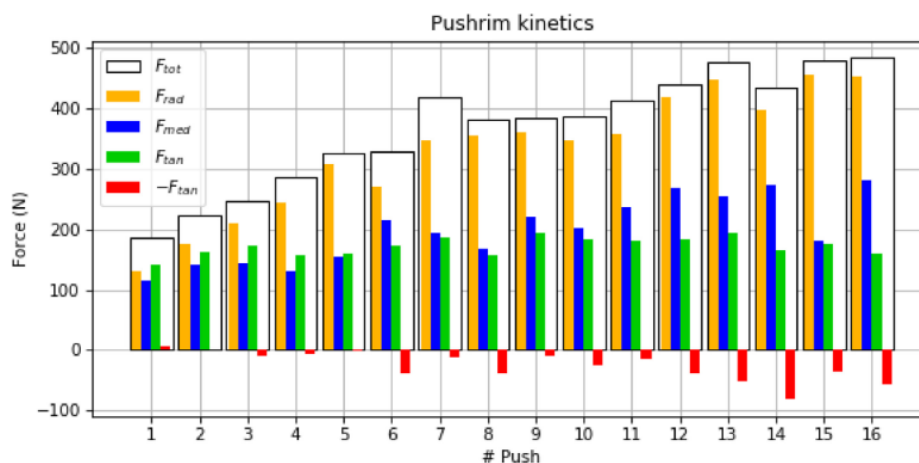


Figure 1.6 : La force totale, radiale, médiale, tangentielle positive et négative durant les 16 premières poussées en fauteuil de course (Chénier *et al.*, 2021) et reproduite avec l'autorisation de Elsevier

Chénier *et al.* (2021) ont observé que la force tangentielle négative, ou le moment de freinage M_f , était présente pendant environ 40% du temps de poussée, soit 15% lors du début de la poussée et 25% de la fin chez un athlète de course en fauteuil. Cependant, aucune étude ne s'est concentrée sur la diminution de cette force contre-productive lors de la propulsion pour ces athlètes. Afin d'augmenter la performance d'un athlète, il pourrait être facile de recommander d'augmenter la force totale appliquée à la MC. Cependant, on ne veut pas tout simplement demander à l'athlète d'augmenter sa force, c'est pourquoi il serait intéressant d'évaluer s'il est possible de diminuer les forces contre-productives lors de la propulsion.

1.1.4.2 Outils de mesure lors de l'analyse cinétique

Il existe plusieurs outils de mesure utilisés dans la littérature qui permettent de faire une analyse cinétique. Une revue de la littérature a été réalisée par MacDuff *et al.* (2022) afin de distinguer les différents outils de mesure utilisés pour évaluer la propulsion en fauteuil roulant manuel. Des 38 articles analysés, 27 différentes technologies ont été recensées et disposées en trois catégories : mesures d'accélération, mesures de forces et mesures de paramètres du fauteuil. Ici la catégorie de technologies mesurant les forces est celle qui nous intéresse, puisque cette section du chapitre se concentre exclusivement sur la cinétique. Une des technologies recensées par MacDuff *et al.* est un type de gant qui est capable de mesurer les forces appliquées aux roues. Ces gants ont été développés par Anderson *et al.* (2020) et sont capables de mesurer les forces appliquées sur la paume de la main. Les gants mesurent les forces à un taux d'échantillonnage de 20 Hz et peuvent mesurer des forces jusqu'à 800N. Cependant, Anderson *et al.* rapportent qu'une limitation de cette technologie est qu'elle ne mesure les forces qu'en deux dimensions, alors que le portrait complet de la cinétique de la propulsion se fait en trois dimensions. Une autre limitation est que cette technologie peut gêner l'utilisateur du fauteuil roulant lors de la propulsion. En effet, les gants possèdent un circuit incluant des batteries autour des mains de l'utilisateur, résultant ainsi à la possibilité de gêner la poussée.

Une autre technologie recensée par MacDuff *et al.* dans leur revue de littérature est la roue instrumentée (RI). Les auteurs ont également réalisé que cette technologie est celle qui est la plus utilisée pour mesurer les caractéristiques cinétiques de la propulsion en fauteuil roulant. La RI est un outil permettant de mesurer en trois dimensions les forces et les moments de force appliqués à la roue d'un fauteuil roulant standard (Cooper, 1990 ; Vanlandewijck *et al.*, 2001). Différentes RI ont été développées, mais celle qui

est largement plus utilisée dans la littérature pour un fauteuil standard est la SMARTWheel (Figure 1.7) (MacDuff *et al.*, 2022).



Figure 1.7 : SMARTWheel installée sur un fauteuil standard (Gil-Agudo *et al.*, 2010) et reproduite avec l'autorisation de Elsevier

La SMARTWheel, développée par Asato *et al.* (1993), permet de mesurer les forces F_x , F_y , et F_z et les moments de force M_x , M_y et M_z appliqués à la roue et peut obtenir les caractéristiques cinétiques en trois dimensions grâce à des calculs trigonométriques des différents forces et moments (Cooper, 1997). Les forces F_x , F_y , F_z sont les composantes de F_{tot} dans le système d'axe du fauteuil roulant. La force F_x est caractérisée par sa direction qui est vers l'avant du fauteuil dans le plan de la roue, tandis que la force F_z est la composante qui se dirige vers le sol du fauteuil également dans le plan de la roue. F_y est la force qui se dirige vers le centre du fauteuil perpendiculaire au plan de la roue. Le moment de force M_x est le moment de force autour de la force F_x , M_y est le moment de force autour de la force F_y et M_z est le moment de force autour de la force F_z , où ici a été défini comme M_{roue} .

La SMARTWheel est particulièrement pratique puisque comparativement à d'autres instruments de mesure qui peuvent gêner l'utilisateur lors de la propulsion, la RI remplace complètement une (ou deux) roue du fauteuil et ne change généralement rien à l'habitude de l'utilisateur. La différence à noter est le poids de la SMARTWheel qui est supérieur à celui d'une roue standard. Ce changement de poids crée une augmentation de l'inertie de la roue. Cependant cette augmentation d'inertie peut être limitée grâce à certaines techniques, comme Chénier *et al.* (2022) qui ont installé des pneus qui génèrent moins de friction au sol. Après l'installation d'une (ou deux) SMARTWheel sur le fauteuil, le participant peut commencer sa propulsion et la roue enregistre et calcule la cinétique des poussées. Un avantage à utiliser cette

technologie est qu'elle n'a pas besoin de fil externe pour fonctionner, elle enregistre les données dans sa mémoire interne et peut envoyer ses données via une communication sans fil. La SMARTWheel fonctionne grâce à trois tubes qui contiennent chacun un pont de jauges de contrainte permettant de mesurer une différence de voltage lorsque des forces sont appliquées permettant ainsi de calculer les forces F_x , F_y , F_z et les moments de force M_x , M_y , M_z (Asato *et al.*, 1993 ; Cooper, 1997). Avec ces forces, il est ensuite possible de calculer la force totale appliquée à la MC et de calculer les forces F_t , F_r et F_m (équation(1.4) (Cooper, 1997). Après avoir mesuré et calculé ces données, il est possible de faire plusieurs analyses cinétiques, comme analyser le cycle de propulsion, faire l'évaluation de l'efficacité de la poussée ou bien analyser les forces afin de réduire le risque de blessures. La SMARTWheel mesure les données à un taux d'échantillonnage de 240 Hz et peut mesurer entre -155N et +155N avec une précision de 0.6N (Cooper, 1997).

$$\begin{bmatrix} F_r \\ F_t \\ F_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\cos\varphi & -\sin\varphi & 0 \\ \sin\varphi & -\cos\varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} \quad (1.4)$$

Où φ est l'angle entre le plan horizontal et la prise de la MC en passant par le moyeu de la roue (Figure 1.8).

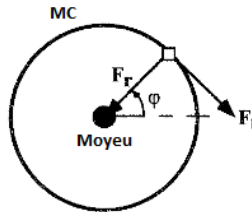


Figure 1.8 : Forces F_r et F_t avec angle φ par rapport à la roue (Cooper, 1997) et reproduite du domaine public

La SMARTWheel est très pratique lorsqu'on étudie la cinétique sur un fauteuil standard, mais cette RI ne peut être utilisée pour les fauteuils de course. Il n'est pas possible d'utiliser la SMARTWheel, ou n'importe quelle RI pour fauteuil standard, puisque les fauteuils sont bien différents (Figure 1.9) : les roues des fauteuils de course sont plus grandes, la MC est plus petite, la phase de contact avec la MC est plus courte en fauteuil de course résultant ainsi à un temps d'échantillonnage plus court, les forces appliquées sont plus grandes et certaines forces sont également transmises sur la face de la roue de course (Chénier *et al.*, 2021). Les roues du fauteuil de course sont également en angle comparativement au fauteuil standard,

mais cet angle n'est pas une principale raison pour laquelle il n'est pas possible d'utiliser les RI pour fauteuil standard sur un fauteuil de course.

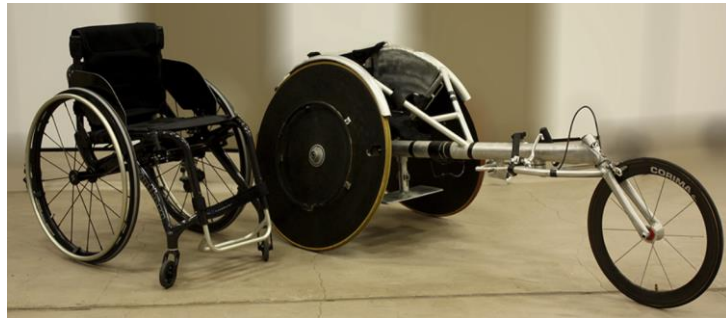


Figure 1.9 : Fauteuil standard (gauche) et fauteuil de course (droite) (Cooper et De Luigi, 2014) et reproduite avec l'autorisation de John Wiley and Sons

Pour toutes ces raisons, les RI de course ont été développées. Plusieurs RI de course ont été développées dans le même but d'analyser les caractéristiques cinétiques, ou même cinématiques, de la propulsion en course de fauteuil roulant (Chénier *et al.*, 2021 ; Limroongreungrat *et al.*, 2009 ; Miyazaki *et al.*, 2020). Ces RI ont essentiellement les mêmes fonctions, c'est-à-dire qu'elles peuvent s'installer sur le fauteuil du participant afin de limiter les changements dans la technique de propulsion, puis elles mesurent et calculs généralement les mêmes forces et moments de force appliqués à la MC. Comme mentionné plus haut, certaines forces sont appliquées sur la face latérale de la roue de course, c'est pourquoi certaines RI mesurent également les forces sur cette face (Chénier *et al.*, 2021). La RI de course développée par Chénier *et al.* mesure les données à un taux d'échantillonnage de 2500 Hz, comparativement à 240 Hz pour la SMARTWheel, et peut mesurer des forces de plus de 500N (Figure 1.10).



Figure 1.10 : RI développée par Chénier *et al.* (2021) et reproduite avec l'autorisation de Elsevier

La cinétique de la propulsion en fauteuil roulant de course ainsi que les outils de mesure ont été présentés, cependant aucun moyen d'appliquer les données des analyses n'a été présenté. Dans la littérature en fauteuil roulant, pour modifier la technique de propulsion d'un participant, les différents auteurs de plusieurs études ont utilisé un système de simulation. Il serait alors intéressant d'évaluer s'il est possible d'améliorer l'efficacité de la propulsion avec ces simulateurs.

1.2 Simulateurs

Un simulateur dans le cadre de la propulsion en fauteuil roulant manuel est un ensemble d'équipements qui simule des conditions de la propulsion. Il peut être composé d'équipements comme un ergomètre pour fauteuil roulant, un environnement virtuel et/ou un équipement de mesures cinétiques ou cinématiques.

1.2.1 Ergomètre

Un ergomètre pour fauteuil roulant est un système qui permet de mesurer certaines caractéristiques de la propulsion (de Klerk *et al.*, 2020). Trois types d'ergomètres existent dans la littérature de la propulsion en fauteuil : l'ergomètre à rouleau, l'ergomètre à volant d'inertie et l'ergomètre intégré (Figure 1.11).

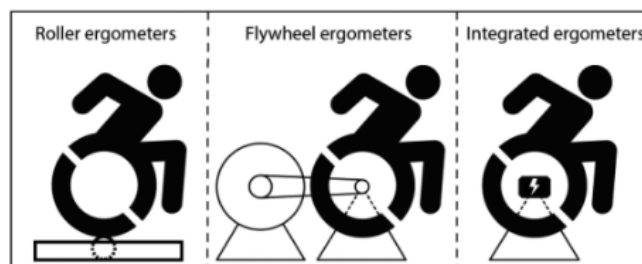


Figure 1.11 : Type d'ergomètre : ergomètre à rouleau, ergomètre à volant d'inertie et ergomètre intégré (de Klerk *et al.*, 2020) et reproduite avec l'autorisation de IEEE

L'ergomètre à rouleau permet d'asseoir le fauteuil sur un ou plusieurs rouleaux qui génère une résistance grâce à leur inertie. Le moment de force à l'essieu du fauteuil généré par l'utilisateur peut donc être calculé

à partir de l'inertie, de la vitesse du rouleau ainsi que de la friction entre le fauteuil et le rouleau. Ce type d'ergomètre peut être équipé d'un moteur qui génère une résistance aux rouleaux, résultant ainsi à l'augmentation de la difficulté à faire tourner les rouleaux et donc une demande supplémentaire de moment de force. Un avantage à ce type d'ergomètre est qu'il permet l'utilisation du fauteuil roulant de l'utilisateur, permettant ainsi une adaptation plus rapide de l'instrument en plus de conserver l'ergonomie du siège avec son utilisateur. Par contre, un désavantage est que lors de la propulsion, la friction entre le fauteuil et le rouleau n'est pas constante causant ainsi une perte de précision lors du calcul du moment de force généré ainsi qu'une perte au niveau du réalisme pour l'utilisateur. Un autre inconvénient est le manque d'inertie de l'ergomètre à rouleau. Ce manque d'inertie peut entraîner une perte dans le réalisme dans la sensation de la poussée.

L'ergomètre à volant d'inertie est l'ensemble d'un volant d'inertie et d'un châssis. Le fauteuil est donc placé sur le châssis et les roues sont connectées au volant. Comme l'ergomètre à rouleau, celui-ci permet de mesurer le moment de force à l'essieu du fauteuil généré par l'utilisateur grâce à l'inertie du volant. Ce type d'ergomètre permet également de régler la résistance appliquée à la roue avec les différentes configurations du volant d'inertie, afin de simuler des forces comme la friction du sol. Un avantage à cet ergomètre est qu'il est possible d'utiliser un ergomètre à vélo commercial, facilitant ainsi l'accès à un tel système. Par contre un désavantage est qu'il est difficile de modifier l'inertie du volant d'inertie, puisqu'il faut changer le volant complètement.

L'ergomètre intégré est un fauteuil modifié ou une chaise à laquelle deux roues sont installées qui permet de mesurer le moment de force à l'essieu. Ce système permet également d'ajuster une résistance variable grâce à un moteur connecté aux essieux des roues du fauteuil afin de simuler des forces. Un avantage à l'ergomètre intégré est que comparativement à l'ergomètre à rouleau, la friction entre le fauteuil et le système est négligeable. Par contre, un désavantage à cet ergomètre est qu'il n'est pas possible d'utiliser le fauteuil de l'utilisateur, résultant ainsi à une perte d'ergonomie du fauteuil (Figure 1.12).

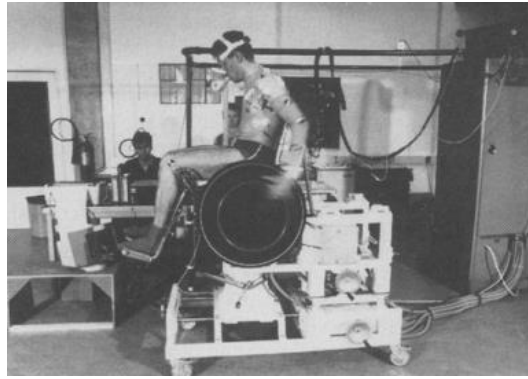


Figure 1.12 : Ergomètre intégré (Niesing *et al.*, 1990) et reproduite avec l'autorisation de Springer

D'après de Klerk *et al.* (2020), il n'y a pas de meilleur ergomètre, puisque l'efficacité de l'appareil dépend du contexte d'utilisation. Cependant, les auteurs relèvent que l'ergomètre à rouleau permet l'utilisation du fauteuil roulant de l'utilisateur, permettant ainsi une adaptation plus rapide sur l'instrument en plus de conserver l'ergonomie du siège avec son utilisateur.

De plus, de Klerk *et al.* (2020) proposent que d'ajouter un élément visuel améliore l'apprentissage moteur, dans notre cas le changement de la technique de propulsion, puisqu'il s'agit d'un outil de motivation. Cette proposition va dans le même sens que les propos de l'étude réalisée par Schultheis et Rizzo (2001), qui affirment que la réalité virtuelle représente un outil promettant pour l'apprentissage moteur en fauteuil roulant. Un environnement virtuel pourrait donc être ajouté à un ergomètre afin de changer la technique de propulsion d'un athlète de course en fauteuil pour ainsi avoir une chance d'améliorer sa performance.

1.2.2 Environnement virtuel

Un environnement virtuel est une image, ou une scène, présentée au participant afin qu'il s'immerge dans l'entraînement sur le simulateur. Dans un contexte de fauteuil roulant, l'environnement virtuel peut être la simulation d'un couloir, d'un trottoir, d'un centre d'achat ou même d'une piste d'athlétisme.

L'environnement peut être présenté de plusieurs façons : sur un écran d'ordinateur, sur un écran via un projecteur ou sur un casque de réalité virtuelle (CRV) (Figure 1.13). D'après l'étude réalisée par Arlati *et al.* (2020), les 3 choix d'affichages de l'environnement virtuel seraient tous aptes à apporter des changements dans la technique de propulsion et les auteurs ne rapportent aucune différence majeure dans les résultats entre ces choix. De plus, les participants d'une étude réalisée par Yang *et al.* (2021) ont rapporté souffrir

du mal de la réalité virtuelle et d'étourdissements à cause du CRV, indiquant que le mouvement de la tête pouvait ne pas correspondre exactement au mouvement de l'environnement virtuel. Les auteurs ont également rapporté qu'un environnement virtuel réaliste aidait à l'immersion du simulateur et donc à l'attachement sensoriel face à la scène.



Figure 1.13 : Environnement virtuel sur écran (gauche) (Yan et Archambault, 2021), projecteur (milieu) (Rivera-Flor *et al.*, 2019) et CRV (droite) (Yang *et al.*, 2021) et reproduites avec l'autorisation de Springer, Elsevier et du domaine public

De plus, d'après la même étude réalisée par Yang *et al.* (2021) sur 20 utilisateurs de fauteuil roulant manuel expérimentés, les auteurs ont démontré que seul le fait de changer la scène de l'environnement virtuel où se déplaçaient les participants faisait changer la technique de propulsion. Les participants, équipés d'un CRV, avaient comme tâche d'avancer dans l'environnement virtuel affiché et les auteurs ont rapporté des différences notamment dans la vitesse, la cadence ainsi que dans le temps de poussée lorsqu'une pente était affichée.

1.2.3 Revue des simulateurs

Un simulateur serait donc un ensemble d'équipements permettant d'offrir un sentiment d'immersion pour l'utilisateur. Dans la littérature en contexte de fauteuil roulant, plusieurs équipes de recherche ont fait leur propre simulateur. Arlati *et al.* (2020) ont fait une revue de la littérature afin de présenter le portrait général des différents simulateurs de fauteuil roulant existants et d'analyser l'efficacité de ces simulateurs sur l'apprentissage. De cette revue, 62 articles incluant 29 simulateurs ont été sélectionnés et analysés. Les simulateurs recensés par Arlati *et al.* ont tous leurs caractéristiques et leur spécialité : certains ont différents types d'ergomètres, d'autres ont un certain type d'affichage pour l'environnement virtuel et certains ont ajouté un feedback au système. Les différentes configurations des simulateurs jouent un rôle important par rapport à la question étudiée, mais démontrent surtout la versatilité de l'utilisation de ces systèmes.

Par exemple, Blouin *et al.* (2015) ont utilisé un simulateur développé par Chénier *et al.* (2014) dans le but d'évaluer l'effet de l'utilisation de feedback haptique sur l'augmentation de l'efficacité de la propulsion. Le simulateur comprenait un ergomètre de type rouleau incluant un moteur qui générait une résistance variable par rapport à l'efficacité de la propulsion qui agissait comme feedback de type haptique. Le simulateur ne comprenait pas d'environnement virtuel, mais comprenait un indicateur de vitesse. Les 18 utilisateurs de fauteuil roulant manuel expérimentés devaient alors propulser sur le simulateur pendant trois minutes avec différents niveaux de feedback. Durant ces expérimentations, les forces appliquées aux roues étaient mesurées et l'efficacité de la poussée était calculée. Le feedback haptique de l'efficacité était donné aux participants pendant la propulsion afin de remarquer l'effet sur l'efficacité de la poussée. Les auteurs ont remarqué que l'utilisation du simulateur avec feedback haptique avait eu un effet positif sur l'efficacité de la propulsion des utilisateurs expérimentés.

Yang *et al.* (2021) ont également développé un simulateur. Le but des auteurs était d'évaluer l'utilisation de réalité virtuelle dans la modification de la propulsion. Leur simulateur comprenait un ergomètre à rouleau ainsi qu'un environnement virtuel affiché par CRV. Aucun feedback actif n'a été utilisé dans cette étude, le seul élément visuel présenté aux participants était l'environnement virtuel. Les auteurs ont rapporté qu'un simple changement dans l'environnement virtuel, ici l'apparition d'une pente, pouvait modifier la technique de propulsion, mais que cette configuration du simulateur ne pouvait pas modifier un élément précis de la propulsion.

Un autre exemple est celui de Richter *et al.* (2011) qui ont développé un simulateur dans le but d'évaluer les effets de plusieurs feedbacks uniques sur des variables spécifiques de la propulsion en fauteuil roulant. Leur simulateur comprenait un fauteuil roulant équipé d'une RI sur un large tapis roulant, accompagné de différents feedbacks affichés sur un écran. Les participants devaient alors se propulser en ligne droite pendant que les paramètres de la propulsion étaient mesurés. La conclusion recensée par les auteurs est qu'il est possible de cibler une variable précise de la propulsion et de la modifier à l'aide d'un simulateur et d'un feedback.

Finalement, afin d'intervenir sur la technique de poussée d'un athlète de course en fauteuil à l'aide d'un simulateur et d'un environnement virtuel, l'utilisation d'un feedback est fortement considérée par les experts (Symonds *et al.*, 2018 ; Yan et Archambault, 2021 ; Yang *et al.*, 2021).

1.3 Feedback

Un feedback est une information qui est retournée à la personne ayant effectué l'action. Dans un contexte de fauteuil roulant, plusieurs informations pourraient être retournées vers l'utilisateur : la vitesse, l'accélération, les forces générées, les mouvements du corps, etc. Il existe différents types de feedback : visuel, haptique, sonore, odorant ou de goût, mais ceux qui sont largement plus utilisés dans la littérature du fauteuil roulant sont les feedbacks visuel et haptique.

Le feedback visuel est un retour d'information par l'entremise du sens de la vue. Il peut être présenté par une image, une vidéo, un environnement virtuel, etc. Par exemple, le simple affichage de la vitesse lors de l'utilisation d'un fauteuil est un feedback visuel. Un autre exemple d'un feedback visuel serait l'affichage d'un environnement virtuel dynamique : l'environnement bouge en fonction de la position de l'utilisateur.

Le feedback haptique est un retour d'information par l'entremise du toucher. Il peut être présenté de nombreuses façons, mais l'utilisation la plus fréquente dans les études sur les fauteuils roulants est la variabilité de la résistance au niveau des roues. Cette variabilité peut agir de feedback sur le changement de surface auquel l'utilisateur sur le fauteuil est soumis dans l'environnement virtuel par exemple. En d'autres mots, si l'utilisateur passe d'une surface d'asphalte à une surface de gazon dans l'environnement virtuel, les moteurs vont générer une plus grande résistance créant ainsi le feedback haptique.

1.3.1 Biofeedback

Alors que le feedback a été défini comme une information retournée à la personne ayant effectué l'action, le biofeedback est un retour d'information d'un processus physiologique. Par exemple, le biofeedback pourrait être des variables comme la fréquence cardiaque, le taux d'oxygénation, les forces générées, etc. qui seraient présentés à l'utilisateur. Un exemple de biofeedback est celui dans l'étude réalisée par Yan et Archambault (2021), qui affichaient un l'angle de contact ainsi que la fréquence de poussée à l'utilisateur (Figure 1.14).

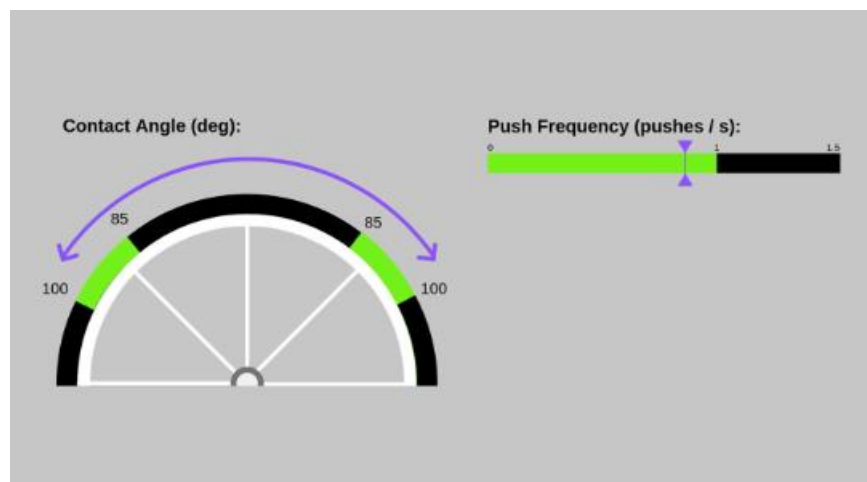


Figure 1.14 : Exemple de feedback visuel (Yan et Archambault, 2021) et reproduite avec l'autorisation de Springer

Comme mentionné plus haut, l'étude réalisée par Blouin *et al.* (2015) a démontré que l'utilisation d'un simulateur incluant un environnement virtuel et d'un biofeedback pouvait faire changer la technique de propulsion d'un utilisateur afin qu'elle soit plus efficace. Plus précisément, les auteurs ont utilisé un biofeedback d'un moment de force calculé à partir des forces générées par l'utilisateur. Ce biofeedback de type haptique était présenté au participant comme résistance variable aux roues du fauteuil. Les auteurs ont remarqué un effet positif et significatif sur l'efficacité de la propulsion des utilisateurs expérimentés lorsque le biofeedback était activé. Cependant, cette étude a été réalisée auprès d'utilisateurs de fauteuil roulant standard, mais l'étude ouvre la porte vers la modification de la technique de propulsion à des fins de performance pour les athlètes de course en fauteuil.

1.3.2 Utilité du biofeedback

Le biofeedback visuel est celui présenté puisqu'il a été conseillé par plusieurs études sur l'apprentissage moteur en fauteuil roulant (Richter *et al.*, 2011 ; Symonds *et al.*, 2018). D'après la revue systématique réalisée par Symonds *et al.* (2018) qui avait pour but d'évaluer les avantages d'utiliser différents feedbacks, les auteurs ont souligné que l'utilisation d'un biofeedback visuel peut effectivement modifier les paramètres de la poussée. Cette affirmation a également été prouvée par d'autres études portant sur la modification de la technique de propulsion en fauteuil roulant manuel (Richter *et al.*, 2011 ; Yan et Archambault, 2021 ; Yang *et al.*, 2021). Aussi, la revue systématique faite par les auteurs (Symonds *et al.*,

2018) a démontré qu'en plus d'être possible de changer la technique de propulsion, il est possible de cibler un élément précis à modifier, par exemple les forces contre-productives.

Une étude réalisée par Richter *et al.* (Figure 1.15) (2011) avait pour but d'évaluer l'effet de différents biofeedbacks sur l'efficacité de la propulsion. Les différents biofeedbacks affichés étaient le moment de freinage, la cadence, l'angle de contact, la force maximale, la distance d'une poussée et la douceur de la poussée. Durant les tests, un seul biofeedback était affiché à la fois, puisque d'après les auteurs l'utilisation de plusieurs biofeedbacks pourrait rendre l'information plus compliquée à retenir et cette ambiguïté apporterait peu de changements dans la technique de propulsion. Trente et un utilisateurs expérimentés de fauteuil roulant devaient alors propulser leur fauteuil sur un simulateur avec un biofeedback affiché à l'écran. Dans l'étude, le biofeedback temps réel était présenté lors des tests, soit lors de la propulsion. Les résultats ont démontré qu'il est possible de modifier des éléments précis de la propulsion grâce au biofeedback. Par exemple, ils ont réussi à diminuer de manière significative le moment de freinage à l'aide de biofeedback, plus précisément avec l'affichage du moment de freinage. De plus, les auteurs ont fait les tests avec des utilisateurs expérimentés en fauteuil roulant manuel, indiquant ainsi qu'il est possible de modifier la technique de propulsion d'utilisateurs expérimentés.



Figure 1.15 : Configuration fauteuil et biofeedback (Richter *et al.*, 2011) et reproduite avec l'autorisation de Elsevier

Ce chapitre a présenté les possibilités d'utiliser un simulateur afin d'augmenter l'efficacité de la technique de propulsion. Les forces productives et contre-productives ont été abordées afin de comprendre la problématique de la technique de propulsion, les outils de mesure ont été présentés afin de connaître les techniques de prises de mesures et les simulateurs avec environnement virtuel et feedback ont été présentés afin de faire valoir la possibilité de modifier la technique de propulsion en fauteuil roulant de

course. Bien qu'on ait toutes ces connaissances et toutes ces technologies, il n'existe présentement aucun simulateur de fauteuil de course avec biofeedback.

Grâce à cette revue, il est possible de se positionner par rapport aux aspects que forme la problématique de la performance chez les athlètes de course en fauteuil roulant. Il est donc possible de proposer une solution possiblement efficace afin d'améliorer cette performance.

CHAPITRE 2

OBJECTIF ET HYPOTHÈSE

L'objectif principal du projet consiste à développer un simulateur avec environnement virtuel et biofeedback pour les fauteuils de course permettant l'augmentation de la performance de la technique de propulsion en diminuant les moments de force contre-productifs en début de poussée. Afin de valider le fonctionnement du système conçu, un deuxième objectif est proposé. L'objectif secondaire est de vérifier s'il est possible d'améliorer l'efficacité de la technique de propulsion à l'aide de biofeedback chez les personnes avec et sans expérience en fauteuil roulant, en se concentrant principalement sur les moments de force contre-productifs en début de poussée. L'hypothèse est que l'utilisation du simulateur permettra aux participants de remarquer l'effet contre-productif de la poussée et de la diminuer afin d'améliorer l'efficacité de la poussée et possiblement d'améliorer sa performance.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

Une revue de la littérature a été faite afin de mieux comprendre le domaine de la course en fauteuil roulant et de cerner la problématique entourant le manque d'efficacité lors de la propulsion, mais surtout de comprendre qu'aucun simulateur avec environnement virtuel et biofeedback n'existe pour ce sport. Dans ce chapitre, les méthodes utilisées afin d'accomplir les objectifs seront présentées et le choix des variables à mesurer sera expliqué. La première partie expliquera les caractéristiques de conception d'un nouveau simulateur pour fauteuil de course alors que la deuxième partie expliquera l'expérimentation afin de valider l'efficacité du simulateur sur l'amélioration de la technique de propulsion.

3.1 Conception du simulateur

Le premier objectif est de concevoir un simulateur avec biofeedback afin d'améliorer la technique de propulsion. La variable utilisée afin d'évaluer l'efficacité de la propulsion est le moment de freinage M_f (moment contre-productif) en début de poussée. Le moment de freinage M_f est calculé à partir de la mesure négative du moment M_z qui correspond au moment de force à l'axe de la roue (M_{roue}). Le développement du simulateur est donc guidé par l'idée de vouloir mesurer et analyser les données de cette variable, puisqu'elle est a été peu étudiée dans un contexte de course en fauteuil roulant puis, selon la littérature, serait promettante dans l'amélioration de la performance de la propulsion (Chénier *et al.*, 2021).

3.1.1 Fonctionnement général du simulateur

Le fonctionnement du simulateur peut se diviser en quatre sections : la communication entre la RI et un script Python qui calcule le biofeedback, la communication entre ce script Python et l'environnement virtuel, et l'affichage de l'environnement virtuel dans Unity. La Figure 3.1 illustre comment le système fonctionne. Afin de mieux comprendre comment le système fonctionne, nous allons passer sous chaque section du système.

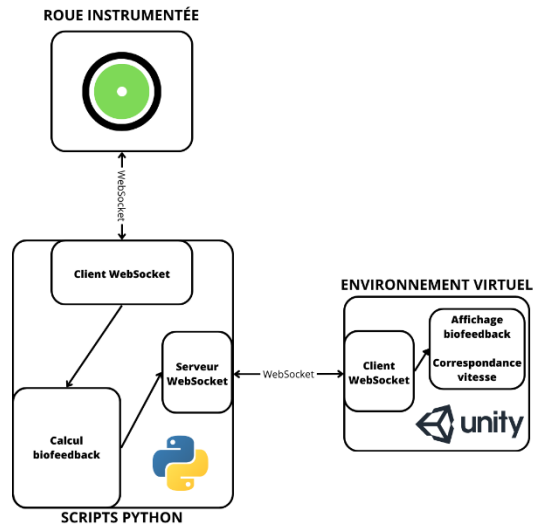


Figure 3.1 : Fonctionnement général du système

3.1.2 Communication entre la RI et le script Python

La RI de course a été fourni par le Laboratoire de recherche Mobilité & Sport Adapté. La description détaillée du fonctionnement interne de la RI ne sera donc pas couverte dans ce document. La RI de course permet de mesurer les forces F_x , F_y , F_z et les moments de force M_x , M_y , M_z appliqués à la MC ainsi que la vitesse angulaire ω de la roue à une fréquence d'échantillonnage (F_r) de 250 Hz. Les données sont sauvegardées dans une mémoire interne de la RI et peuvent également être diffusées en temps réel par une communication sans-fil suivant le protocole WebSocket.

Dans cette communication, la RI ouvre un serveur WebSocket alors que le script Python ouvre un client WebSocket pour aller chercher les données. Le script Python utilise le module Nextwheel.py afin de communiquer avec la RI. Le module procure la fonction « fetch » permettant d'aller chercher les données de forces, de moments de force, de vitesses angulaires ainsi que le temps. À chaque 50 millisecondes, le script Python appelle la fonction « fetch » et concatène les nouvelles données de la RI avec les dernières. À ce point-ci, une liste des données est prête à être interprétée pour faire nos calculs de biofeedback.

3.1.3 Calcul du biofeedback

Après avoir recueilli les données avec la fonction « fetch », les données de forces et de moments de force doivent être transformées, puisqu'elles sont initialement en volt (V) et non en Newton (N) ou Newton-mètre (Nm). Pour faire la transformation, il faut la matrice provenant de la cellule de force (JR3 45E20A4)

utilisée dans la RI (Figure 3.2). Par la suite, une liste de forces de moments de force entre les intervalles illustrées à la Figure 3.3 est créée afin de faire les calculs du biofeedback.

$$\begin{bmatrix} 182.176 & 2.860 & 3.333 & -4.092 & 0.217 & -3.291 \\ -0.456 & 176.603 & 1.178 & -0.276 & 4.523 & 4.344 \\ -1.540 & -3.053 & 370.970 & -5.003 & -5.824 & -13.577 \\ -0.061 & -0.042 & -0.077 & 21.597 & 0.092 & 0.163 \\ -0.061 & 0.321 & -0.121 & -0.051 & 22.411 & 0.249 \\ -0.105 & 0.161 & -0.002 & -0.183 & -0.066 & 23.260 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix}$$

Multiply Calibration Matrix by Output Voltage Vector to determine loads in Engineering Units

Figure 3.2 : Matrice de calibration de la cellule de force de la RI

	Electrical Full Scale Settings (eFS)	Mechanical Load Ratings (mFS)
F _x	1,000 N	1,112 N
F _y	1,000 N	1,112 N
F _z	2,000 N	2,224 N
M _x	125.0 Nm	127.1 Nm
M _y	125.0 Nm	127.1 Nm
M _z	125.0 Nm	127.1 Nm

Figure 3.3 : Intervalles de forces et de moments de force de la RI

Lors de la prise de données, si une des valeurs de la force F_z (force par rapport au plan de la roue) est supérieure à 20N, nous assumons que l'utilisateur commence une poussée. À ce moment, l'ensemble des données passe dans une fonction de détection de cycle. Cette fonction a pour but d'enlever les valeurs enregistrées qui ne sont pas nécessaires pour le calcul du biofeedback, soit au moment du recouvrement de la poussée.

Par la suite, pour diminuer M_f il serait possible de diminuer seulement l'amplitude de ce moment. Cependant, en ne prenant compte que de l'amplitude du moment, on ne prend pas compte de la durée où ce moment est présent. Dans le même sens, on ne peut pas simplement diminuer la durée où le moment de freinage apparait, puisque l'amplitude joue un rôle important dans l'efficacité de la poussée. Pour éviter ces problèmes, la direction choisie est de calculer et d'analyser le travail négatif à la roue. Cette

méthode est tirée de l'étude de De Groot *et al.* (2017) qui évaluaient la performance de la propulsion chez des athlètes de tennis en fauteuil roulant en calculant le travail positif et négatif pour chaque poussée (Figure 3.4). Pour ce faire, la puissance de sortie est calculée à chaque instant de la propulsion. La puissance est calculée à l'aide du moment à la roue M_{roue} avec la vitesse angulaire de la roue ω (équation 3.1).

$$P = M_{roue} * \omega \quad (3.1)$$

Où P est la puissance en sortie (W), M_{roue} est le moment de force à la roue (Nm) et ω est la vitesse angulaire de la roue (rad/s).

Il est alors possible de déterminer les instants où la puissance est positive et négative. Avec la puissance, il est possible de calculer le travail négatif effectué à l'aide de l'équation de l'aire sous la courbe. Le travail négatif provient de la puissance négative qui vient directement du moment de freinage M_f . Pour ce faire, la somme des valeurs négatives de la puissance est multipliée par le temps entre deux échantillons, soit l'inverse de la fréquence d'échantillonnage F_r , nous donnant l'aire sous la courbe (équation 3.2).

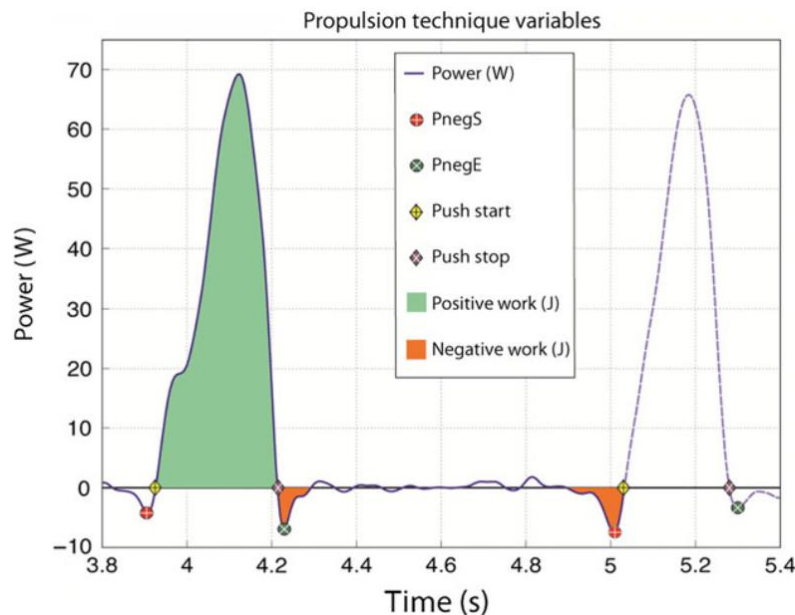


Figure 3.4 : Évolution de la puissance lors d'une poussée en fauteuil de course avec travail positif et négatif (De Groot *et al.*, 2017) et reproduite avec l'autorisation de John Wiley and Sons

$$W_n = \sum_i P_n * (\frac{1}{F_r}) \quad (3.2)$$

Où W_n est le travail négatif effectué (J), P_n est la puissance négative en sortie (W) et F_r est la fréquence d'échantillonnage de la RI (Hz).

Pour chacune des poussées, le travail négatif est enregistré afin de calculer le biofeedback en temps réel. Le biofeedback est calculé en faisant la moyenne du travail négatif de trois poussées successives. Le biofeedback est ensuite converti à une valeur en millijoule (mJ) afin d'avoir un nombre plus grand qui facilite l'observation des différences entre les poussées. Le biofeedback est donc une valeur de travail, ou de l'énergie perdue, en mJ qui est ensuite envoyé à l'environnement virtuel Unity afin d'être affiché à l'utilisateur.

3.1.4 Communication le script Python et l'environnement virtuel

Pour communiquer entre le script Python et l'environnement virtuel, une autre communication sans-fil suivant le protocole WebSocket est utilisée. Cette fois-ci, le serveur WebSocket est ouvert par le script Python, contrairement à la communication avec la RI où le script Python était le client. Les données qui sont transmises par le script Python vers Unity sont la vitesse linéaire du fauteuil (m/s) et le biofeedback (mJ), alors que l'état du test (Réchauffement, Bouton démarrage du biofeedback activé, Bouton arrêt du biofeedback activé et Affichage du biofeedback) est transmis par Unity vers le script Python. Afin de standardiser la communication, les données ont été formatées en JSON. Ce formatage permet de simplifier l'utilisation ainsi que la compréhension des données communiquées. Unity, en tant que client, va chercher les valeurs de la vitesse ainsi que le biofeedback à chaque 50 ms, puis ajuste la vitesse du fauteuil dans l'environnement virtuel pour correspondre à la vitesse réelle de l'utilisateur et ajuste la valeur du biofeedback, s'il est activé.

3.1.5 Environnement virtuel dans Unity

L'environnement virtuel sur Unity comporte une piste d'athlétisme ainsi que plusieurs estrades afin d'offrir une immersion sur le simulateur (Figure 3.5). Le Laboratoire de recherche Mobilité & Sport Adapté a aidé à faire la modélisation de la piste. Dans l'environnement, trois pistes ont été mises une derrière l'autre avec un système de téléportation afin que l'utilisateur puisse avancer sans arrêt sur le simulateur. Dans l'interface Unity, deux textes variables ont été intégrés : « Speed » qui affiche la vitesse linéaire réelle de

la RI en mètre par seconde (m/s) et « Biofeedback » qui affiche le biofeedback de l'énergie perdue en début de poussée en millijoule (mJ). De plus, trois boutons ont été intégrés à l'interface : bouton « Start » qui envoie une commande jusqu'au script Python afin qu'il commence le calcul du biofeedback ainsi que l'enregistrement des données, le bouton « Stop » qui envoie une commande jusqu'au script Python afin d'arrêter les processus commencés, et le bouton « biofeedback » qui affiche ou non le biofeedback dans l'interface.

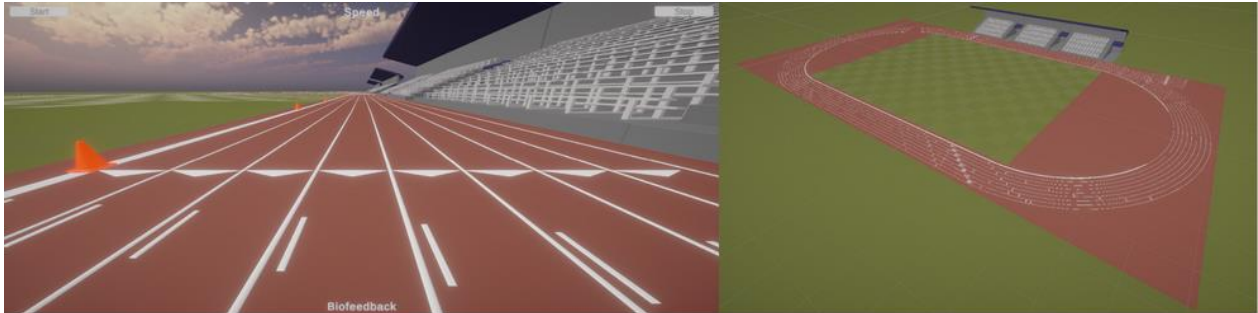


Figure 3.5 : Modèle de la piste d'athlétisme avec estrades

Plusieurs formes ont été considérées afin d'afficher le biofeedback : une jauge horizontale, une jauge verticale ou simplement le nombre du travail négatif. Comme le but du projet n'était pas de comparer les différents types d'affichage, l'affichage du nombre a été choisi. Le biofeedback utilisé est donc le nombre de l'énergie contre-productive affichant en vert lorsque l'énergie perdue diminue et en rouge lorsqu'elle augmente (Figure 3.6). Le biofeedback est affiché au bas de l'écran afin de faciliter la visibilité lors de la propulsion sur le fauteuil. L'environnement virtuel ainsi que les interactions sont programmés en C# dans le logiciel Unity 3D.

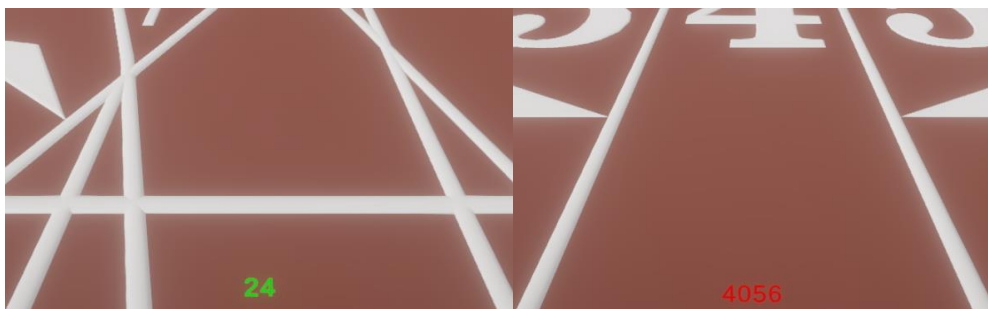


Figure 3.6 : Biofeedback de l'efficacité de la propulsion

3.1.6 Matériel

Le simulateur est composé d'un ergomètre, d'un environnement virtuel et d'une RI. Ces équipements proviennent du Laboratoire de recherche Mobilité & Sport Adapté. Le simulateur comprend un ergomètre à rouleau pour fauteuil de course avec un seul rouleau (Figure 3.7). Le rouleau est libre, signifiant qu'il n'est pas connecté à un moteur et n'a donc pas de résistance autre que l'inertie et que la friction entre le pneu et le rouleau. De plus, l'ergomètre à rouleau peut accueillir le fauteuil de course des participants, permettant ainsi une adaptation plus rapide sur l'instrument en plus de conserver l'ergonomie du siège avec son utilisateur (de Klerk *et al.*, 2020).



Figure 3.7 : Ergomètre à rouleau pour fauteuil de course du Laboratoire de recherche Mobilité & Sport Adapté

Pour afficher l'environnement virtuel, un système de projecteur avec écran est l'option choisie. Le projecteur Espon Pro EX10000 3LCD projette avec une résolution de 1080p sur un écran de projection qui est positionné devant le participant. L'environnement virtuel est adapté en fonction de la position des écrans de projection (Figure 3.8).

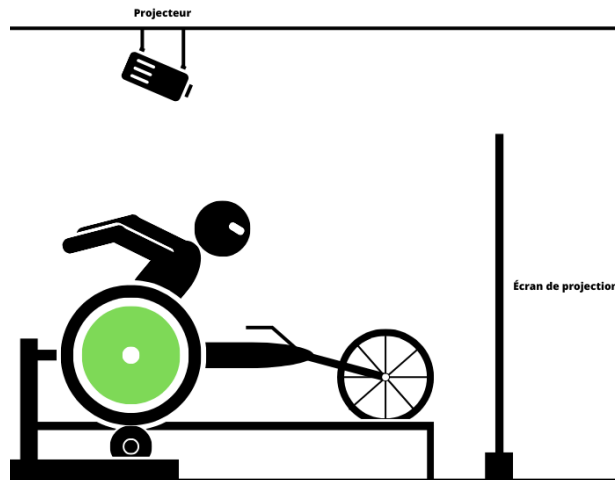


Figure 3.8 : Configuration du simulateur (participant, ergomètre, projecteur et écran de projection)

Afin de mesurer les forces et moments de force appliqués à la MC, la RI de course conçue par le Laboratoire de recherche Mobilité & Sport Adapté et développée par Chénier *et al.* (2021) est celle choisie (Figure 3.9). Cette RI peut s'installer facilement et rapidement sur le fauteuil de course du participant.



Figure 3.9 : RI de course du Laboratoire de recherche Mobilité & Sport Adapté développée par Chénier *et al.* (2021) et reproduite avec l'autorisation de Elsevier

3.1.7 Conclusion du développement du simulateur

Le système fonctionne de la manière suivante : un participant, assis sur son fauteuil de course, tourne la RI sur le fauteuil installé sur le rouleau, la RI mesure les forces, les moments de force et la vitesse qui sont diffusés en continu. Un script Python recueille les données diffusées via une communication WebSocket et le calcul de biofeedback est effectué par ce même script. Les données de vitesse et de biofeedback sont

ensuite envoyées à l'environnement virtuel qui ajustera la vitesse de notre personnage et qui affichera le nouveau biofeedback calculé lorsqu'il est activé. Les développements effectués dans le cadre de ce projet de maîtrise couvrent la communication WebSocket en temps réel entre la RI, le script Python et l'environnement virtuel en plus de la génération du biofeedback en temps réel. La communication entre la RI, le script Python et le logiciel Unity 3D est programmée en Python et en C#.

Pour valider le fonctionnement du simulateur, chacun des modules expliqués précédemment qui constituent le développement du simulateur a été scruté en détail afin de valider que tout fonctionne comme souhaité. La section 4.1 des Résultats explique ce qui a été réalisé et comment on démontre que le simulateur fonctionne comme attendu.

3.2 Investigation de l'effet du biofeedback

Le but secondaire du projet est de vérifier s'il est possible d'augmenter l'efficacité de la propulsion d'un athlète de course en fauteuil roulant ainsi que de personnes sans expérience afin de valider le fonctionnement du système conçu. Le simulateur a été développé en ayant en tête d'améliorer l'efficacité en diminuant le moment de freinage M_f en début de poussée. Cette variable a été peu étudiée dans un contexte de course en fauteuil roulant puis, selon la littérature, serait prometteuse dans l'amélioration de la performance de la propulsion (Chénier *et al.*, 2021). En ce basant également sur l'étude de Kwarcia *et al.* (2009) qui ont remarqué que les moments de freinage arrivaient principalement au début et à la fin de la prise de la MC, le but secondaire de ce projet est de diminuer ce moment contre-productif au début de la propulsion.

3.2.1 Participants

La validation préliminaire a été divisée en deux parties. La première partie était une étude de cas qui comprenait un seul participant athlète. Le but d'avoir un participant athlète est d'évaluer s'il est possible de changer un élément de la propulsion chez un utilisateur de fauteuil roulant avec expérience. Ce participant faisait partie d'une équipe professionnelle de course en fauteuil roulant. Plus précisément, le participant pratiquait de manière compétitive la course en fauteuil roulant. Le participant ne devait pas avoir de douleur interférant avec sa capacité à propulser de manière régulière. Le participant est un athlète ayant déjà participé à quelques études du laboratoire.

La deuxième partie était une étude qui comprenait 20 participants sains sans expérience en fauteuil roulant. Le but d’avoir ce genre de participants est d’évaluer s’il est possible de changer un élément précis de la propulsion chez des gens avec aucune expérience dans la propulsion de FR. Les participants devaient être âgés d’au moins 18 ans et ne devaient pas avoir de douleur interférant avec leur capacité à propulser.

Tous les participants ont consenti à la participation à cette étude qui a été approuvée par le Comité d’éthique de la recherche pour les étudiants impliquant des êtres humains (CERPÉ plurifacultaire), certificat 2024-6105.

3.2.2 Tâches

L’expérimentation avec les participants s’est déroulée en une seule séance. Cette séance est composée de quatre étapes, qui totalisent neuf exercices (Figure 3.10). L’expérimentation dure au total entre 1h et 2h. La conception de l’étude a été inspirée par le protocole utilisé dans l’étude de Yan et Archambault (2021) qui évaluaient l’effet de l’affichage d’un feedback augmenté (AF) à l’aide d’un simulateur avec réalité virtuelle. Leur méthode consistait à afficher différents niveaux de feedback lors de plusieurs tests. Les tests se sont réalisés sur deux sessions afin d’évaluer l’effet immédiat ainsi que la rétention et le transfert. Dans la première session, il y avait une période de familiarisation, une évaluation de base, un entraînement et une évaluation post-entraînement. Durant la deuxième session, des tests de rétention et de transfert ont été effectués. Dans notre cas, nous ne voulions pas évaluer la rétention ou le transfert puisqu’il s’agit ici d’une validation préliminaire. Cette méthodologie a permis à ces auteurs d’avoir des résultats fiables et c’est la raison pourquoi nous nous sommes inspirés pour la conception de notre étude.

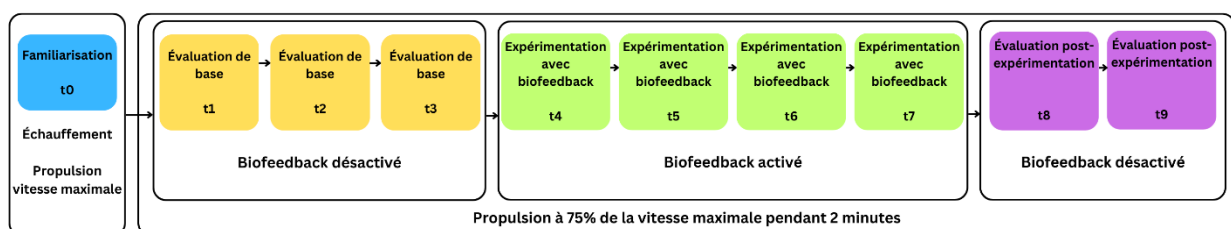


Figure 3.10 : Conception de l’étude

La première étape de notre protocole est la période de familiarisation (t_0). Après avoir installé les RI sur le fauteuil de course et après avoir posé le fauteuil sur l'ergomètre, les participants ont cinq à 10 minutes pour se familiariser avec le système. Les participants peuvent alors tourner les roues, bouger dans le fauteuil, s'échauffer, etc. La familiarisation permet d'assurer que les participants sont installés de manière sécuritaire, qu'ils sont échauffés correctement et qu'ils peuvent propulser le fauteuil de manière naturelle, c'est-à-dire d'assurer que le système ne gêne pas la propulsion. Finalement, les participants doivent propulser au maximum pour atteindre la vitesse la plus rapide. La vitesse maximale est enregistrée pour avoir la vitesse à maintenir lors des prochaines étapes.

Par la suite, une évaluation de base (t_1 , t_2 , t_3) est réalisée pour recueillir les données cinétiques effectuées dans l'environnement virtuel sans biofeedback. Les participants, assis dans le fauteuil de course sur le simulateur, doivent alors propulser sur le fauteuil pendant 90 secondes à 75% de leur vitesse maximale. L'enregistrement des données commence lorsque les participants ont atteint la vitesse demandée. Durant les 90 secondes, les données de forces, de moments de force et de la vitesse angulaire de la roue sont enregistrées afin de pouvoir faire l'analyse des résultats à la fin de l'expérimentation. Lors de ces exercices, les participants peuvent voir la piste d'athlétisme avancer dans l'environnement virtuel, mais le biofeedback n'est pas activé. Les données recueillies lors de cette étape ont pour but d'être comparées avec les données prises lors des prochaines étapes (t_4 à t_9). L'exercice est répété deux autres fois afin d'avoir des données à comparer pour le même exercice. Une pause de cinq minutes est imposée après chaque séance pour permettre au participant de se reposer.

La prochaine étape est l'expérimentation avec biofeedback (t_4 , t_5 , t_6 , t_7). Cette étape est similaire à celle précédente, en ajoutant le biofeedback à l'environnement virtuel. Le participant doit alors pousser son fauteuil pendant 90 secondes à 75% de leur vitesse maximale tout en essayant d'ajuster leur propulsion par rapport au biofeedback. Les données recueillies à cette étape permettent de comparer la propulsion sur simulateur avec et sans biofeedback, en comparant avec les données prises à l'étape de l'évaluation de base. L'exercice est répété trois autres fois. Une pause de cinq minutes est imposée après chaque séance pour permettre au participant de se reposer.

La dernière étape est l'évaluation post-expérimentation (t_8 , t_9). Cette étape est identique à la première étape, l'évaluation de base, puisque le biofeedback n'est plus affiché dans l'environnement virtuel. Le participant doit alors pousser le fauteuil pendant 90 secondes à 75% de leur vitesse maximale. Cette étape

permet de recueillir les données qui sont comparées principalement avec les données prises à l'évaluation de base, mais elles sont également comparées avec les données de l'expérimentation avec biofeedback. L'exercice est répété une autre fois après une pause de cinq minutes.

Après avoir recueilli toutes les données, un traitement de données est réalisé afin d'assurer que toutes les données analysées sont adéquates pour l'analyse. Pour ce faire, les données de chaque exercice sont exportées vers un script Python de traitement afin de créer les courbes de chaque poussée. Les courbes sont analysées manuellement afin de vérifier qu'aucune erreur n'a été enregistrée.

3.2.3 Traitement des données

En plus de diffuser en temps réel, la RI de course mesure et enregistre dans une mémoire interne les forces F_x , F_y , F_z , les moments de force M_x , M_y , M_z et la vitesse angulaire ω durant tous les exercices. La courbe du moment M_z qui est enregistrée durant les tests est convertie en puissance à l'aide de la vitesse angulaire ω . Puis, la courbe est segmentée en poussées à l'aide d'un algorithme de détection de cycle.

Environ 90 poussées sont enregistrées lors de chacun des exercices pour assurer qu'au moins 15 poussées soient répétables. Une poussée répérable correspond à une poussée suivant la moyenne de M_z des poussées effectuées lors des tests. Une poussée qui ne suivait pas la moyenne était considérée manquée et ne faisait pas partie des données analysées. Pour calculer la moyenne des poussées et pour vérifier si une poussée est considérée répérable, la fonction « `most_repetable_cycles` » du module Kinetics Toolkit pour Python est utilisée. Cette fonction place en ordre les poussées les plus semblables à la moyenne aux poussées les moins semblables. Par exemple si nous recueillons 90 poussées, la fonction va nous retourner les poussées dans l'ordre du plus répérable où la première poussée est la plus semblable à la moyenne et la 90^e est la moins semblable. Cela nous permet d'aller chercher les 15 premières qui sont les plus répétables durant le test.

Comme les exercices durent 90 secondes, nous les divisons en trois sections de 30 secondes. Les données du deuxième 30 secondes sont analysées, puisque nous avons déterminé que c'est la section où les poussées sont le plus répétables. Les données du premier 30 secondes sont considérées comme étant des poussées d'ajustement alors que les données du troisième 30 secondes sont considérées comme étant des poussées avec de la fatigue. Les participants ne sont pas au courant de cette division de l'enregistrement afin d'éviter le biaisement des données.

Les 15 meilleures poussées du deuxième 30 secondes de chaque exercice sont retenues afin de faire l'analyse. Au total, 135 poussées sont retenues, soit 3 x 15 poussées pour l'évaluation de base (t1, t2, t3), 4 x 15 poussées pour l'expérimentation avec biofeedback (t4, t5, t6, t7) et 2 x 15 poussées pour l'évaluation post-expérimentation (t8, t9). La moyenne du travail négatif W_n , ou de l'énergie perdue, des 15 poussées est calculée à partir de la puissance négative générée par le moment de freinage M_f pour chaque exercice, totalisant 9 travaux négatifs moyens à analyser pour chaque participant.

Pour faciliter la compréhension, la diminution de l'énergie perdue sera ici exprimée comme une augmentation de l'efficacité. L'analyse consiste donc à comparer la moyenne d'efficacité entre chaque étape de l'expérimentation. Autrement dit, la moyenne de t1, t2 et t3 est comparée à la moyenne de t4, t5, t6 et t7 et est également comparée à la moyenne de t8 et t9. Les trois moyennes d'efficacité sont comparées pour vérifier s'il y a une amélioration dans l'efficacité grâce au biofeedback. En plus de comparer les moyennes d'efficacité, l'augmentation de l'efficacité pour chaque étape de l'expérimentation est comparée. Autrement dit, l'augmentation de l'efficacité entre t1, t2 et t3 est comparée avec celle entre t4, t5, t6 et t7 (Figure 3.11). De cette manière, on prend en compte le risque d'amélioration de l'efficacité à cause de l'apprentissage du système et on vient comparer principalement l'effet du biofeedback sur la propulsion.

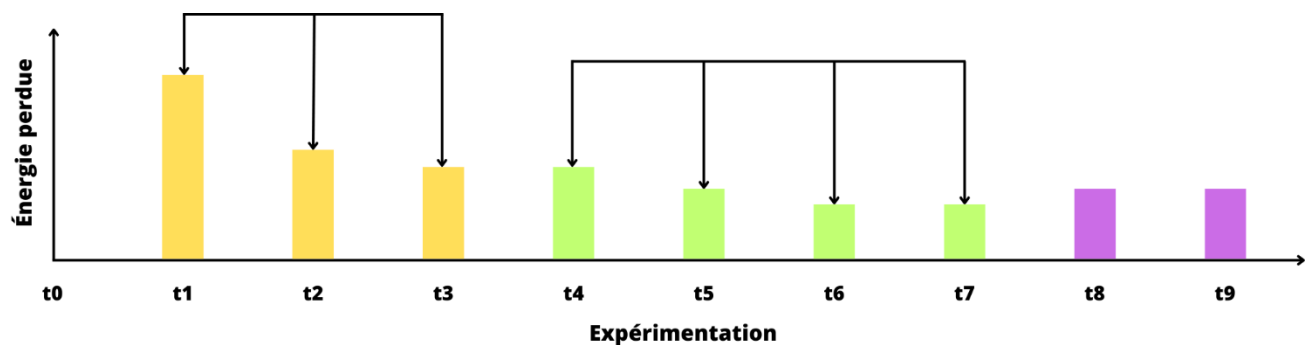


Figure 3.11 : Énergie perdue attendue au long de l'expérimentation

3.2.4 Résultats attendus

Les résultats attendus lors de l'analyse sont que l'énergie perdue soit significativement plus élevée lors de l'évaluation de base que lors de l'expérimentation avec biofeedback (Figure 3.11). Cela signifierait que le moment contre-productif M_f soit plus bas lors de l'expérimentation avec biofeedback que lors de l'évaluation de base. De plus, il est attendu qu'il y ait moins d'énergie perdue lors de l'évaluation post-

expérimentation que lors de l'évaluation de base, mais un peu plus que lors de l'expérimentation avec biofeedback. Dans une telle circonstance, l'hypothèse proposée serait validée.

3.2.5 Analyse statistique

Ce projet a pour principal but de concevoir et de valider un nouveau système de simulation avec biofeedback pour fauteuil de course. Pour cette raison, aucune analyse statistique n'est faite pour les résultats acquis lors de la validation préliminaire. De plus, la taille de l'échantillon n'aurait pas été suffisante pour avoir une grande puissance statistique. Une analyse visuelle des différents graphiques faits à partir des données des participants est réalisée. Cette analyse est ce qui sera présenté dans les résultats ainsi que la discussion des résultats.

3.2.6 Entrevue

Après l'expérimentation, une entrevue est réalisée avec les participants. Cette entrevue de type semi-structuré a pour but de connaître l'avis des participants par rapport au simulateur, à l'environnement virtuel, au biofeedback et à l'utilisation potentielle d'un tel système dans un entraînement régulier. Les questions posées dans l'entrevue sont tirées du questionnaire de présence (PQ) conçu par Witmer et Singer (1998). L'entrevue est composée de 15 questions courtes qui peuvent se développer en discussion portant sur l'amélioration du simulateur (Annexe A). Les résultats obtenus lors de l'entrevue n'ont pour but que de recenser l'avis du participant face au simulateur et n'ont aucun impact sur les données recueillies lors des exercices.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

Dans ce chapitre, une vérification de chacun des modules du fonctionnement du simulateur sera présentée afin de conclure que le tout fonctionne comme souhaité. De plus, les résultats obtenus lors de l'expérimentation préliminaire, de l'expérimentation avec les participants avec et sans expérience en fauteuil roulant seront présentés et expliqués.

4.1 Résultats du développement du simulateur

Le développement du simulateur a été séparé en différents modules lors de la méthodologie. Afin de démontrer que le système complet fonctionne comme attendu, il faut démontrer que chacun des modules fonctionne individuellement. À rappeler que tous les modules du système fonctionnent à temps réel et qu'aucune action manuelle ne doit être effectuée autre que l'activation des boutons dans l'interface Unity.

4.1.1 Résultats de la communication entre la RI et le script Python

La première étape du projet consistait à faire la communication entre la RI et le script Python. Cette étape était cruciale au projet puisqu'elle était la base pour les prochaines étapes.

Comme mentionné plus tôt, la communication entre la RI et le script Python a été possible grâce au module NextWheel pour Python. Le programme a été construit autour de la fonction « fetch » qui permet d'avoir les données de la RI en temps réel. Pour vérifier le fonctionnement de la communication, toutes les données reçues par le script ont été affichées dans des graphiques (Figure 4.1). Le premier graphique présente les données de forces et de moments de force en V de l'ADC (*Analog to Digital Converter*). Dans ces données, nous observons les forces F_x , F_y et F_z ainsi que les moments de force M_x , M_y et M_z . Le deuxième graphique présente les données de l'IMU (*Inertial Measurement Unit*). Nous observons les données de l'accéléromètre, du gyroscope et du magnétomètre. Dans cette étude, les données du gyroscope sont celles qui nous intéressent dans l'IMU, puisqu'elle nous donne essentiellement la vitesse angulaire ω . Les données du troisième graphique nous offrent le niveau de la batterie de la RI, soit le voltage, le courant et la puissance, et le quatrième graphique nous présente les données de l'encodeur.

Avec ces graphiques, il était possible de conclure que la communication entre la RI et le script Python fonctionnait correctement et qu'il était possible de passer à la prochaine étape.

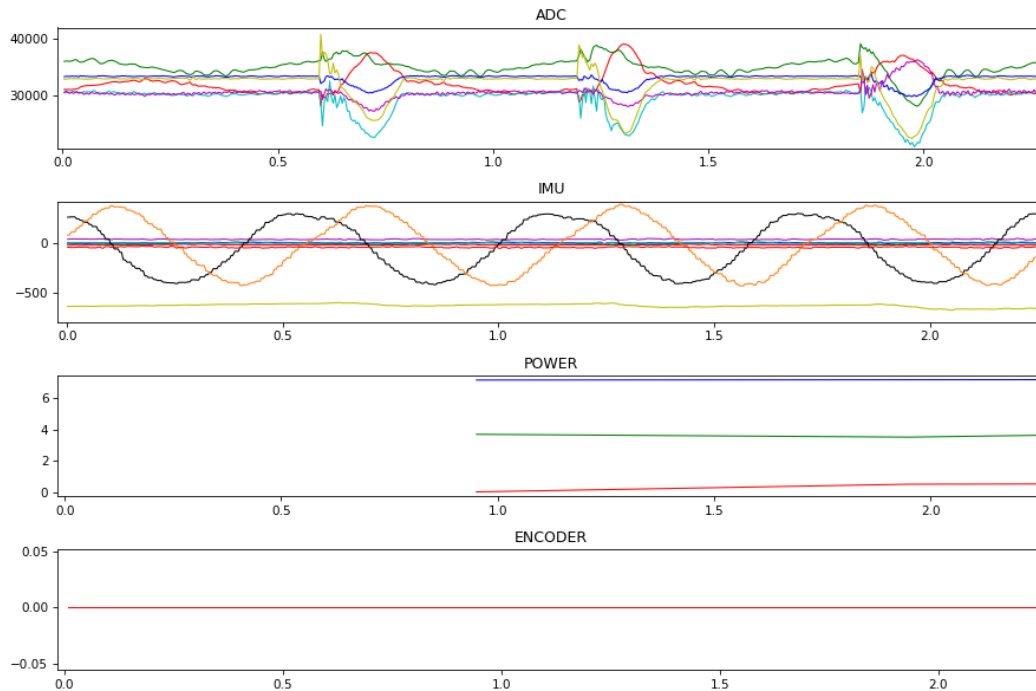


Figure 4.1 : Données de la RI reçues par le script Python

4.1.2 Résultats du calcul du biofeedback

La prochaine étape du projet consistait à développer l'algorithme pour le calcul du biofeedback. Comme mentionné précédemment, le biofeedback est la moyenne du travail négatif de trois poussées successives.

Pour commencer, il fallait convertir les données de l'ADC de forces et de moments de force de bit à N et Nm. La matrice de la cellule de force a été utilisée en effectuant le produit scalaire avec les données de l'ADC pour avoir les données voulues. La Figure 4.2 présente un exemple des données de forces et de moments de force acquis de la RI, où les valeurs sont en bits, alors que la Figure 4.3 présente le même exemple de données qui ont été converties en N et Nm avec le produit scalaire.

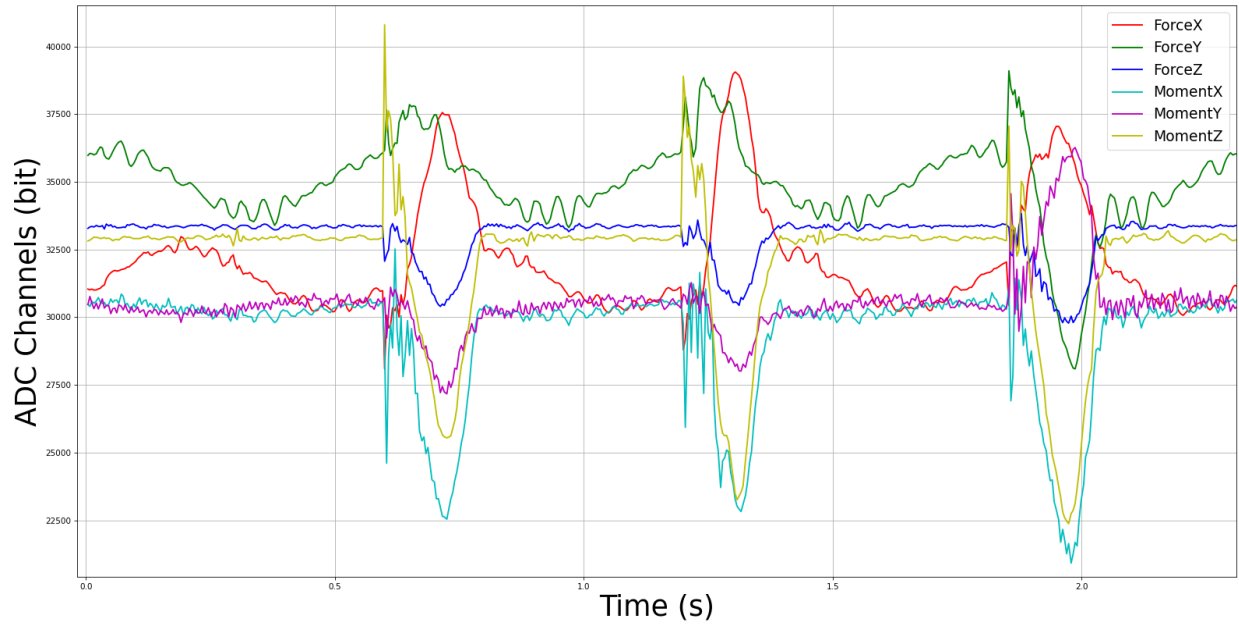


Figure 4.2 : Données de forces et moments de force de la RI

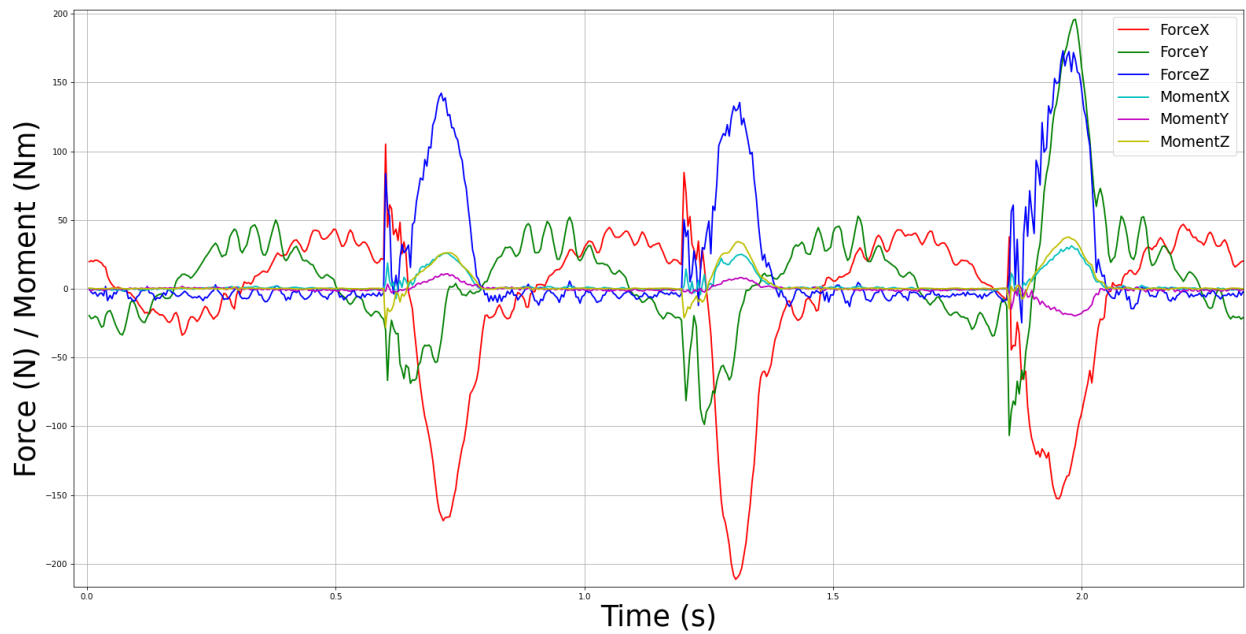


Figure 4.3 : Données de forces et moments de force converties

La prochaine étape consistait à faire la détection des cycles de la poussée, puis de garder que les données importantes pour nos calculs. Pour ce faire, l'algorithme de détection de cycle nous permettait de créer des événements au début et à la fin de la poussée pour ensuite garder que les poussées. La détection de cycle démarrait lorsque F_z , la force perpendiculaire à la roue, dépassait un seuil de 20 N signifiant que

l'utilisateur a posé sa main sur la RI. L'algorithme ajoutait un évènement de *push* à ce moment puis ajoutait un évènement *reco* lorsque la force retournait sous 1 N. La Figure 4.4 nous présente la courbe du moment M_z avec les évènements ajoutés au début et à la fin du contact avec la roue. Nous remarquons que les évènements ont été placés du moment où il y a un changement dans la courbe de M_z au moment où ça se rapproche de zéro. À noter que le biofeedback est calculé qu'à partir des données en début de poussée, signifiant qu'il n'est pas primordial d'avoir toutes les données à la fin de la poussée. Cela signifie que l'algorithme fonctionne comme souhaité et qu'aucune donnée importante n'a été retirée. Les données entre les évènements ont été sauvegardées, alors que les autres ont été supprimées puisqu'elles nous ne servirons plus pour les étapes postérieures.

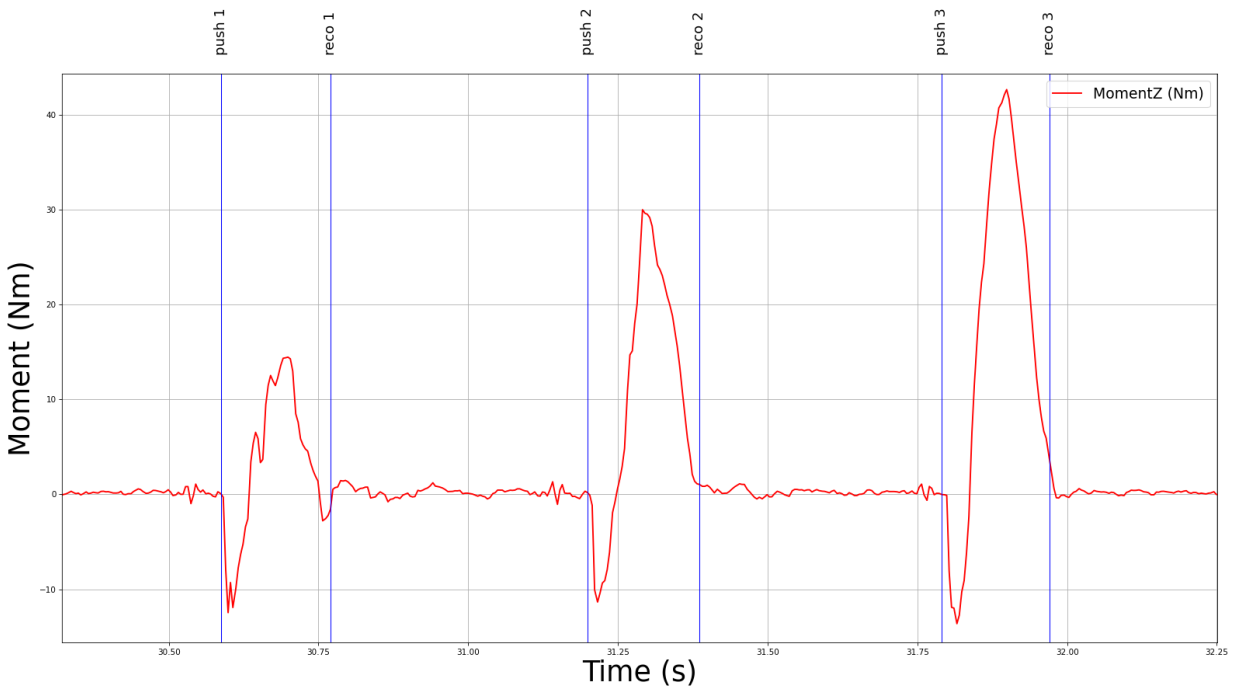


Figure 4.4 : Détection de cycles de poussée

Nous devons ensuite calculer les données de puissance à l'aide des poussées du moment M_z et de la vitesse angulaire ω . Avec ces données, il était possible de calculer le travail négatif avec le calcul de l'aire sous la courbe pour les moments négatifs en début de poussée. La Figure 4.5 présente la courbe de puissance d'une poussée avec une représentation visuelle du travail négatif. Le travail négatif est calculé à partir de l'aire sous la courbe de la puissance, en utilisant la fréquence d'échantillonnage comme différence de temps. Toutes les données sous zéro en début de poussées sont donc additionnées et le tout

est divisé par la fréquence d'échantillonnage de 250 Hz. Dans cet exemple, le travail négatif a été calculé à 2,72 J. Cela signifie que le participant a perdu 2,72 J d'énergie en début de poussée, réduisant significativement son efficacité.

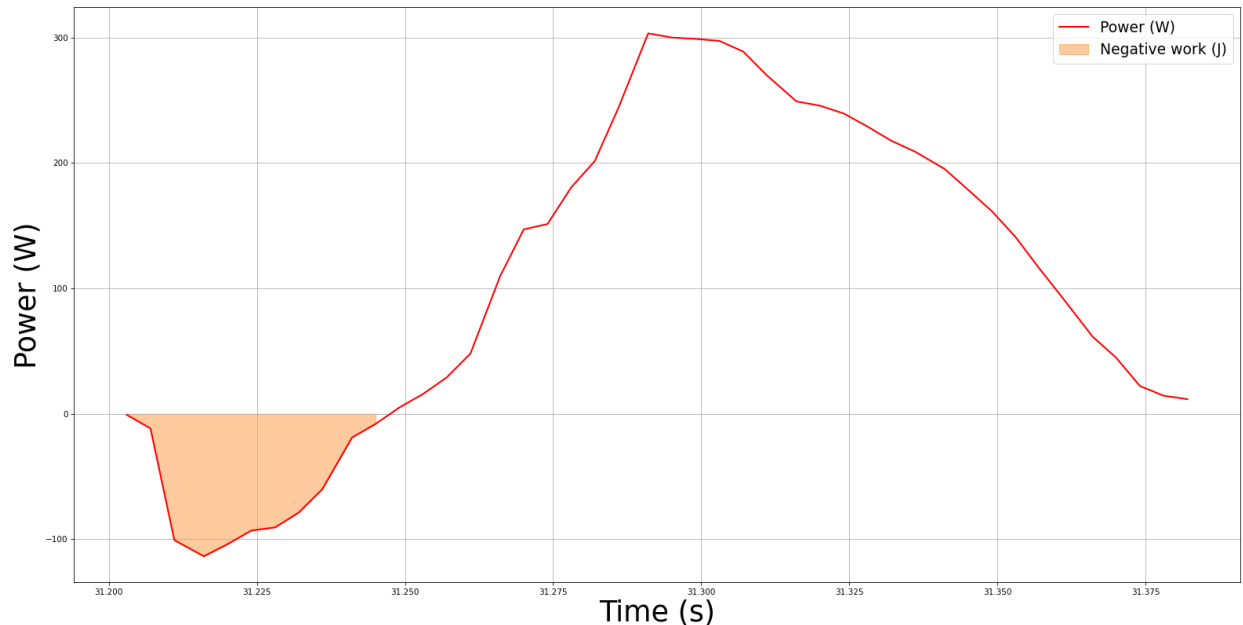


Figure 4.5 : Courbe de puissance d'une poussée avec le travail négatif

Après avoir calculé en temps réel le travail négatif de trois poussées consécutives, la moyenne de ces trois valeurs est calculée et ce nombre sera la valeur du biofeedback qui sera affiché dans l'environnement virtuel. Nous pouvons donc conclure que l'étape du calcul du biofeedback est fonctionnelle et que la prochaine étape du projet était de concevoir la communication entre le script Python et l'environnement virtuel dans Unity.

4.1.3 Résultats de la communication entre le script Python et l'environnement virtuel

La prochaine étape du projet consistait à faire la communication entre le script Python et l'environnement virtuel. Les données qui devaient être transmises sont la vitesse linéaire du fauteuil (m/s), le biofeedback du travail négatif moyen (mJ) et l'état du test (Réchauffement, Bouton démarrage du biofeedback activé, Bouton arrêt du biofeedback activé et Affichage du biofeedback). La Figure 4.6 présente la vérification de la communication entre les deux modules. Le groupe de six étapes est généralement ce qui survient lors de l'utilisation du simulateur :

1. La connexion entre le script Python et Unity est ouverte et la communication via le protocole WebSocket fonctionne;
2. Le premier message provenant du script indique que nous sommes dans l'état « Réchauffement »;
3. L'état a été changé à « Bouton démarrage du biofeedback activé », signifiant que le bouton « Start » dans Unity a été appuyé et que le biofeedback est prêt à être affiché;
4. L'état a été changé à « Affichage du biofeedback », signifiant que le biofeedback est activé et affiché;
5. L'état a été changé à « Bouton arrêt du biofeedback activé », signifiant que le bouton « Stop » dans Unity a été appuyé et que le biofeedback va être désactivé;
6. L'état est retourné à « Réchauffement », signifiant que le biofeedback est désactivé.

À noter que les textes indiqués proviennent directement du script Python, l'environnement virtuel n'a fait qu'afficher le message.

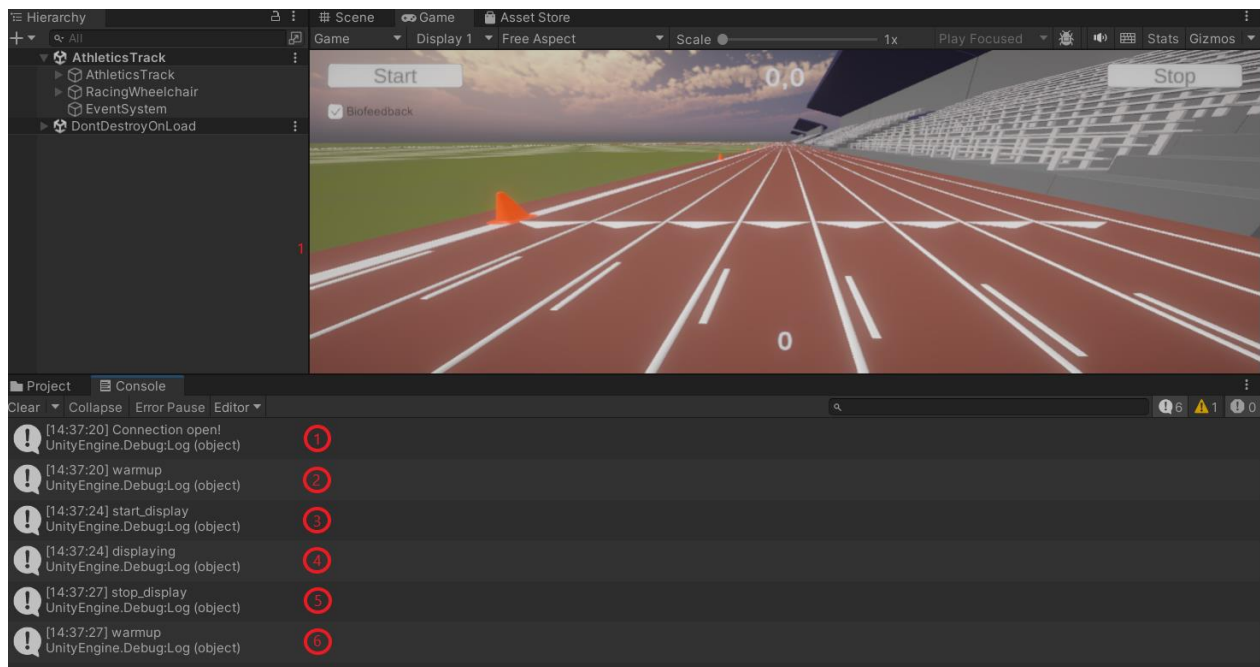


Figure 4.6 : Fonctionnement de la communication entre le script Python et l'environnement virtuel

Avec les résultats obtenus dans l'environnement virtuel, il était possible de conclure que la communication entre le script Python et Unity fonctionnait correctement et qu'il était possible de passer à la dernière étape du projet.

4.1.4 Résultats de l'environnement virtuel dans Unity

La dernière étape consistait à développer l'environnement virtuel dans Unity. L'environnement devait s'adapter en fonction de la vitesse linéaire de la RI et devait afficher la vitesse ainsi que le biofeedback. De plus, une interface utilisateur devait être faite afin d'avoir l'option de débiter et d'arrêter l'enregistrement des données et d'avoir l'option d'activer ou non l'affichage du biofeedback.

Pour que la vitesse de l'environnement corresponde à la vitesse linéaire de la RI, le modèle de la piste d'athlétisme a tout d'abord été conçu à échelle réelle. Cela signifie qu'un déplacement d'un mètre dans l'environnement correspond à un déplacement d'un mètre sur la RI. Avec la vitesse transmise par le script Python, la fonction de déplacement dans Unity a été utilisée pour assurer une vitesse conforme à la réalité.

Pour confirmer que l'affichage de la vitesse et du biofeedback fonctionnait correctement, les valeurs affichées dans l'environnement ont été comparées avec les valeurs dans le script Python. Le test a été effectué sur plusieurs valeurs pour assurer que l'affichage fonctionne comme souhaité.

Des boutons ont été ajoutés à l'interface utilisateur afin de contrôler le début et l'arrêt de l'enregistrement ainsi que l'affichage du biofeedback (Figure 4.7). Dans Unity, les boutons ont été configurés afin que le bouton « *Start* » et le bouton « *Stop* » appellent une fonction qui envoie des commandes vers le script Python. Le test effectué pour la communication entre le script Python et l'environnement virtuel (Figure 4.6) démontre que les boutons fonctionnent comme attendu. Le bouton « *Biofeedback* » de type bascule permet de retirer le texte du biofeedback au bas de l'interface.

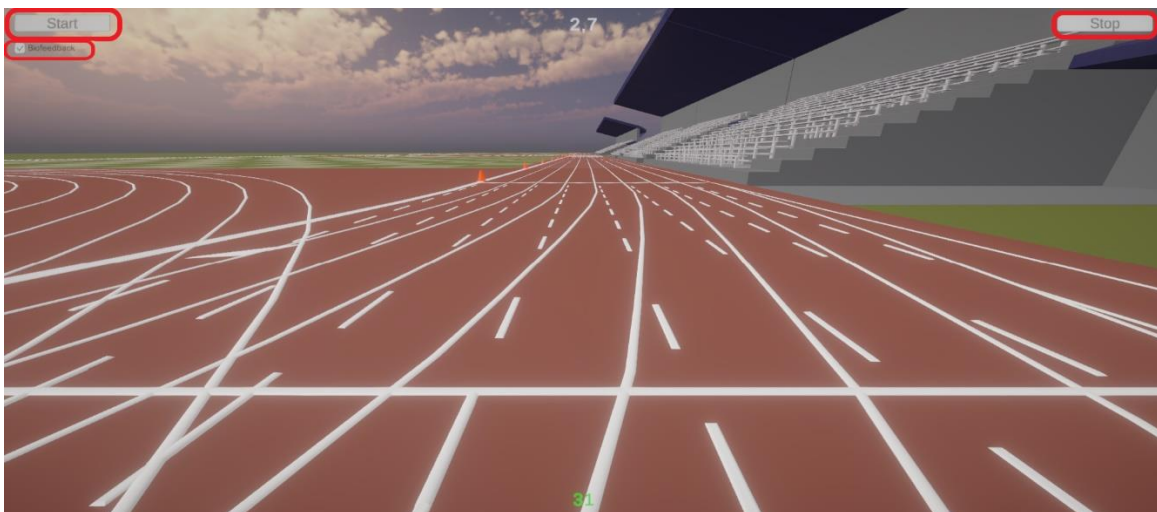


Figure 4.7 : Interface utilisateur dans Unity

4.1.5 Conclusion des résultats du développement du simulateur

Après avoir démontré que les différents modules du simulateur fonctionnaient comme attendu, il était possible de conclure que le premier objectif du projet, soit le développement du simulateur, était un succès et qu'il était possible de passer au deuxième objectif de faire la validation préliminaire à l'aide de participants.

4.2 Investigation de l'effet du biofeedback

La validation préliminaire a été divisée en deux parties, soit l'expérimentation avec participants sans expérience et l'expérimentation avec le participant avec expérience.

4.2.1 Expérimentation avec participants sans expérience

Un groupe de 20 participants sans expérience en fauteuil roulant, composé de 7 femmes et 13 hommes âgés entre 20 et 37 ans, ont participé à la validation du simulateur.

Tableau 4.1 : Caractéristiques des participants sans expérience

	Hommes	Femmes	Moyenne	Écart-type
Nombre	13	7		
Âge	25,8	28,0	26,6	4,5
Grandeur (cm)	178,5	165,6	174,0	8,3
Masse (kg)	75,2	60,9	70,2	11,0
Vitesse max (m/s)	4,0	3,0	3,7	0,7

L'évolution du travail négatif durant les 9 exercices a été enregistrée pour chacun des participants afin d'évaluer la possibilité de modifier la propulsion à l'aide d'un simulateur avec biofeedback. Le graphique de l'évolution de l'énergie perdue (Figure 4.8) présente les résultats moyens de tous les participants tout au long des tests. Les points en orange correspondent aux tests de l'évaluation de base (t1-t3), les points en vert correspondent aux tests de l'expérimentation avec biofeedback (t4-t7) et les points en mauve correspondent aux tests de l'évaluation post-expérimentation (t8-t9). Nous remarquons une grande diminution de l'énergie perdue entre t1 et t2 ainsi qu'entre t3 et t5. Puis, nous remarquons une

stabilisation de l'énergie perdue jusqu'à la fin des tests . Au tout premier test, les participants ont perdu en moyenne 0,54 J alors qu'ils perdaient 0,2 J en moyenne à la fin des tests.

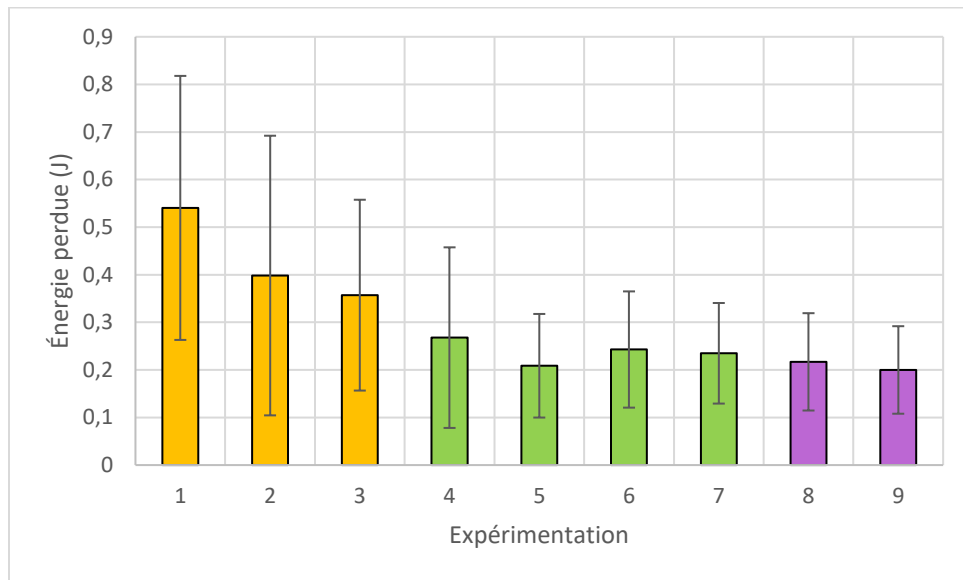


Figure 4.8 : Évolution de l'énergie perdue lors de l'expérimentation

Dans l'ensemble des participants, les résultats d'un participant en particulier sont ressortis du lot, puisqu'ils ressemblent beaucoup à l'hypothèse proposée plus tôt à la Figure 3.11. Dans les résultats du participant 19 (P19) (Figure 4.9), nous remarquons une légère diminution de l'énergie perdue lors de l'évaluation de base, puis une grande diminution lors de l'expérimentation avec biofeedback, avant de remonter légèrement lors de l'évaluation post-expérimentation. Ces résultats sont idéals pour la validation du simulateur, puisqu'ils permettent de confirmer que l'hypothèse proposée était réaliste et qu'il peut être possible de modifier la technique de propulsion chez une personne sans expérience. L'énergie perdue maximale de P19 est de 2,69 J et l'énergie perdue minimale est de 0,05 J.

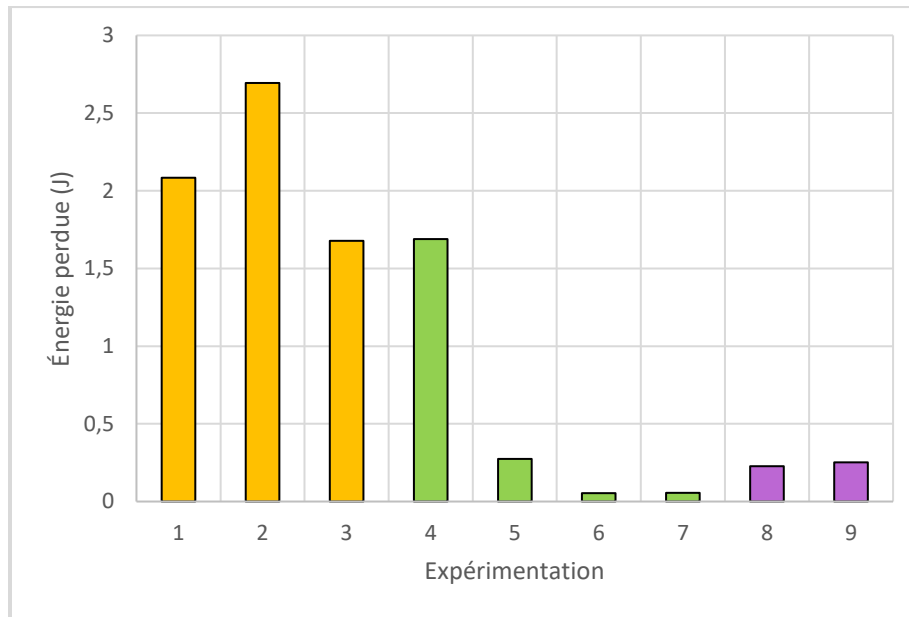


Figure 4.9 : Évolution de l'énergie perdue du participant 19

Par contre, ce n'est pas tous les participants où nous observons les mêmes résultats. Contrairement au participant 19 où nous observons une diminution de l'énergie perdue lors de l'expérimentation avec biofeedback, certains participants ont une augmentation de l'énergie perdue pour les mêmes tests. Par exemple chez le participant 6 (P06) (Figure 4.10), nous remarquons une diminution de l'énergie perdue durant l'évaluation de base, mais nous observons une augmentation lors des tests avec biofeedback et une autre diminution durant les deux derniers tests sans biofeedback. L'énergie perdue maximale de P06 est de 0,95 J et l'énergie perdue minimale est de 0,18 J.

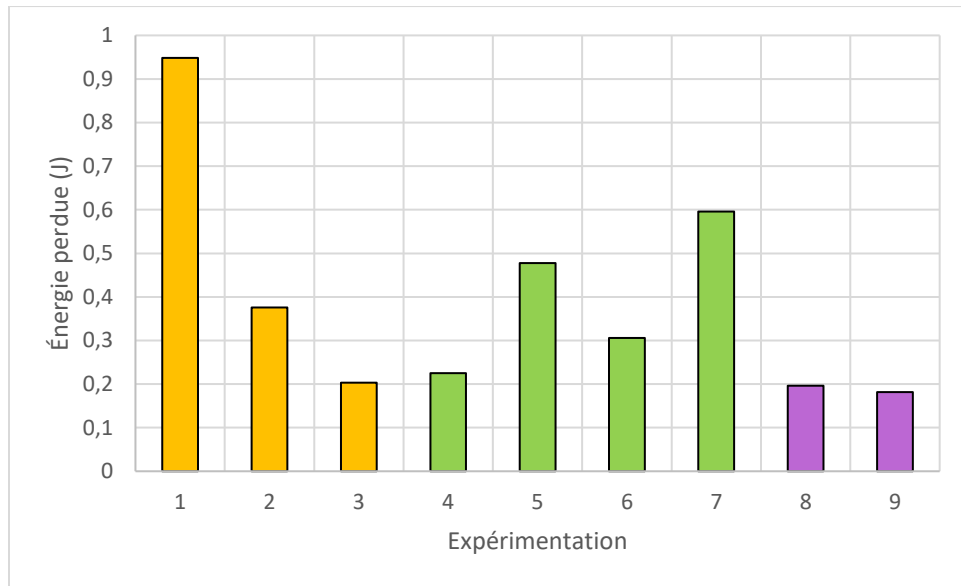


Figure 4.10 : Évolution de l'énergie perdue du participant 6

Également, certains participants ont des résultats qui ressemblent à des données aléatoires. Par exemple dans le graphique du participant 15 (P15) (Figure 4.11), nous remarquons que l'énergie perdue monte et descend entre les tests, avec ou sans biofeedback. L'énergie perdue maximale de P15 est de 0,8 J et l'énergie perdue minimale est de 0,1 J.

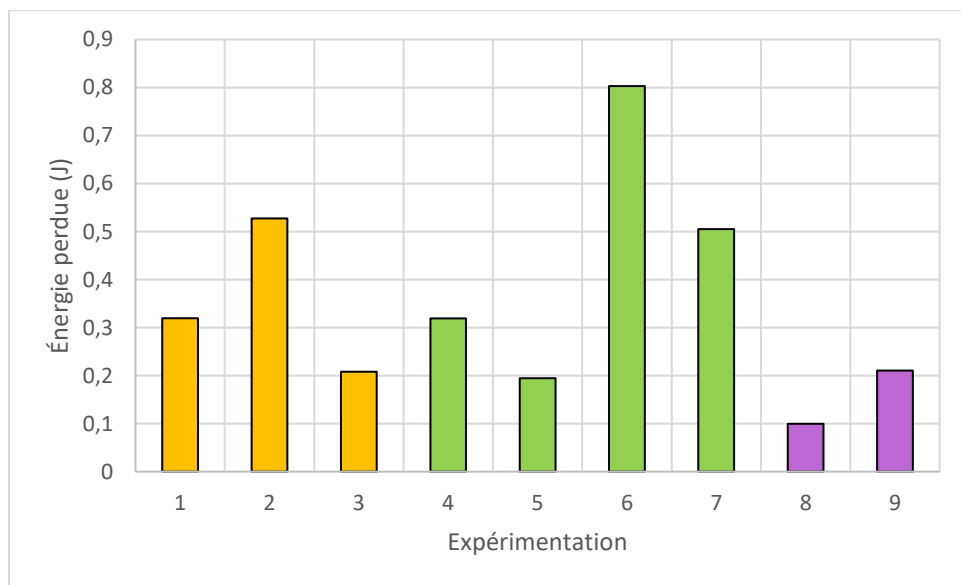


Figure 4.11 : Évolution de l'énergie perdue du participant 15

Pour définir si le participant s'est amélioré grâce au simulateur et au biofeedback, la moyenne du travail négatif lors des quatre tests avec biofeedback a été comparée au travail négatif du troisième test lors de l'évaluation de base (sans biofeedback). Si la moyenne avec biofeedback était inférieure au troisième test, nous considérons que le participant s'est amélioré avec le simulateur, sinon nous considérons que le participant ne s'est pas amélioré. De cette manière, on diminue le risque de comparer les données lorsque le participant s'améliorait encore à cause de la familiarisation de la propulsion et du simulateur. Avec cette définition, nous réunissons 13 participants qui se sont améliorés avec le simulateur et sept qui ne se sont pas améliorés.

En regroupant les participants qui se sont améliorés, nous remarquons que la courbe (Figure 4.12) ressemble à l'hypothèse proposée. Nous remarquons une première diminution de l'énergie perdue lors de l'évaluation initiale, soit lors des trois premiers tests, puis nous remarquons une autre diminution lors des tests avec biofeedback. Finalement une légère augmentation est observée lors des tests post-expérimentation où le biofeedback était désactivé. De plus, nous remarquons une grande diminution de l'écart-type à partir du deuxième test avec biofeedback.

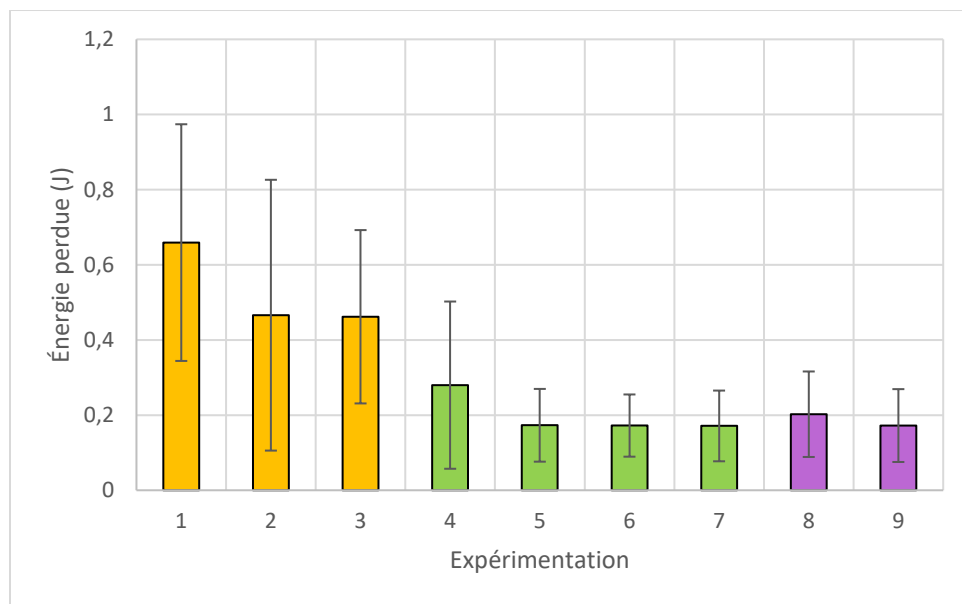


Figure 4.12 : Évolution de l'énergie perdue des participants s'étant améliorés

De l'autre côté, en regroupant les participants qui ne se sont pas améliorés (Figure 4.13), nous remarquons une diminution de l'énergie perdue lors de l'évaluation initiale, mais une augmentation lors des quatre

tests avec biofeedback, puis une diminution lors des tests post-expérimentations. Nous remarquons également que l'écart-type de chacun des résultats est grand, comparativement aux résultats des participants qui se sont améliorés où l'écart-type diminue avec les tests.

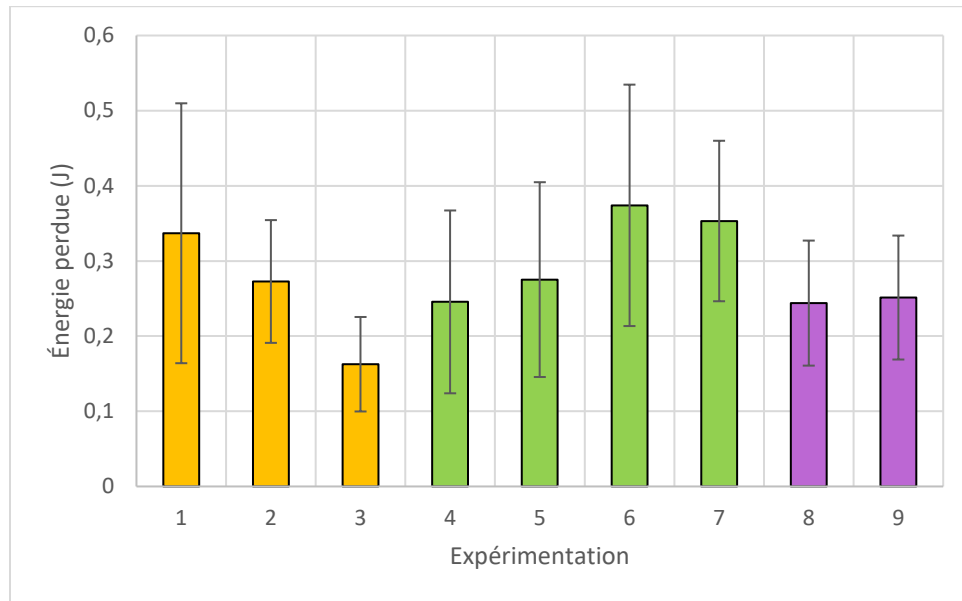


Figure 4.13 : Évolution de l'énergie perdue des participants ne s'étant pas améliorés

4.2.1.1 Entrevue avec les participants sans expérience

L'entrevue semi-structurée présentée dans l'Annexe A a été effectuée sur l'ensemble des participants afin de connaître leur avis sur le simulateur et sur le biofeedback. Les discussions lors de cette entrevue ont apporté des commentaires très pertinents, mais également des idées d'amélioration du simulateur très intéressantes. Les questions sont séparées en quatre catégories : le système, l'environnement virtuel, le biofeedback et le potentiel d'utilisation.

4.2.1.2 Questions en fonction du système

Le premier commentaire qui revenait de la plupart des participants est l'inconfort des gants de propulsion. Les participants devaient garder les gants pour toute la durée de l'expérimentation qui pouvait durer jusqu'à 1h. De plus les gants sont génériques, signifiant qu'ils ne sont pas faits sur mesure pour les participants. Les gants pouvaient alors causer de l'irritation sur les jointures.

4.2.1.3 Questions en fonction de l'environnement virtuel

Un commentaire qui est souvent revenu est que l'environnement virtuel n'était pas très réaliste. Plusieurs participants auraient voulu voir des partisans dans les estrades, d'autres ont suggéré d'ajouter des éléments plus dynamiques comme des oiseaux qui passent dans le ciel. Plusieurs ont également suggéré d'améliorer la texture de la piste d'athlétisme et des estrades afin que l'environnement soit plus réaliste. Aussi certains auraient aimé qu'il y ait du son de l'environnement, comme le son du vent ou des partisans.

Un autre commentaire sur l'environnement virtuel était que ce n'était pas réaliste d'avancer en ligne droite sur une piste d'athlétisme à l'infini. Les participants qui ont apporté ce commentaire précisaient généralement qu'ils auraient aimé pouvoir tourner sur la piste.

4.2.1.4 Questions en fonction du biofeedback

Les commentaires par rapport au biofeedback étaient partagés entre les participants. Certains participants ont aimé que le biofeedback soit un nombre affiché, mais d'autres n'ont pas aimé que ça soit un chiffre. Généralement, les participants qui n'ont pas aimé le biofeedback précisaient qu'il était difficile de se concentrer sur le nombre en même temps que sur la propulsion.

Une idée apportée par quelques participants était de pouvoir personnaliser le biofeedback. Comme certains n'ont pas aimé le biofeedback affiché en nombre, l'idée de pouvoir changer pour une jauge par exemple est intéressante. Aussi, l'idée de personnaliser les couleurs qui s'affichent en fonction d'un certain seuil, par exemple d'afficher le nombre en vert lorsque l'énergie perdue est sous 1 J et en rouge lorsque c'est plus haut.

D'autres participants ont apporté l'idée d'avoir un biofeedback sonore au lieu de visuel. Une idée très intéressante qui pourrait apporter une autre dimension au simulateur.

Également beaucoup de participants auraient préféré que le biofeedback soit affiché plus bas, puisqu'il pouvait être difficile de regarder l'écran en même temps que de propulser. Le biofeedback était affiché au plus bas possible dans l'environnement virtuel, mais plusieurs participants ont proposé d'avoir un petit moniteur installé sur le fauteuil qui afficherait le biofeedback.

4.2.1.5 Questions en fonction du potentiel d'utilisation

La plupart des participants trouvaient qu'ils s'étaient améliorés au cours de l'expérimentation. Par contre, certains participants pensaient qu'ils s'étaient améliorés principalement grâce à la familiarisation du système et du fauteuil et non à cause du biofeedback. Les autres participants précisait que le biofeedback les avait aidés à diminuer l'énergie perdue.

Quelques participants ont apporté l'idée d'avoir deux RI pour pouvoir analyser la propulsion des deux côtés. Ajouter une RI pourrait apporter d'autres analyses de la propulsion comme la symétrie.

Même si ce n'est pas tous les participants qui pensent s'être améliorés grâce au système, ils disaient tous que le système pouvait certainement être utilisé dans un contexte d'entraînement pour les athlètes de course en fauteuil. Certains commentaires apportaient le fait qu'il pouvait être intéressant de personnaliser l'environnement virtuel pour les besoins de l'athlète. Par exemple, une idée apportée était de pouvoir choisir la longueur de la piste, comme 400 m, 800 m, etc.

4.2.2 Expérimentation avec participant avec expérience

La même expérimentation a été effectuée avec le participant avec expérience qu'avec les participants sans expérience. L'évolution du travail négatif durant les 9 exercices a été enregistrée pour le participant athlète afin d'évaluer la possibilité de modifier la propulsion à l'aide d'un simulateur avec biofeedback. Le graphique de l'évolution de l'énergie perdue (Figure 4.14) présente les résultats moyens du participant athlète tout au long des tests. Nous remarquons une augmentation, mais également diminution de l'énergie perdue lors de t1-t3, puis une grande diminution lors le premier test avec biofeedback (t4). Ensuite, nous remarquons une stabilisation lors de l'affichage du biofeedback et une légère augmentation entre t6 et t7. Le participant a perdu en moyenne 1,26 J lors de l'évaluation de base (t1-t3), 0,35 J lors de l'expérimentation avec biofeedback (t4-t7) et 0,32 J lors de l'évaluation post-expérimentation (t8-t9).

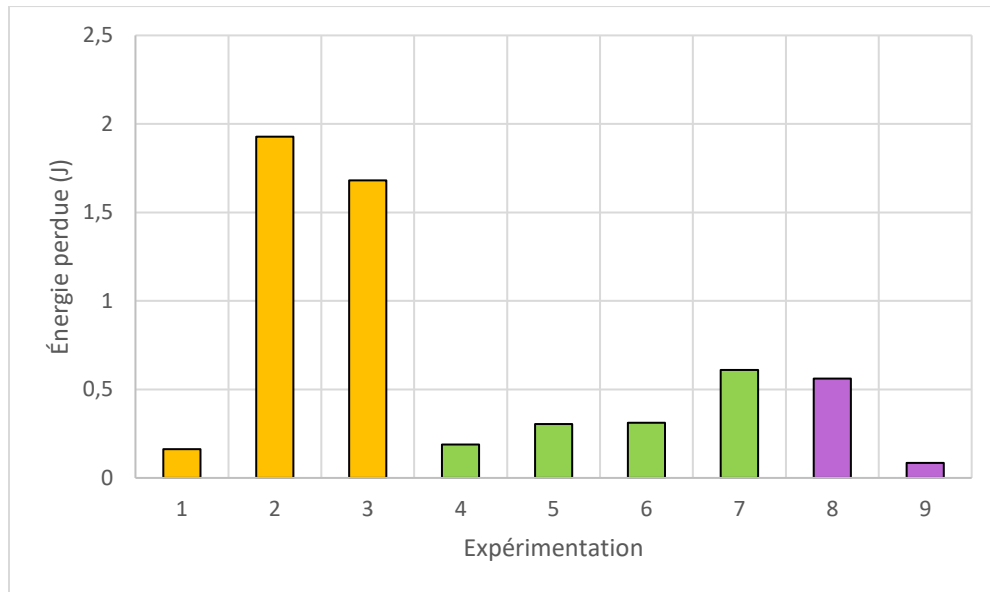


Figure 4.14 : Évolution de l'énergie perdue du participant athlète

D'après la définition d'un participant qui s'est amélioré grâce au simulateur avec le biofeedback, défini plus haut, le simulateur aurait aidé l'athlète à diminuer le travail négatif apparaissant lors du contact avec la MC pendant la propulsion. Nous remarquons que la moyenne de l'énergie perdue durant les tests avec biofeedback (t4-t7) est de 0,35 J alors que le dernier test de l'évaluation de base sans biofeedback (t3) indique une énergie perdue de 1,68 J.

4.2.2.1 Entrevue avec le participant avec expérience

L'entrevue semi-structurée présentée dans l'Annexe A a également été effectuée sur le participant athlète afin de connaître son avis sur le système, l'environnement virtuel, le biofeedback ainsi que sur le potentiel d'utilisation.

4.2.2.2 Questions en fonction du système

L'athlète a apporté qu'il n'a senti aucun inconfort lors de l'expérimentation.

4.2.2.3 Questions en fonction de l'environnement virtuel

Le même commentaire que certains participants sans expérience par rapport au réalisme de l'environnement virtuel est apparu pour l'athlète. Les textures de la piste et des estrades diminuaient le réalisme ainsi que l'immersion du simulateur.

La personnalisation de l'environnement a également été apportée par le participant athlète. Ajouter la possibilité de pouvoir tourner sur la piste pourrait apporter une meilleure immersion et ajouter au réalisme.

4.2.2.4 Questions en fonction du biofeedback

Le participant avec expérience aimait la position du biofeedback à l'écran. Par contre, il trouvait qu'il pouvait être difficile de comprendre le biofeedback en nombre en temps réel lors de la propulsion. Il a abordé qu'il préférerait analyser ses données après les exercices. Dans le même sens, il disait que le biofeedback en temps réel pouvait être très intéressant avec un entraîneur à côté. L'entraîneur pourrait interpréter les données et proposer des solutions en temps réel qui pourrait aider l'athlète de manière plus personnalisée.

4.2.2.5 Questions en fonction du potentiel d'utilisation

Le participant avec expérience n'était pas certain si le simulateur avec biofeedback l'avait aidé à s'améliorer. Par contre, il était convaincu que le système avait du potentiel dans un contexte d'entraînement. Il a apporté des idées qui pourraient améliorer le système et qui pourraient être plus intéressantes pour des athlètes.

Comme les participants sans expérience, l'athlète a apporté l'idée d'avoir deux RI pour pouvoir analyser la propulsion des deux côtés. Il trouvait la possibilité d'analyser la symétrie de sa propulsion très intéressante.

De plus, l'idée de personnaliser le simulateur était nécessaire pour l'athlète. Il aimerait pouvoir configurer des distances d'entraînement, comme une longueur de 400 m ou de 800 m par exemple. Aussi, il aimerait pouvoir ajouter des repères visuels pour connaître la distance parcourue et la distance à faire.

Une autre idée qu'il a apportée est d'ajouter d'autres athlètes sur la piste. Les autres athlètes pourraient être des points de repère pour une vitesse maximale ou un temps pour une certaine distance.

4.3 Conclusion des résultats

Pour conclure les résultats, nous avons remarqué une amélioration des résultats chez 13 participants sans expérience et le participant avec expérience. Leur énergie perdue lors des tests avec biofeedback (t4-t7) était inférieure à l'énergie perdue lors du dernier test de l'évaluation de base (t3). Les sept participants où nous ne remarquons pas d'amélioration avaient plus d'énergie perdue lors des tests avec biofeedback que lors des tests sans biofeedback. La prochaine section du mémoire a pour but d'interpréter les résultats afin de répondre aux objectifs et de proposer des améliorations pour les études futures.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

Dans ce chapitre, un retour sur les résultats ainsi que l'interprétation de ceux-ci pour répondre aux objectifs seront présentés. Les résultats seront ensuite comparés avec la littérature et les limites de cette étude seront identifiées. Finalement, des sections expliquant le futur du système avec les modifications à apporter, le potentiel d'utilisation ainsi que la possibilité de prochaines études seront présentés.

5.1 Interprétation des résultats

Dans ce mémoire, deux objectifs ont été définis : développer un simulateur avec environnement virtuel et biofeedback pour les fauteuils de course permettant l'augmentation de la performance de la technique de propulsion, et vérifier s'il est possible d'améliorer l'efficacité de la technique de propulsion à l'aide de biofeedback chez les personnes avec et sans expérience en fauteuil roulant, en se concentrant principalement sur les moments de force contre-productifs en début de poussée.

5.1.1 Développement du simulateur

L'objectif principal de développer un simulateur avec environnement virtuel et biofeedback pour les fauteuils de course a été complété avec succès. Le simulateur a permis d'effectuer une expérimentation sur 21 personnes, tout en analysant les données cinétiques en temps réel. Quelques problèmes techniques ont apparus lors de l'expérimentation (chapitre 5.3), mais globalement le système a fonctionné d'après les résultats attendus.

Le simulateur développé lors de ce projet est le seul simulateur pour fauteuil roulant de course avec biofeedback. Les simulateurs avec biofeedback pour fauteuil standard existent dans la littérature, comme celui de l'étude de Blouin *et al.* (2015) qui évaluait l'effet immédiat d'un biofeedback sur la force mécanique efficace (MEF) lors de la propulsion en fauteuil roulant sur simulateur, mais aucun ne peut être utilisé pour la course en fauteuil roulant.

5.1.2 Expérimentation avec participants

L'objectif secondaire de vérifier s'il était possible d'améliorer l'efficacité de la technique de propulsion à l'aide de biofeedback a également été complété avec succès. Chez les 21 personnes qui ont participé à l'expérimentation, 13 ont vu de l'amélioration dans la diminution des moments contre-productifs en début de poussée lors des tests avec biofeedback. Par contre, plusieurs facteurs entrent en jeu dans l'interprétation des résultats tout au long de l'expérimentation.

La Figure 4.8, présentée précédemment dans les résultats, présente l'évolution de l'énergie perdue moyenne de tous les participants sans expérience. Nous remarquons une grande diminution de l'énergie perdue entre t1 et t2 puis une légère diminution entre t2 et t3. Ces résultats pourraient s'expliquer par l'apprentissage et la familiarisation du système. Puis nous remarquons une autre diminution entre t3 et t5, lors de l'expérimentation avec biofeedback, qui pourrait s'expliquer par l'apprentissage avec le biofeedback. L'énergie perdue augmente ensuite lors de t6 et t7 avant de redescendre à t8 et t9. La courbe présentée dans cette figure ressemble beaucoup aux résultats attendus, mais quelques différences apparaissent. Par exemple, nous nous attendions à ce que les résultats de t6 et t7 soient inférieurs à t8 et t9, puisque nous pensions que les participants auraient eu leurs meilleurs résultats lorsque le biofeedback est activé.

Ces différences pourraient s'expliquer par plusieurs facteurs. Un facteur qui n'avait pas été pris en compte était l'effet de la fatigue au fil du temps. Comme les participants propulsaient neuf fois pendant 1,5 minute à 75% de leur vitesse maximale, une fatigue pourrait avoir nui aux résultats. Nous pouvons peut-être remarquer cet effet entre t5 et t6 de la figure 5.1, où une hausse de l'énergie perdue apparaît alors que nous nous attendions à une baisse.

Cependant, un effet qui venait jouer contre la fatigue était la motivation. Souvent, lorsque les participants commençaient le dernier bloc de tests (t8-t9), nous remarquons une facilité à garder leur vitesse demandée et parfois une baisse de l'énergie perdue. Une explication possible est que les participants étaient plus motivés à la fin, puisqu'il ne restait que deux exercices à faire. Ce facteur n'avait pas été pris en compte lors de l'émission de l'hypothèse et pourrait expliquer pourquoi il y a une diminution de l'énergie perdue lors du dernier test.

Lors de l'expérimentation, nous avons remarqué que certains participants aimaient tester différentes manières de propulser lors du premier test avec biofeedback (t4). Avec le biofeedback activé, ces participants se permettaient d'essayer de modifier des éléments de la propulsion comme la cadence, la vitesse de la main lors de la prise de la MC, l'angle du tronc par rapport au fauteuil, l'angle de contact avec la MC ou le temps de contact avec la MC. Ces différents tests démontraient que les participants se fiaient au nombre du biofeedback pour trouver leur style de propulsion minimisant le moment contre-productif. De plus, ces tests pourraient expliquer pourquoi les résultats du test 4 sont plus hauts que ceux du test 5.

Chez les participants où les résultats ne se sont pas améliorés, il est probable que ces participants n'ont tout simplement pas bien compris ce que signifiait le biofeedback ou qu'ils n'arrivaient pas à s'ajuster en temps réel. Le biofeedback était expliqué avant de commencer l'expérimentation, mais il se pourrait que certains n'aient pas complètement saisi le lien entre le nombre affiché à l'écran et l'action faite au contact de la RI.

En résumé, l'objectif était de vérifier s'il était possible d'améliorer l'efficacité de la technique de propulsion à l'aide de biofeedback. Grâce aux résultats obtenus, nous pouvons maintenant affirmer que le biofeedback peut effectivement être utilisé pour modifier l'efficacité de la technique de propulsion et ainsi la rendre meilleure. Nous pouvons voir cet effet chez les personnes sans expérience en fauteuil roulant, mais également chez la personne expérimentée.

5.2 Comparaison avec la littérature

D'après les résultats obtenus, le simulateur avec biofeedback pourrait avoir aidé à améliorer la technique de propulsion en diminuant l'énergie perdue en début de poussée. Ces résultats ressemblent aux résultats obtenus lors d'études similaires qui évaluaient la modification de la technique de propulsion à l'aide d'un simulateur.

L'étude de Blouin *et al.* (2015) avait pour but d'évaluer l'effet immédiat d'un biofeedback haptique sur la force mécanique effective (MEF) lors de la propulsion en fauteuil roulant sur simulateur. L'expérimentation comparait la MEF entre les tests avant le biofeedback, pendant le biofeedback et après le biofeedback. Les résultats obtenus ont démontré qu'il était possible d'améliorer la technique de propulsion moyenne chez 18 utilisateurs expérimentés à l'aide d'un biofeedback.

Une autre étude est celle de Richter *et al.* (2011) qui avait pour but d'évaluer l'effet de différents biofeedbacks sur la technique de propulsion chez 31 utilisateurs expérimentés en fauteuil roulant. Le moment de freinage, la cadence, l'angle de contact, la force maximale ainsi que d'autres variables ont été analysés. Les résultats ont démontré qu'il est possible de modifier des éléments précis de la propulsion grâce au biofeedback.

Par contre, nos résultats sont différents avec les résultats obtenus lors de l'étude de Kotajarvi *et al.* (2006), qui avait pour but d'étudier l'effet d'un biofeedback visuel sur la fraction de la force effective (FEF) chez 18 utilisateurs expérimentés. Leurs résultats démontraient que dans leur expérimentation, aucune amélioration significative de la FEF n'a été observée entre les tests avec et sans le biofeedback visuel. Il faut noter que leur expérimentation ne consistait que de quatre tests effectués sur deux jours. Il se pourrait que certains facteurs pouvant apparaître entre différents jours affectent leurs résultats et que ce soit la raison que les résultats obtenus lors de notre expérimentation soient différents. Les auteurs ont également noté que la FEF pourrait ne pas être la meilleure variable à utiliser pour modifier la technique de propulsion avec biofeedback.

Bien que certaines études n'ont pas démontré des résultats positifs à l'apprentissage sur simulateur avec biofeedback, la majorité des études dans la littérature de la propulsion en fauteuil roulant proposent que ce soit une méthode efficace pour modifier la technique de propulsion chez des utilisateurs de fauteuil roulant. Ces études prouvent qu'il est possible d'utiliser un simulateur avec biofeedback pour modifier la technique de propulsion et démontrent que les résultats obtenus lors de notre étude sont plausibles. De plus, l'étude réalisée lors de notre projet est la première à vérifier l'effet du biofeedback sur la technique de propulsion sur un simulateur pour fauteuil roulant de course.

5.3 Limites de l'étude

Une des limites de l'étude est que le nombre d'échantillons est petit avec 20 participants sans expérience et un seul participant avec expérience. Cet échantillon ne permet pas de faire une analyse statistique et de confirmer s'il y a un changement significatif grâce au simulateur, surtout pour le participant avec expérience. Le principal but de ce projet était de faire le développement du simulateur et du biofeedback. L'expérimentation avec participants n'avait pour but que de valider le fonctionnement du système et de voir s'il y avait une possibilité que le simulateur pouvait modifier la technique de propulsion. Une autre limite est le peu de temps donné aux participants pour la familiarisation sur simulateur. Les participants

avaient jusqu'à 10 minutes pour s'échauffer, se pratiquer à propulser, etc. Ce peu de temps pourrait avoir un effet sur l'apprentissage observé lors de l'expérimentation, principalement entre t1 et t3. Ce temps pour la familiarisation a été choisi puisque l'expérimentation pouvait durer jusqu'à trois heures, ce qui pouvait être long pour les participants. De plus, si le temps de familiarisation était trop long, les participants pourraient se fatiguer avant même de commencer les tests.

5.4 Futur du système

Le simulateur a été développé de façon à répondre aux attentes définies au début du projet. Par contre, cela ne signifie pas qu'il ne pourrait être amélioré. Tout d'abord, l'ordinateur utilisé pour développer et tester le simulateur est un ordinateur portable sans carte graphique. Sans carte graphique, il pouvait arriver que l'environnement virtuel ait des latences entre les images affichées. Ceci ne cause pas de réel problème pour l'affichage ou pour le biofeedback, mais il pourrait être inconfortable pour l'utilisateur de remarquer cet effet. Un ordinateur avec carte graphique est donc recommandé pour utiliser le simulateur et pour assurer un roulement fluide et sans latence de l'environnement virtuel. Un autre élément qui pourrait être amélioré au simulateur est le réalisme des textures dans l'environnement virtuel. Plusieurs participants ont fait remarquer qu'un élément qui diminuait l'immersion dans l'environnement virtuel est le fait que les textures utilisées sur les objets ne sont pas semblables à la réalité. Par exemple, la piste d'athlétisme pourrait avoir une texture plus rugueuse au lieu d'avoir une apparence plus lisse. Ces recommandations pour améliorer le simulateur n'ont aucun impact sur le fonctionnement du simulateur, mais ce sont des éléments qui pourraient aider le confort des participants.

5.5 Possibilité de prochaines études

La validation du simulateur avec biofeedback permet de confirmer que le système fonctionne comme prévu et qu'il pourrait être possible de modifier la technique de propulsion chez les athlètes de course en fauteuil roulant. Ceci ouvre la porte à plusieurs possibilités de recherche sur la propulsion en fauteuil roulant de course. Par exemple, il pourrait être possible d'utiliser le simulateur pour étudier l'effet de différents biofeedbacks visuels, ou d'ajouter un biofeedback sonore ou même haptique. De plus, en ajoutant une autre RI il pourrait être possible d'analyser l'asymétrie de propulsion chez les athlètes. Les possibilités sont grandes pour l'utilisation du simulateur.

CONCLUSION

L'objectif principal de ce projet avait pour but de développer un simulateur avec biofeedback pour fauteuil roulant de course. Ce projet était important pour la littérature, puisqu'il n'existe aucun autre simulateur avec biofeedback pour la course en fauteuil roulant. Les résultats obtenus lors de la vérification de chacun des modules, soit la communication entre la RI et le script Python, le calcul du biofeedback, la communication entre le script Python et l'environnement virtuel et l'affichage de l'environnement virtuel dans Unity, démontrent que le simulateur fonctionne correctement et qu'il répond aux attentes définies au début du projet. L'objectif secondaire était de valider le fonctionnement du simulateur et de vérifier la possibilité de modifier la technique de propulsion à l'aide du simulateur. Les résultats de 14 des 21 participants, incluant le participant expérimenté, ont démontré une réduction du moment de freinage en début de poussée à l'aide du biofeedback.

Ce simulateur pourrait avoir un impact important sur les connaissances et le perfectionnement de la technique de propulsion chez les athlètes de course en fauteuil roulant. Il pourrait être utilisé dans un contexte de recherche pour étudier la propulsion chez les athlètes, mais il pourrait également être utilisé pour l'entraînement afin de diminuer une partie de l'énergie perdue lors du contact entre la main et la MC. Avec quelques modifications, le simulateur pourrait avoir l'option de changer le biofeedback ou le type de biofeedback et ouvrir encore plus de portes pour la recherche.

ANNEXE A
Entrevue semi-structurée

EN FONCTION DU SYSTÈME (SIMULATEUR)		
Questions	Réponses (échelle 1 – 10)	Commentaires
1. L'installation et l'embarcation étaient-ils adaptés (faciles)?		
2. Avez-vous senti un malaise ou un inconfort lors des exercices?		
3. Vous sentiez-vous en danger sur le simulateur?		
EN FONCTION DE L'ENVIRONNEMENT VIRTUEL		
Questions	Réponses (échelle 1 – 10)	Commentaires
4. Vous sentiez-vous en mesure de contrôler votre environnement?		
5. L'environnement était-il réaliste?		

6. Les mouvements étaient-ils réalistes?		
7. Avez-vous senti un malaise ou un inconfort par rapport au visuel?		
8. Les aspects visuels étaient-ils invitants à l'immersion?		
9. En termes d'interactions et de déplacements dans l'environnement virtuel, jusqu'à quel point vous sentiez-vous compétent(e) à la fin de l'expérience?		
EN FONCTION DU BIOFEEDBACK		
Questions	Réponses (échelle 1 – 10)	Commentaires
10. Le biofeedback était-il bien visible?		
11. Comprenez-vous ce que le biofeedback signifiait?		
12. Avez-vous des suggestions pour un meilleur affichage du biofeedback?		

EN FONCTION DU POTENTIEL D'UTILISATION		
Questions	Réponses (échelle 1 – 10)	Commentaires
13. Pensez-vous que vous avez amélioré l'efficacité de votre propulsion grâce à ce système?		
14. Pensez-vous que le simulateur pourrait être utilisé dans un contexte d'entraînement régulier?		
15. Avez-vous des suggestions pour un simulateur commercialisé?		

BIBLIOGRAPHIE

- Anderson, A., Hooke, A. W., Jayaraman, C., Burns, A., Fortune, E., Sosnoff, J. J. et Morrow, M. M. (2020). Calibration and Evaluation of a Force Measurement Glove for Field-Based Monitoring of Manual Wheelchair Users. Dans *2020 IEEE 20th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE)* (p. 1004-1007). IEEE. <https://doi.org/10.1109/BIBE50027.2020.00170>
- Arlati, S., Colombo, V., Ferrigno, G., Sacchetti, R. et Sacco, M. (2020). Virtual reality-based wheelchair simulators: A scoping review. *Assistive Technology*, 32(6), 294-305. <https://doi.org/10.1080/10400435.2018.1553079>
- Asato, K. T., Cooper, R. A., Robertson, R. N. et Ster, J. F. (1993). SMARTWheels: Development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40(12), 1320-1324. <https://doi.org/10.1109/10.250587>
- Blouin, M., Lalumiere, M., Gagnon, D. H., Chenier, F. et 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., Souza, A. L., Cooper, R. A., Fitzgerald, S. G., Koontz, A. M. et 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>
- Chénier, F. (2012). *Développement d'un simulateur de propulsion en fauteuil roulant avec biofeedback haptique.pdf*.
- Chénier, F., Alberca, I., Gagnon, D. H. et Faupin, A. (2022). Impact of Sprinting and Dribbling on Shoulder Joint and Pushrim Kinetics in Wheelchair Basketball Athletes. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, 3, 863093. <https://doi.org/10.3389/fresc.2022.863093>
- Chénier, F., Bigras, P. et Aissaoui, R. (2014). A New Wheelchair Ergometer Designed as an Admittance-Controlled Haptic Robot. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(1), 321-328. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2012.2235079>
- Chénier, F., Pelland-Leblanc, J.-P., Parrinello, A., Marquis, E. et Rancourt, D. (2021). A high sample rate, wireless instrumented wheel for measuring 3D pushrim kinetics of a racing wheelchair. *Medical Engineering & Physics*, 87, 30-37. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.11.008>
- Cooper, R. A. (1990). Wheelchair racing sports science: A review. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 27(3), 295. <https://doi.org/10.1682/JRRD.1990.07.0297>
- Cooper, R. A. (1997). Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: A technical note. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 34(2), 162-170.
- Cooper, R. A. et De Luigi, A. J. (2014). Adaptive Sports Technology and Biomechanics: Wheelchairs. *PM&R*, 6, S31-S39. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.05.020>

- Cowan, R. E., Boninger, M. L., Sawatzky, B. J., Mazoyer, B. D. et Cooper, R. A. (2008). Preliminary Outcomes of the SmartWheel Users' Group Database: A Proposed Framework for Clinicians to Objectively Evaluate Manual Wheelchair Propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(2), 260-268. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.08.141>
- De Groot, S., Bos, F., Koopman, J., Hoekstra, A. E. et Vegter, R. J. K. (2017). Effect of holding a racket on propulsion technique of wheelchair tennis players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(9), 918-924. <https://doi.org/10.1111/sms.12701>
- de Klerk, R., Vegter, R. J. K., Goosey-Tolfrey, V. L., Mason, B. S., Lenton, J. P., Veeger, D. H. E. J. et van der Woude, L. H. V. (2020). Measuring Handrim Wheelchair Propulsion in the Lab: A Critical Analysis of Stationary Ergometers. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 13, 199-211. <https://doi.org/10.1109/RBME.2019.2942763>
- Fauvel, J.-L. (2018). *Le fauteuil roulant de course : une analyse exploratoire du geste de l'utilisateur pour dégager les critères de conception d'une roue instrumentée*.
- Forte, P., Barbosa, T. M. et Marinho, D. A. (2015). Technologic Appliance and Performance Concerns in Wheelchair Racing – Helping Paralympic Athletes to Excel. Dans C. Liu (dir.), *New Perspectives in Fluid Dynamics*. InTech. <https://doi.org/10.5772/61806>
- Gil-Agudo, A., Del Ama-Espinosa, A. et Crespo-Ruiz, B. (2010). Wheelchair Basketball Quantification. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 21(1), 141-156. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2009.07.002>
- Goosey-Tolfrey, V. L., Fowler, N. E., Campbell, I. G. et Iwnicki, S. D. (2001). A kinetic analysis of trained wheelchair racers during two speeds of propulsion. *Medical Engineering & Physics*, 23(4), 259-266. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(00\)00084-9](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(00)00084-9)
- Kotajarvi, B. R., Basford, J. R., An, K.-N., Morrow, D. A. et 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>
- Kwarciak, A. M., Sisto, S. A., Yarossi, M., Price, R., Komaroff, E. et Boninger, M. L. (2009). Redefining the Manual Wheelchair Stroke Cycle: Identification and Impact of Nonpropulsive Pushrim Contact. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(1), 20-26. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.07.013>
- Limroongreungrat, W., Wang, Y. T., Chang, L., Geil, M. D. et Johnson, J. T. (2009). An Instrumented Wheel System for Measuring 3-D Pushrim Kinetics During Racing Wheelchair Propulsion. *Research in Sports Medicine*, 17(3), 182-194. <https://doi.org/10.1080/15438620903120637>
- MacDuff, H., Armstrong, E. et Ferguson-Pell, M. (2022). Technologies measuring manual wheelchair propulsion metrics: a scoping review. *Assistive Technology*, 1-9. <https://doi.org/10.1080/10400435.2022.2075488>
- Miyazaki, Y., Iida, K., Nakashima, M., Maruyama, T. et Yamanobe, K. (2020). Measurement of push-rim forces during racing wheelchair propulsion using a novel attachable force sensor system.

- Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 175433712090426. <https://doi.org/10.1177/1754337120904260>
- Moss, A. D., Fowler, N. E. et Goosey-Tolfrey, V. L. (2005). The intra-push velocity profile of the over-ground racing wheelchair sprint start. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 15-22. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.022>
- Niesing, R., Eijskoot, F., Kranse, R., Den Ouden, A. H., Storm, J., Veeger, H. E. J., Van Der Woude, L. H. V. et Snijders, C. J. (1990). Computer-controlled wheelchair ergometer. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 28(4), 329-338. <https://doi.org/10.1007/BF02446151>
- Richter, W. M., Kwarciak, A. M., Guo, L. et 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>
- Rivera-Flor, H., Hernandez-Ossa, K. A., Longo, B. et Bastos, T. (2019). Evaluation of Task Workload and Intrinsic Motivation in a Virtual Reality Simulator of Electric-Powered Wheelchairs. *Procedia Computer Science*, 160, 641-646. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2019.11.034>
- Sanderson, D. J. et Sommer, H. J. (1985). Kinematic features of wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 18(6), 423-429. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90277-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90277-5)
- Sawatzky, B., DiGiovine, C., Berner, T., Roesler, T. et Katte, L. (2015). The Need for Updated Clinical Practice Guidelines for Preservation of Upper Extremities in Manual Wheelchair Users: A Position Paper. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 94(4), 313-324. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000203>
- Schultheis, M. T. et Rizzo, A. A. (2001). The application of virtual reality technology in rehabilitation. *Rehabilitation Psychology*, 46(3), 296-311. <https://doi.org/10.1037/0090-5550.46.3.296>
- Shimada, S. D., Robertson, R. N., Boninger, M. L. et Cooper, R. A. (1998). Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *Journal of rehabilitation research and development*, 35(2), 210-218.
- Symonds, A., Barbareschi, G., Taylor, S. et Holloway, C. (2018). A systematic review: the influence of real time feedback on wheelchair propulsion biomechanics. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 13(1), 47-53. <https://doi.org/10.1080/17483107.2016.1278472>
- Vanlandewijck, Y. C. et Thompson, W. R. (2016). *Handbook of Sports Medicine and Science: Training and Coaching the Paralympic Athlete*.
- Vanlandewijck, Y., Theisen, D. et Daly, D. (2001). Wheelchair Propulsion Biomechanics: Implications for Wheelchair Sports. *Sports Medicine*, 31(5), 339-367. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131050-00005>
- VanSickle, D. P., Cooper, R. A., Boninger, M. L., Robertson, R. N. et 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. et 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)
- Yan, H. et Archambault, P. S. (2021). Augmented feedback for manual wheelchair propulsion technique training in a virtual reality simulator. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1), 142.
<https://doi.org/10.1186/s12984-021-00936-x>
- Yang, Y.-S., Koontz, A. M., Hsiao, Y.-H., Pan, C.-T. et Chang, J.-J. (2021). Assessment of Wheelchair Propulsion Performance in an Immersive Virtual Reality Simulator. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(15), 8016.
<https://doi.org/10.3390/ijerph18158016>