

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE.....	3
1.1 Contexte.....	3
1.2 Approches d'analyse de la propulsion en FRM.....	5
1.2.1 Forces et moments de forces de réaction à la main courante.....	5
1.2.2 Angle de poussée	8
1.2.3 Variabilité des paramètres cinétiques et spatio-temporels.....	9
1.2.4 Symétrie de propulsion	10
1.2.5 Outil de mesure.....	10
1.3 Les facteurs influençant la propulsion	11
1.3.1 Impact de la vitesse sur la propulsion.....	12
1.3.2 Impact de l'expérience sur la propulsion.....	12
1.4 Les montages expérimentaux pour l'analyse de la propulsion en laboratoire.....	13
1.4.1 Les différents montages utilisés pour évaluer la propulsion en laboratoire	13
1.4.2 L'impact d'un retour visuel sur la propulsion en FRM	15
1.4.3 Les limites des travaux portant sur l'impact d'un retour visuel sur la propulsion en FRM.....	18
1.5 Approches d'analyse du mouvement avec un environnement virtuel en réadaptation.....	19
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS, HYPOTHÈSES ET RETOMBÉES	25
2.1 Problématique	25
2.2 Objectifs du projet.....	26
2.2.1 Objectif principal	26
2.2.2 Objectifs secondaires	26
2.3 Hypothèses de recherche.....	26
2.4 Délimitations du projet	27
2.5 Retombées attendues et importance de l'étude.....	27
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE	29
3.1 Approche.....	29
3.2 Création de l'environnement virtuel	29
3.2.1 Prise de mesures.....	29
3.2.2 Couloir principal	30
3.2.3 Fenêtres.....	30
3.3 Participants.....	31
3.4 Accueil et collecte des informations des participants.....	31
3.5 Description des tâches.....	32
3.5.1 Parcours rectiligne	32
3.5.2 Parcours curviligne	33
3.6 Phase expérimentale.....	34

3.6.1	Acquisitions sur le terrain (Phase 1 et phase 3)	34
3.6.2	Acquisitions sur le simulateur (Phase 2).....	35
	3.6.2.1 Ajustement des paramètres du simulateur	35
	3.6.2.2 Récolte des données cinétiques.....	35
3.6.3	Acquisitions des réponses aux questionnaires sur le sentiment de présence et sur les cybermalaises	37
3.7	Traitement des données.....	37
3.7.1	Pré-analyse.....	37
	3.7.1.1 Rééchantillonnage des données	38
	3.7.1.2 Filtrage et retrait de la ligne de base	38
	3.7.1.3 retrait des sinusoïdes.....	38
3.7.2	Extraction des pics maximaux de forces et de moments de forces.....	39
3.7.3	Extraction des angles de poussée.....	40
3.7.4	Extraction de la variabilité des paramètres cinétiques.....	40
3.7.5	Extraction de la symétrie de propulsion.....	41
3.7.6	Comparaison des trajectoires sur le simulateur	41
3.7.7	Compilation des scores des questionnaires sur l'état de présence et sur les cybermalaises.....	44
3.7.8	Tests statistiques	45
CHAPITRE 4	RÉSULTATS.....	47
4.1	Effet d'un environnement virtuel sur la locomotion en parcours rectiligne	48
	4.1.1 Forces et moments de forces à la main courante	48
	4.1.2 Angle de poussée	50
	4.1.3 Variabilité de la cinétique	51
	4.1.4 Symétrie de propulsion	52
	4.1.5 Trajectoire de propulsion	53
4.2	Effet d'un environnement virtuel sur la locomotion sur parcours curviligne.....	54
	4.2.1 Forces et moments de forces à la main courante	54
	4.2.2 Angle de poussée	56
	4.2.3 Variabilité de la cinétique	57
	4.2.4 Symétrie de propulsion	58
	4.2.5 Trajectoire de propulsion	59
4.3	Effet d'un environnement virtuel immersif sur le sentiment de présence	60
4.4	Effet d'un environnement virtuel immersif sur les cybermalaises ressentis.....	61
CHAPITRE 5	DISCUSSION.....	63
5.1	Parcours rectiligne	63
5.2	Parcours curviligne	65
5.3	Discussion générale	66
CONCLUSION	73	
RECOMMANDATIONS	75
ANNEXE I	QUESTIONNAIRE DE RENSEIGNEMENT PERSONNELS	77

ANNEXE II QUESTIONNAIRES SUR L'ÉTAT DE PRÉSENCE ET SUR LES
CYBERMALAISES79

ANNEXE III VITESSES MOYENNES DURANT LES SÉQUENCES DE
PROPULSION85

ANNEXE IV TABLEAUX DE RÉSULTATS87

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....97

LISTE DES TABLEAUX

		Page
Tableau 1.1	Composantes d'une roue de FRM	3
Tableau 3.1	Caractéristiques des participants	31
Tableau 4.1	Coefficient de variabilité de Mz selon la condition de propulsion imposée	51
Tableau 4.2	Moyenne et écart-type des collisions en fonction de l'EV présenté.....	54
Tableau 4.3	Résultats du test de comparaisons multiples entre les conditions de propulsion	57
Tableau 4.4	Comparaison de la variabilité de Mz entre les différentes conditions de propulsion sur le parcours curvilinéaire.....	58
Tableau 4.5	Moyenne et écart-type des collisions en fonction de l'EV présenté.....	60
Tableau 4.6	Scores du questionnaire sur l'état de présence	60
Tableau 4.7	Scores du questionnaire sur les cybermalaises	61

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Quatre types de patrons de propulsion. Tirée de Slowik et al. (2015).....	4
Figure 1.2	Orientation des forces et des moments par rapport à la main courant d'un FRM	6
Figure 1.3	Exemple de pics de propulsion à la main courante.....	7
Figure 1.4	Représentation visuelle de l'angle de poussée	8
Figure 1.5	Photo de gauche: SmartWheel, modèle à signaux infra-rouges. Photo de droite: SmartWheel à signaux wifi	11
Figure 1.6	Exemple de système comprenant un ergomètre à rouleaux. Figure tirée de Kotajarvi et al. (2006).....	14
Figure 1.7	Simulateur à retour haptique développé par Chénier (2012).....	15
Figure 1.8	Exemple d'affichage dans l'étude de Rice et al. (2013). Tirée de Rice et al. (2013).....	17
Figure 1.9	Retour visuel en temps réel. Tirée de Leving et al. (2015).....	18
Figure 1.10	Environnement virtuel montré durant la phase expérimentale de Hollman et al. (2005)	21
Figure 1.11	Environnement virtuel et avatar montrés dans l'expérience de Mestre et al. (2011).....	22
Figure 3.1	Photo de gauche : Réplique virtuelle du couloir de l'ÉTS Photo de droite : Photo du couloir réel	30
Figure 3.2	Vue de haut du parcours rectiligne suivi par les participants	33
Figure 3.3	Vue de haut du parcours curviligne suivi par les participants	34
Figure 3.4	EV non-immersif présenté à l'aide d'un écran-télé	36
Figure 3.5	Casque Oculus Rift DK2 utilisé avec le simulateur.....	37
Figure 3.6	Exemple de sinusoïdes sur le signal de forces en Fy.....	39
Figure 3.7	Exemple d'identification des pics maximaux de Fx, Fy et Mz.....	40

Figure 3.8	I- Aire intérieure II- Largeur au cône	42
Figure 3.9	III- Trajets parfaitement rectilignes (Trait noir)	43
Figure 3.10	I-Amplitude II- Délai entre les rotations.....	44
Figure 4.1	Moyennes et écarts-types des pics maximaux en Fx pour les différentes conditions de propulsion sur le parcours rectiligne	49
Figure 4.2	Moyennes et écarts-types des pics maximaux en Fy pour les différentes conditions de propulsion sur le parcours rectiligne. *Différence significative avec P1 ($p < 0.05$)	50
Figure 4.3	Variation des moyennes et des écart-types des angles de poussée en fonction de la condition de propulsion. **Différence significative avec P3 ($p < 0.05$)	51
Figure 4.4	Valeur des indices de symétrie en fonction de la condition de propulsion pour Fx, Fy et Mz sur le parcours rectiligne. *Différence significative avec P1 ($p < 0.05$)	53
Figure 4.5	Moyennes et écarts-types des pics maximaux en Fx pour les différentes conditions de propulsion sur le parcours curviligne	55
Figure 4.6	Moyennes et écarts-types des pics maximaux en Fy pour les différentes conditions de propulsion sur le parcours curviligne	56
Figure 4.7	Variation de l'angle de poussée en fonction de la condition de propulsion pour le parcours curvilinéaire	57
Figure 4.8	Valeur des indices de symétrie en fonction de la condition de propulsion pour Fx, Fy et Mz sur le parcours curviligne. *Différence significative avec P1 ($p < 0.05$)	59

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AR	Patron de propulsion en pompage
CRCHUM	Centre de recherche du centre hospitalier de l'Université de Montréal
CSCM	<i>Consortium for Spinal Cord Medicine</i>
CV	Coefficient de variabilité
DL	Patron de propulsion en boucle double
ÉTS	École de technologie supérieure
EV	Environnement virtuel
EVI	Environnement virtuel immersif
EVNI	Environnement virtuel non-immersif
FRE	Fauteuil roulant électrique
FRM	Fauteuil roulant manuel
SEV	Sans environnement virtuel
LIO	Laboratoire de recherche en imagerie et en orthopédie du centre de recherche du CHUM
QÉP	Questionnaire sur l'état de présence
QC	Questionnaire sur les cybermalaises
SC	Patron de propulsion semi-circulaire
SL	Patron de propulsion en boucle simple

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

F_x	Force sur l'axe des X
F_y	Force sur l'axe des Y
F_z	Force sur l'axe des Z
I_{sym}	Indice de symétrie
M_z	Moment sur l'axe des Z
N	Newtons
N*m	Newton mètre
°	Degrés
θ	Angle de poussée formé sur la main courante

INTRODUCTION

À l'heure actuelle, environ 3.6 millions d'utilisateurs (U.S. Census Bureau, 2010) de fauteuils roulant manuel (FRM) ont été recensés juste aux États-Unis. Ces individus sont contraints d'exercer des mouvements répétitifs et demandant afin de pouvoir se déplacer (French et al., 2008; Rice et al., 2013; Jayaraman et al., 2015). Conséquemment, il est rapporté qu'entre 31 et 73% (Desroches et al., 2008) des utilisateurs développent des blessures aux membres supérieurs, plus particulièrement au niveau des articulations de l'épaule et du poignet (Gorce et Louis, 2012). Les douleurs résultantes engendrent au final des répercussions sur la qualité de vie et la mobilité des utilisateurs de FRM. Également, les nouveaux utilisateurs de FRM ne sont généralement que très peu encadrés en ce qui concerne l'apprentissage d'une technique de propulsion appropriée (Kirby et al., 2004). De la sorte, les risques de blessures seraient d'autant plus présents.

Cette problématique a engendré le besoin d'améliorer la technique de propulsion pour réduire les risques de blessures à l'épaule (Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005). À cette fin, plusieurs études se sont intéressées au développement de méthodes d'entraînement en laboratoire. La majorité de ces études se sont intéressées à modifier la technique de propulsion de participants sur un ergomètre qui est une plateforme stationnaire sur laquelle un FRM repose sur des rouleaux métalliques. Par ailleurs, ces rouleaux métalliques offraient dans ces études une friction ou une vitesse fixe aux utilisateurs de FRM pour représenter la friction entre le sol et un FRM. Parmi ces travaux, les études qui portent sur l'ajout d'un retour visuel à la propulsion sur ergomètre révèle des résultats mixtes quant à l'efficacité de cette approche pour modifier la technique de propulsion (Kotarjarvi et al., 2006; Rice et al., 2013; Leving et al., 2015). Cependant, les retours visuels fournis au courant de ces études n'étaient pas représentatifs de la réalité. En effet, seul un ou des paramètres biomécaniques qui variaient en temps réel étaient affichés sur un écran d'ordinateur. Les utilisateurs de FRM n'étaient donc pas en mesure de se diriger comme dans la réalité. La propulsion des utilisateurs de FRM dans ces études pourrait donc diverger de celle observée dans la réalité. Il existe somme toute un

manque dans la littérature quant à l'impact d'un retour visuel plus réaliste sur la propulsion en FRM.

Le travail réalisé dans ce mémoire vient quantifier l'effet d'un environnement virtuel (EV), immersif ou non, sur la technique de propulsion. Pour ce faire, une comparaison est faite entre des séquences de propulsion réalisées dans un environnement réel et des séquences de propulsion réalisées sur un simulateur de FRM à retour haptique. Les variables évaluées étaient les forces et les moments de force à la main courante, l'angle de poussée, la variabilité de la cinétique et la symétrie de la propulsion. Également, deux questionnaires ont été remplis par les participants pour évaluer l'état de présence et les cybermalaises en lien avec le retour visuel immersif fourni (Bouchard, 2002; Bouchard, 2013).

Le CHAPITRE 1 de ce mémoire fera une revue des connaissances actuelles afin de mettre en contexte et de donner des détails quant aux paramètres de propulsion en FRM qui ont été évalués. Par la même occasion, certains facteurs qui influencent la propulsion seront détaillés. Ensuite, les sous-sections suivantes introduiront la propulsion en FRM sur simulateur et les impacts connus d'un EV sur le comportement humain. Le CHAPITRE 2 viendra définir la problématique, les objectifs, les hypothèses et les retombées attendues du projet. Le CHAPITRE 3 expliquera en détails la conception de l'EV développé, la phase expérimentale et le traitement de données. Le CHAPITRE 4 présentera les impacts d'un EV sur la technique de propulsion en FRM. Le CHAPITRE 5 sera réservé à une discussion qui servira à faire le point sur les résultats obtenus et sur les limites de la présente étude. Également, des pistes pour des projets de recherche futurs seront proposées. Finalement, la dernière section sera consacrée à la conclusion et à quelques recommandations.

CHAPITRE 1


REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Contexte

La propulsion en fauteuil roulant manuel (FRM) est une activité biomécanique complexe qui requiert un mouvement débutant au niveau de épaules. L'énergie de propulsion provient initialement de la région musculaire entourant la ceinture scapulaire (i.e. l'épaule). Cette énergie s'exprime ensuite sous forme de moments articulaires qui seront transmis à la main courante (voir tableau 1.1) à travers le coude et la main (Marieb, 2013; Boninger et al., 1999; Boninger et al., 2000; Vegter et al., 2014; Dysterheft et al., 2015).

La propulsion est constituée de deux phases : les phases de poussée et de recouvrement. La phase de poussée débute lorsque la main agrippe la main courante d'un FRM et applique une force sur cette dernière. La phase de recouvrement débute lorsque la main courante est relâchée et s'arrête lorsque la main reprend à nouveau la main courante.

Tableau 1.1 Composantes d'une roue de FRM

N°	Composantes de la roue	
1	Main courante	
2	Pneu	

Or, l'exécution de la propulsion varie énormément d'individu en individu. En effet, des chercheurs classent le mouvement de propulsion selon quatre patrons (voir figure 1.1) : le

pompage (AR), la boucle simple (SL), la boucle double (DL) et le patron semi-circulaire (SC). (French et al., 2008; Slowik et al. (2015)

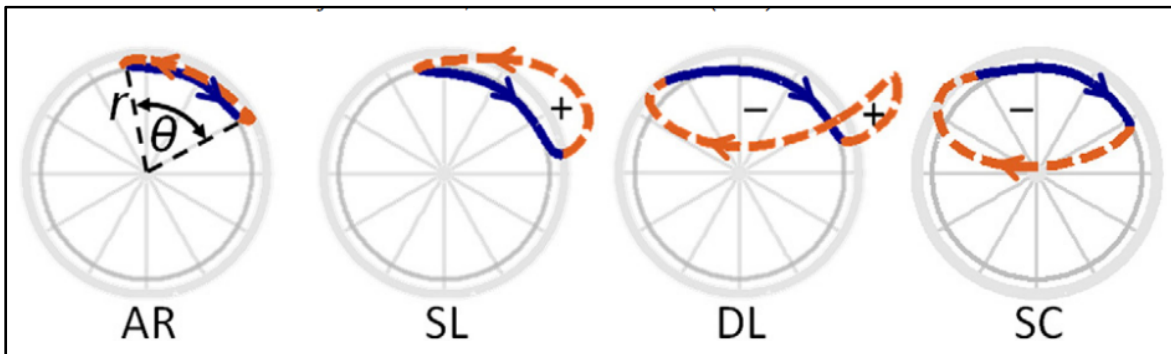


Figure 1.1 Quatre types de patrons de propulsion. Tirée de Slowik et al. (2015)

Ces différents patrons représentent tous une technique de propulsion différente avec un risque plus ou moins élevé de blessures aux membres supérieurs. Par exemple, le patron semi-circulaire est plus efficace et réduit le risque de blessures (Shimada et al., 1998). Ainsi, une forte importance est attachée à l'analyse du mouvement des membres supérieurs lors de la propulsion dans la littérature.

Pour analyser la propulsion dans un environnement contrôlé, une approche populaire est d'analyser la propulsion sur un ergomètre à rouleaux. L'ergomètre est un montage expérimental constitué de deux rouleaux métalliques sur lesquels repose un FRM. Ces rouleaux tournent à une vitesse fixe ou offre une résistance fixe (Kotajarvi et al., 2006; Collinger et al., 2008; Rice et al, 2009; Gorce et Louis, 2012; Quinones et al., 2014; Vegter et al., 2013; Rice et al., 2013; Rice et al., 2014). Le montage permet donc l'analyse du mouvement des membres supérieurs de manière stationnaire.

La propulsion stationnaire sous-entend l'absence du retour visuel observé lors de la propulsion d'un FRM. Il est cependant possible d'ajouter un retour visuel au simulateur pour guider le mouvement des usagers de FRM. L'impact du retour visuel sur la propulsion stationnaire a été analysé afin de potentiellement développer de nouvelles méthodes d'entraînement pour les utilisateurs de FRM (Kotajarvi et al., 2006; Rice et al., 2013; Leving et al., 2015).

La présente revue identifie d'abord des paramètres cinétiques et spatio-temporels qui permettent l'analyse de la propulsion. Ensuite, des facteurs qui influencent la propulsion sont présentés. Par la suite, la troisième section résume les montages expérimentaux utilisés en laboratoire pour étudier la propulsion ainsi que l'impact d'un retour visuel sur la propulsion. Finalement, la dernière section présente les impacts d'un retour visuel sur le mouvement humain.

1.2 Approches d'analyse de la propulsion en FRM

La propulsion en fauteuil roulant manuel peut être évaluée de plusieurs façons. La présente section détaille des méthodes d'évaluations basées sur des paramètres cinétiques et spatio-temporels de la propulsion. Cette section sert donc à introduire des paramètres mesurables servant eux-mêmes à comparer deux séquences de propulsion. La comparaison de ces paramètres permet l'évaluation des différences au niveau de la technique de propulsion. Ces paramètres comprennent les forces et les moments de forces à la main courante, l'angle de poussée, la variabilité et la symétrie de propulsion. Également, la dernière sous-section présente un outil de mesure capable de capturer ces paramètres en temps réel.

1.2.1 Forces et moments de forces de réaction à la main courante

Une approche populaire à l'analyse de la technique de propulsion est le traitement des données cinétiques à la main courante (i.e. les forces et les moments de forces) (Boninger et al., 1999; Mercer et al., 2006; Collinger et al., 2008; Rice et al., 2013; Vegter et al., 2013; Rice et al., 2014; Dysterheft et al., 2015). L'analyse de la cinétique au niveau de la main courante donne un aperçu des forces et des moments subis à l'épaule. En effet, il existe un lien étroit entre les moments au niveau de la main courante et les moments générés à l'épaule (Shimada et al., 1998; Desroches et al., 2008).

Les orientations des forces et des moments à la main courante sont définies comme suit : l'axe des X pointe vers l'avant du fauteuil dans la direction vers laquelle il avance, l'axe des Y pointe vers le haut et l'axe des Z pointe vers l'extérieur du fauteuil. Par défaut, la propulsion vers

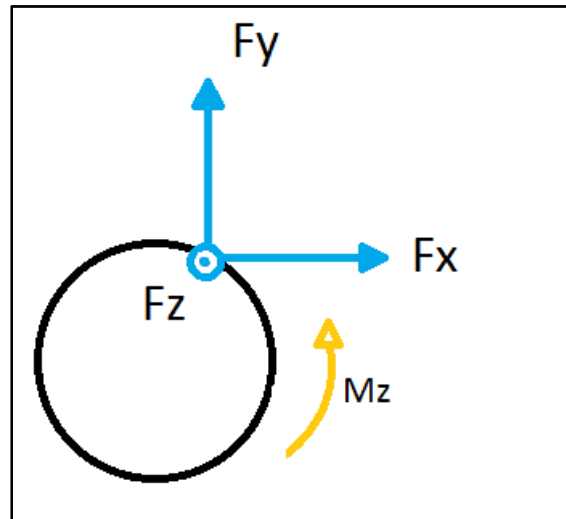


Figure 1.2 Orientation des forces et des moments par rapport à la main courante d'un FRM

l'avant engendre donc une valeur positive pour F_x positif et des valeurs négatives pour F_y et M_z . (SmartWheels, Three Rivers Holdings, LLC)

La comparaison de techniques de propulsion à travers la cinétique se réalise en trouvant d'abord les valeurs maximales des forces et moments lors de la phase de poussée de chaque mouvement de propulsion enregistré. Ensuite, la moyenne et l'écart-type de ces pics sont calculés et comparés.

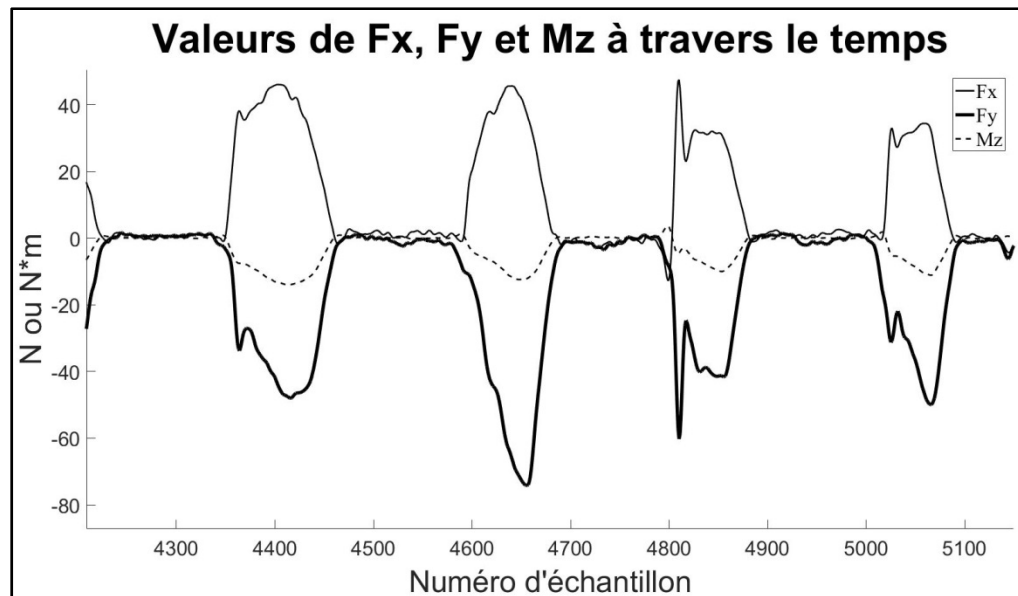


Figure 1.3 Exemple de pics de propulsion à la main courante

Cette approche permet entre autres l'observation d'augmentations ou de diminutions de la valeur des pics maximaux des forces et des moments de forces à travers différentes conditions de propulsion. Par exemple, Dysterheft et al. (2015) observent une augmentation de la force résultante maximale chez leurs sujets après qu'ils aient reçu des instructions pour propulser de manière efficace. L'analyse des pics de forces et de moments de forces maximaux permet donc l'observation de changements dans la technique de propulsion.

Par ailleurs, une réduction des forces et des moments de forces à la main courante est recommandée pour réduire les forces et les moments de forces à l'épaule (Shimada et al., 1998; Dysterheft et al., 2015).

1.2.2 Angle de poussée

L'angle de poussée est le paramètre le plus rapporté dans la littérature (Boninger et al., 2000; de Groot et al., 2007; Rice et al., 2010; Dysterheft et al., 2015). L'angle de poussée sur la main courante se définit comme étant l'angle formé entre le point de saisie et le point de relâchement de la main courante. (Voir figure 1.4 ci-bas)

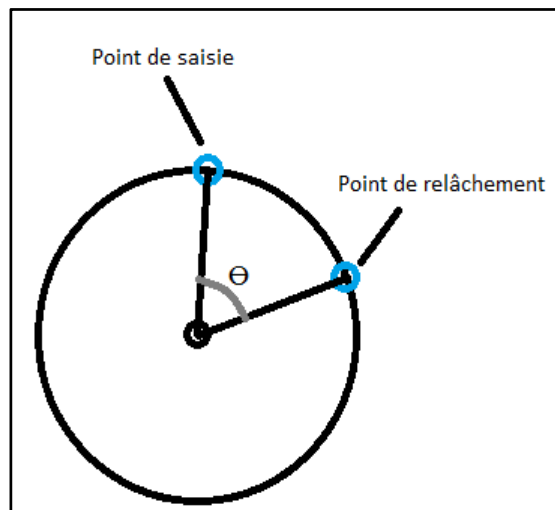


Figure 1.4 Représentation visuelle de l'angle de poussée

La comparaison de la moyenne de l'angle de poussée est une approche fréquemment utilisée dans la littérature pour comparer entre elles des séquences de propulsion (Boninger et al., 2000; Rice et al., 2009; Rice et al., 2013; Rice et al., 2014; Dysterheft et al., 2015; Jayaraman et al., 2015). Cette approche sert à évaluer l'efficacité de la propulsion. En effet, le « *Consortium for Spinal Cord Medicine* » (CSCM) (2005) recommande un angle de poussée plus grand pour la prévention des blessures à l'épaule. Un angle de poussée trop petit indique qu'un individu connaît un contact limité avec la main courante lors de la propulsion. L'individu propulse donc de manière inefficace et risque de se blesser. Lorsqu'une plus grande portion de la main courante est utilisée, l'individu parcourt une plus grande distance à chaque poussée (Requejo et al., 2015). Cela réduit le nombre de mouvements répétés pour une même distance parcourue. De la sorte, un moins grand stress est engendré à l'épaule et le risque de blessure diminue. Les angles de poussées s'utilisent également pour suivre l'évolution de la technique de propulsion

d'utilisateurs de FRM (De Groot et al., 2007) ou encore pour comparer deux groupes d'individus (Gorce et Louis, 2012).

1.2.3 Variabilité des paramètres cinétiques et spatio-temporels

La comparaison de la variabilité des paramètres cinétiques et spatio-temporels est une autre approche qui sert à comparer la technique de propulsion entre deux séquences de propulsion (Vegter et al., 2013; Rice et al., 2014). Pour ce faire, l'écart-type d'un paramètre est comparé entre deux groupes ou deux séquences de propulsion d'un même individu. La variabilité est aussi rapportée sous la forme d'un coefficient de variabilité (CV) relative. Ce coefficient est le rapport de l'écart-type sur la moyenne. Par exemple, Rice et al. (2014) se sert de cette approche pour comparer la propulsion entre un groupe ayant des douleurs aux membres supérieurs et un groupe n'ayant pas de douleurs. Une réduction du CV de la force résultante appliquée à la main courante est observée chez les utilisateurs de FRM qui présentaient des douleurs. En effet, un CV de 9.2% est observé chez les participants qui présentaient des douleurs tandis qu'un CV de 11.9% ($p < 0.016$) est observé chez les participants sans douleurs. Par ailleurs, cette différence au niveau de la variabilité n'est pas observée chez les angles de poussée. Somme toute, une plus grande variabilité serait donc un signe d'une meilleure santé au niveau des membres supérieurs. Une plus grande variabilité offre une meilleure répartition du stress au niveau des articulations des membres supérieurs et permet donc de prévenir des blessures (Rice et al., 2014). L'analyse de la variabilité des pics de forces et de moments de forces maximaux permet donc l'observation de changements dans la technique de propulsion. Les deux groupes de participants dans l'étude de Rice et al. (2014) comprenaient des utilisateurs de FRM expérimentés. Sur ce point, les valeurs des CV observés diffèrent pour des participants inexpérimentés en propulsion de FRM. En effet, l'étude de Leving et al. (2015) comprend des participants sans blessures médullaires et sans expérience en propulsion. Les CV observés pour cette étude sont en moyenne de 27.5%. Les participants inexpérimentés en propulsion de FRM sont donc sujets à un plus grand CV. Cela pourrait être dû à un apprentissage moteur au courant de la phase expérimentale de l'étude de Leving et al. (2015).

1.2.4 Symétrie de propulsion

La symétrie de propulsion est la comparaison des paramètres de propulsion entre les côtés gauche et droit. La littérature utilise entre autres cette approche pour comparer des paramètres tels que la moyenne des pics maximaux de forces et des moments de forces et les angles de poussée (Hurd et al., 2008; Soltau et al., 2015). Ces mêmes études soutiennent que la propulsion en FRM est une activité asymétrique et que cette asymétrie peut varier en fonction des conditions dans lesquelles un individu propulse. Ainsi, il est possible d'étudier le niveau de symétrie de la propulsion pour comparer la technique de propulsion entre deux séquences.

L'asymétrie est évaluée grâce à divers indices qui comparent le côté gauche au côté droit. L'indice de symétrie (Hurd et al., 2008) est un bon exemple avec lequel il est possible de comparer différents paramètres bilatéraux. (Voir équation 1-1)

$$I_{sym} = \left| 1 - \left(\frac{X_{droit}}{X_{gauche}} \right) \right| \quad (1-1)$$

Il n'existe pas de standards ni de recommandations quant à la valeur que doit prendre l'indice de symétrie pour la propulsion en FRM. L'article de Hurd et al. (2008) recense des valeurs se situant entre 0,10 et 0,14 lors de la propulsion sur un parcours linéaire de 10 mètres pour les forces tangentielles et les forces totales au niveau de la main courante. Soltau et al. (2015) recensent quant à eux une asymétrie entre 0 et 0,02 lors de la propulsion sur un ergomètre à rouleaux pour les forces tangentielles et totales au niveau de la main courante. Ainsi, ces études montrent une plus petite asymétrie lors de la propulsion sur ergomètre.

1.2.5 Outil de mesure

La SmartWheel (Three Rivers Holdings LLC, Mesa, AZ) est une roue de FRM instrumentée capable de mesurer les forces et les moments de forces appliqués à la main courante à travers le temps. La mesure des forces et des moments est possible grâce à une relation connue entre

la déformation de jauges de pression et un faible courant émis lors de la compression de ces jauges.



Figure 1.5 Photo de gauche: SmartWheel, modèle à signaux infra-rouges.
Photo de droite: SmartWheel à signaux wifi

Les premières SmartWheel possédaient un taux de rafraîchissement de 240 Hz, une précision de 2N et une résolution de 0.2N (Cooper et al., 1997). Également, la SmartWheel permet le calcul des angles de poussée parce qu'elle recense la position de ses axes à travers le temps (Hurd et al., 2008).

1.3 Les facteurs influençant la propulsion

Cette section sert à décrire certains facteurs importants à considérer lors de la propulsion en FRM. En effet, la littérature montre que ces facteurs impactent les paramètres de propulsion vus à la section 1.2. Le contrôle de ces facteurs limite donc le nombre de variables influençant la technique de propulsion d'un groupe d'utilisateurs de FRM.

1.3.1 Impact de la vitesse sur la propulsion

La vitesse est un facteur important à considérer lorsqu'il s'agit d'expérimenter en fauteuil roulant. Tout d'abord, une énergie plus grande est nécessaire pour aller plus rapidement. Ainsi, les forces et les moments captés à la main courante seront d'une plus grande amplitude (Boninger et al., 1999, Finley et al., 2004, Mercer et al., 2006 et Collinger et al., 2008). Par exemple, Boninger et al. (1999) recensent des forces résultantes à la main courante en moyenne 40% plus élevées lorsque la vitesse visée est de 1.8 m/s comparée à 0.9 m/s.

De la même manière, l'angle de poussée est plus grand lors d'une propulsion plus rapide. En effet, Soltau et al. (2015) et Slowik et al. (2015) recensent respectivement des augmentations moyennes de 4.9 et de 5.4 degrés lors d'une propulsion à vitesse rapide par rapport à une propulsion à vitesse confortable.

Ainsi, l'augmentation de la vitesse de propulsion est le résultat de paramètres cinétiques et spatio-temporelles plus élevés. Un contrôle doit donc être exercé sur la vitesse lors d'une phase expérimentale avec des participants afin de comparer correctement des séquences de propulsion entre elles.

1.3.2 Impact de l'expérience sur la propulsion

L'expérience en propulsion en FRM amène des changements au niveau de la technique de propulsion. Gorce et Louis (2012) présente une étude qui compare des paramètres cinématiques et spatio-temporels de la propulsion de 10 experts et de 10 novices. Les sujets experts ont 9.3 ans en moyenne d'expertise tandis que les sujets novices n'ont aucune expérience. Gorce et Louis (2012) recensent en moyenne une augmentation de 21% de la vitesse lors d'une propulsion libre chez les experts (de 2.46 km/h à 2.97 km/h). L'étude recense aussi une augmentation de 26% de l'angle de poussée (de 59.7° à 80.6°) chez les experts en propulsion. En effet, les experts ont tendance à attraper la main courante plus tôt dans leur mouvement et à la relâcher plus tard. L'expérience connaît un impact concret sur la technique

de propulsion en FRM. Ce facteur est donc à contrôler pour l'uniformisation des participants à une étude sur la propulsion.

1.4 Les montages expérimentaux pour l'analyse de la propulsion en laboratoire

Les paramètres présentés précédemment sont des données récoltées dans des études expérimentales pour l'évaluation de la technique de propulsion. Plusieurs études ont choisi de réaliser leur expérience dans un environnement contrôlé dans un laboratoire. Pour permettre une telle analyse, différents montages expérimentaux ont été utilisés.

1.4.1 Les différents montages utilisés pour évaluer la propulsion en laboratoire

La grande majorité des études recensées utilisaient dans leur protocole un ergomètre à rouleaux (Kotajarvi et al., 2006; Collinger et al., 2008; Rice et al., 2009; Gorce et Louis, 2012; Quinones et al., 2014; Vegter et al., 2013; Rice et al., 2013; Rice et al., 2014). Ce montage comprend une plateforme et des rouleaux métalliques sur lesquels un FRM repose (voir figure 1.6). L'ergomètre imite la propulsion grâce une vitesse ou à une résistance fixe (Kotajarvi et al., 2006) au niveau des rouleaux (Rice et al., 2013). Un utilisateur de FRM peut alors s'installer pour propulser de manière stationnaire une fois le fauteuil sécurisé. Également, un tapis roulant est un autre montage présent dans l'article de Vegter et al. (2013). Ce tapis roulant fonctionne à une vitesse fixe lors des essais de propulsion. De plus, une force statique tire le siège vers l'arrière du tapis.



Figure 1.6 Exemple de système comprenant un ergomètre à rouleaux. Figure tirée de Kotajarvi et al. (2006)

Cependant, les ergomètres à rouleaux offrent un réalisme limité quant à leur capacité d'imiter la propulsion en FRM. En effet, les ergomètres sursimplifient la friction entre le sol et le fauteuil roulant en imposant un seul paramètre à la propulsion (i.e. la friction ou la vitesse).

Une solution à ce problème est le simulateur à retour haptique de Chénier et al. (2014a) qui est unique en son genre. Ce simulateur tente de répliquer de manière réaliste la propulsion en FRM. Le montage lui-même comprend un FRM appuyé sur des rouleaux métalliques qui sont liés à des moteurs. Pour ce qui est de son fonctionnement, des roues SmartWheel captent les forces et les moments à la main courante. Ces données sont transmises à un ordinateur qui fonctionne sur un système d'exploitation en temps réel (xPC Target, the MathWorks, Inc.). Des moteurs très précis (Kollmorgen Inc.) tournent ensuite les rouleaux métalliques à une vitesse dictée par un modèle mathématique (Chénier et al., 2011a). La vitesse est calculée en fonction du moment M_z appliqué à la main courante des roues. Le modèle mathématique intégré dans le simulateur représente un FRM virtuel. Ce modèle fournit un retour de force réaliste parce qu'il considère l'influence d'une roue arrière sur l'autre roue arrière. De plus, le modèle mathématique tient compte de l'influence des roues avant sur la propulsion en FRM (Chénier et al., 2011b).

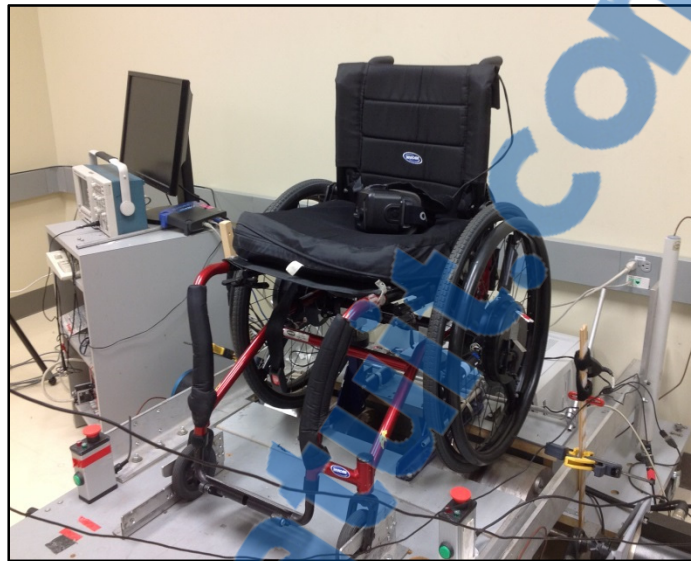


Figure 1.7 Simulateur à retour haptique développé par Chénier (2012)

Plus de détails sur la conception et le fonctionnement du simulateur à retour haptique sont disponibles dans la thèse de doctorat de Félix Chénier (2012).

1.4.2 L'impact d'un retour visuel sur la propulsion en FRM

La littérature montre qu'un entraînement sur ergomètre à rouleaux permet la modification de la technique de propulsion. En effet, l'étude de De Groot et al. (2007) recense en moyenne une augmentation de l'angle de poussée (de 61.89 à 84.86°). L'étude a été réalisée auprès de 14 nouveaux utilisateurs de FRM à travers 7 semaines. Par ailleurs, l'entraînement reçu a permis d'améliorer la technique de propulsion selon les recommandations du CSCM (2005).

Cependant, la majorité des études en laboratoire demandent à leurs sujets de se propulser sur un ergomètre à rouleaux avec très peu d'instructions et sans retour visuel (De Groot et al, 2007; Collinger et al., 2008; Gorce et Louis, 2012; Vegter et al., 2013; Jayaraman et al., 2015). En effet, les sujets de ces études ne reçoivent bien souvent que des instructions par rapport à la vitesse de propulsion qu'ils doivent atteindre.

C'est pourquoi trois études exploratoires s'intéressent à l'impact de l'ajout d'un retour visuel sur la propulsion sur ergomètre à rouleaux (Kotajarvi et al., 2006; Rice et al., 2013; Leving et al., 2015). En effet, propulser de manière stationnaire dans un laboratoire permet l'ajout d'un retour visuel pour guider le mouvement d'un utilisateur de FRM.

Kotajarvi et al. (2006) fournissent aux participants de leur étude, à travers un écran d'ordinateur, des graphiques qui varient en temps réel et montrent la progression de paramètres de la propulsion. Ces paramètres sont la vitesse, la puissance et la « fraction of effective force » (FEF). La FEF est le ratio entre la portion tangentielle de la force appliquée sur la main courante et la force totale. Les sujets ont reçu comme seules instructions de maximiser la valeur de la FEF. Grâce au retour visuel, Kotajarvi et al. (2006) observent chez les participants une augmentation de l'angle de poussée (98.7 degrés comparé à 84.3 degrés). Cette variation des angles de poussées est d'ailleurs favorable à une bonne propulsion selon les recommandations du CSCM (2005). Le retour visuel semble donc permettre de guider des usagers de FRM vers une propulsion plus efficiente.

Rice et al. (2013) fournissent aux participants de leur étude des paramètres de leur propulsion qui varient en temps réel sur un écran d'ordinateur (voir figure 1.8). Ces paramètres sont sous forme de graphiques à barres. Les paramètres présentés sont la fréquence de poussée, l'angle de poussée et la vitesse de propulsion. Les instructions données aux participants sont d'augmenter la valeur de l'angle de poussée et de réduire leur fréquence de poussées qui est le nombre de poussées effectuées par seconde. Rice et al. (2013) observent une augmentation de l'angle de poussée (111.8 degrés comparé à 97.9 degrés) et une diminution de la fréquence de poussée (0.87 poussées/seconde comparé à 1.04 poussées/seconde) chez des sujets recevant un retour visuel sur l'ergomètre. En contrepartie, aucun changement significatif de ces variables n'est observé chez des sujets ne recevant pas de retour visuel. Ainsi, le retour visuel a permis aux usagers de FRM d'atteindre une meilleure technique de propulsion.

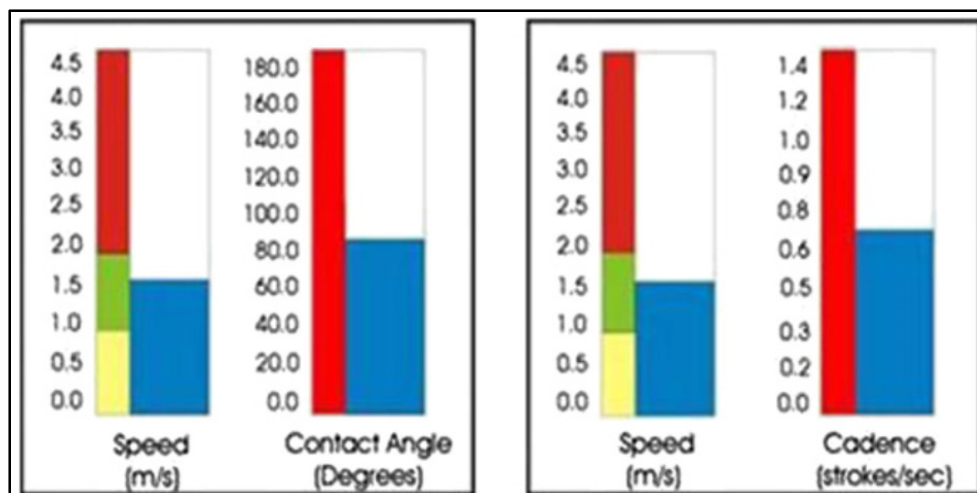


Figure 1.8 Exemple d'affichage dans l'étude de Rice et al. (2013).
Tirée de Rice et al. (2013)

Comme pour l'étude précédente, Leving et al. (2015) fournissent à leurs participants en temps réel des paramètres de la propulsion sous forme de graphiques à barres sur un écran d'ordinateur (voir figure 1.9). Les paramètres fournis comprennent la fréquence de poussée, l'angle de poussée, la force maximale et la FEF. Les instructions fournies aux participants sont de faire varier le plus possible les valeurs afin d'augmenter la variabilité des paramètres de propulsion. Leving et al. (2015) observent une augmentation de l'angle de poussée et une réduction de la fréquence de poussée chez leurs participants recevant un retour visuel et chez leur groupe contrôle également. Ainsi, les chercheurs n'observent aucune différence significative dans l'évolution de la technique de propulsion des deux groupes. L'étude ici montre que ce ne sont pas tous les types d'entraînement avec retour visuel qui mènent à une propulsion différente lorsque comparé à un entraînement sans retour visuel.

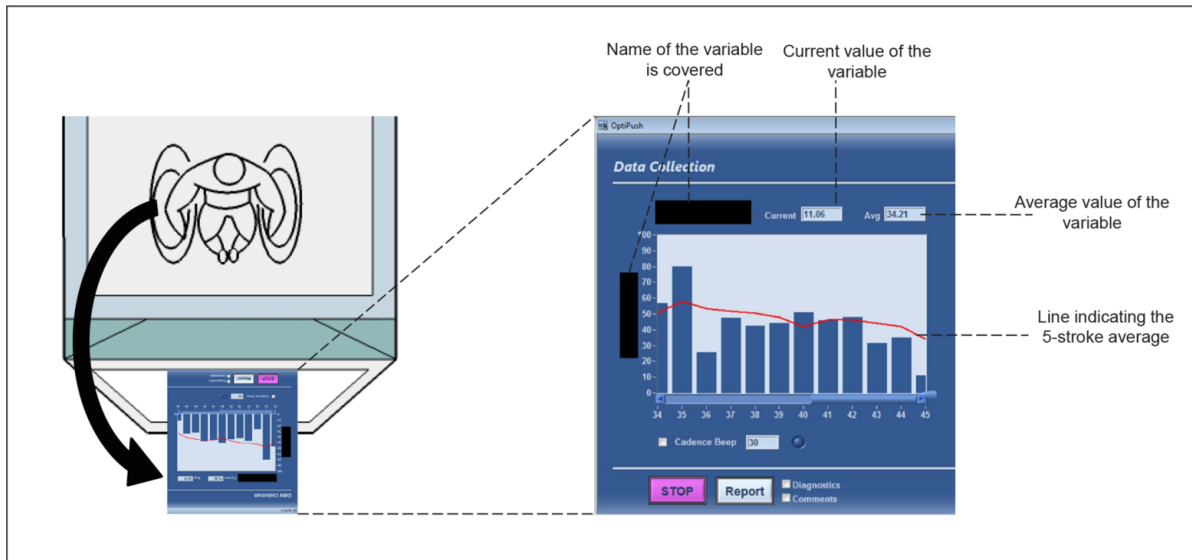


Figure 1.9 Retour visuel en temps réel. Tirée de Leving et al. (2015)

Somme toute, les études présentées montrent des résultats assez mixtes quant à l'impact du retour visuel sur les paramètres de la propulsion observés en laboratoire.

1.4.3 Les limites des travaux portant sur l'impact d'un retour visuel sur la propulsion en FRM

Les résultats des travaux présentés en 1.4.2 montrent qu'un retour visuel peut influencer la propulsion en laboratoire. Cependant, d'importantes limites sont présentes dans ces études.

Tout d'abord, la propulsion sur ergomètre à rouleaux n'est pas comparée à la propulsion sur le terrain. Il n'est donc pas possible de savoir si la propulsion sur ergomètre est représentative de la réalité en premier lieu. Il y a également un nombre limité d'études qui portent sur les variations de la cinétique (i.e. Forces et moments de forces à la main courante) de la propulsion. De plus, le retour visuel fourni durant la propulsion dans les études trouvées n'est pas représentatif de la réalité. En effet, un tableau de bord qui affiche des paramètres de propulsion en temps réel n'équivaut pas au flux d'images que perçoivent les usagers de FRM lors de la propulsion sur le terrain. L'utilisation de point de repères dans un environnement afin de s'orienter et de se guider n'est donc pas possible avec un tel retour visuel. Le but de ces études

n'était pas de fournir un retour visuel fidèle à la réalité. En effet, ces études avaient pour but d'entraîner des utilisateurs à utiliser une meilleure technique de propulsion et à propulser de manière plus efficiente. Cependant, le choix d'afficher des paramètres qui varient en temps réel fait en sorte qu'il demeure incertain à quel point la technique de propulsion sur ergomètre dans ces études se rapproche de celle sur le terrain. Qui plus est, il n'est pas su si l'affichage de chiffres ou de graphiques sur un écran permet un transfert des apprentissages réalisés sur simulateur vers la réalité physique. Ce transfert des apprentissages pourrait se prouver difficile. Cependant, aucune étude qui s'intéresse à ce sujet n'a été trouvée.

1.5 Approches d'analyse du mouvement avec un environnement virtuel en réadaptation

L'ajout d'un retour visuel grâce à un environnement virtuel (EV) interactif est une approche utilisée en réadaptation pour tenter d'observer une locomotion plus proche de la réalité lors d'une simulation. Les EV ont la capacité de simuler le monde réel de manière plus ou moins fidèle. Ce réalisme dépend de l'apparence d'un EV et de la capacité d'interagir avec cet EV. Ainsi, chaque système comprenant un EV fournit un retour dit plus ou moins immersif (Psołka, 1995; Slater, 2009). Par ailleurs, une plus grande immersion est souvent accompagnée par une augmentation du sentiment de présence qui constitue le sentiment « d'être là ». (Psołka et al., 1995; Sadowski et Stanney, 2002). Les EV constituent une réplique d'une scène existante ou construite de toute pièce. Également, le retour visuel peut être accompagné d'un retour sonore et/ou haptique (Soraker, 2011).

Une approche populaire est l'utilisation d'écrans-télévisions ou d'écrans d'ordinateurs pour visualiser un EV (Hollman et al., 2005; Mestre et al., 2011; Cho et al. 2013; Monteiro et al., 2014; Llorens et al., 2015; Murray et al., 2016). Avec un certain abus de langage, ce type de retour visuel est qualifié ici de **non-immersif**. Récemment, la réalité virtuelle s'est également popularisée dû à la baisse des coûts des visiocasques. Les visiocasques comprennent également un suivi de la tête qui offre une plus grande interactivité et un donc une meilleure immersion.

Par ailleurs, certains chercheurs étudient maintenant les impacts d'un retour visuel plus immersif sur la locomotion (Mahajan et al., 2013; Bocian et al., 2015; Kamarai et al., 2016; Alshaer et al., 2017). Ce type de retour visuel est qualifié ici de retour **immersif**.

Aucune étude sur l'impact d'un EV sur la technique de propulsion en FRM n'a pu être trouvée dans la littérature. Des études sur des thèmes associés ont par contre été trouvées. Harrison et al. (2010) ont développé un simulateur de FRM pour d'abord recréer de vrais édifices et ensuite tester leur accessibilité. Cependant, Harrison et al. (2010) n'ont jamais étudié la biomécanique du mouvement de propulsion. La même critique peut être amenée pour l'équipe de Pouvrasseau et al. (2017) qui ont développé le Virtual Fauteuil. Pouvrasseau et al. (2017) ont développé un simulateur de FRM portatif. Par contre, l'impact de l'EV présenté sur la technique propulsion n'a jamais été à l'étude. Ceci dit, d'autres équipes de recherches ont étudié l'impact d'un EV sur le mouvement dans d'autres activités biomécaniques comme entre autres la marche (Hollman et al., 2005), le vélo (Mestre et al. (2011) ou encore la navigation d'un kayak (Murray et al., 2016). Les résultats de ces études montrent certains des impacts possibles d'un EV sur le mouvement humain.

Un premier impact est une plus grande instabilité au niveau du mouvement. L'étude de Hollman et al. (2005) montre qu'un EV peut rendre la démarche d'un individu instable. En effet, les auteurs recensent une augmentation du CV de la cadence des pas (2.1%) et de la largeur des pas (5.0%). Ces augmentations au niveau de la variabilité est observée lors de l'ajout d'une projection d'un couloir défilant devant un tapis roulant. Le montage utilisé par Hollman et al. (2005) fournissait ainsi l'illusion de déplacement lors de la marche sur place (voir figure 1.10). L'instabilité amenée par l'EV au niveau du mouvement pourrait provenir du fait que les sujets portaient moins attention à leur marche et plus à l'écran devant eux. Une telle dérive de l'attention est observée dans l'étude de Mestre et al. (2011) lors du pédalage sur un vélo stationnaire devant un écran à projection (voir figure 1.11). Les 6 participants à cette étude étaient invités à pédaler à une vitesse modérée et à parcourir le circuit 25 fois. Les participants pouvaient voir sur cette écran un circuit ovale de 400m sur lequel un personnage avançait

lorsqu'ils pédalaient sur le vélo stationnaire. Un questionnaire portant sur le focus attentionnel (i.e. « 10cm visual analog scale ») révèle grâce à un score sur 10 que les participants portaient plus attention à leurs mouvements en absence d'un EV et portaient plus attention à l'écran en présence d'un EV. Ainsi, certains EV pourraient rendre plus difficile l'exécution de tâches motrices en causant une distraction qui rend les mouvements plus instables.

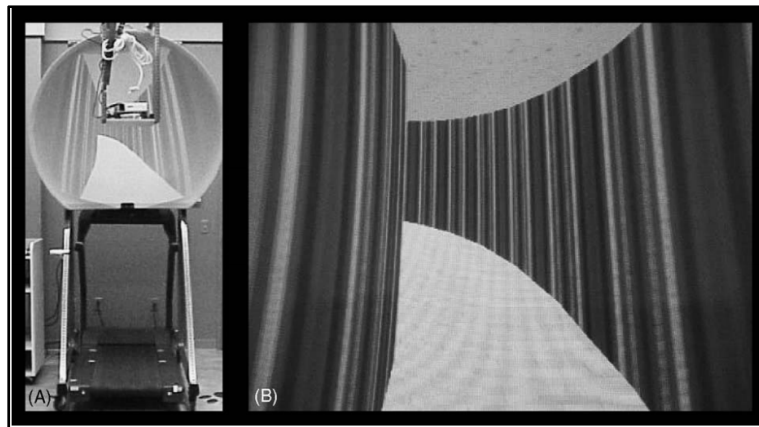


Figure 1.10 Environnement virtuel montré durant la phase expérimentale de Hollman et al. (2005)

Un second impact recensé dans la littérature est une augmentation des performances lors de la réalisation de tâches avec l'ajout d'un EV. Cette augmentation des performances est causée selon plusieurs auteurs par une augmentation de la motivation de la part des sujets (Lohse et al., 2014; Llorens et al., 2015; Murray et al., 2016). À titre d'exemple, Murray et al. (2016) observent une augmentation des performances dans leur étude qui porte sur la simulation sur rameur stationnaire. Dans leur étude, une rivière virtuelle a été présentée sur un écran à projection à 60 participantes qui ont navigué sur celle-ci. Les instructions données aux participantes étaient de naviguer au meilleur de leurs compétences pour se rendre le plus loin possible. Les mesures de performances recensées étaient la distance parcourue, la puissance et le nombre de cycles de propulsion effectués par minuté. Les auteurs recensent une plus grande distance parcourue, une plus grande puissance fournie et un plus grand nombre de cycles exécutés par minute lors de l'ajout d'un EV non-immersif. Des questionnaires qui portent sur la motivation et l'engagement dans une tâche révèlent que les participantes ont trouvé la tâche

avec EV plus intéressante et plus amusante. De la sorte, Murray et al. (2016) mettent en cause la motivation pour l'augmentation de la performance lors de la tâche motrice. Ainsi, même sans avoir de cibles affichées ou de ligne d'arrivée un EV peut causer une augmentation de la motivation qui engendre de meilleures performances dans des tâches sur simulateur.



Figure 1.11 Environnement virtuel et avatar montrés dans l'expérience de Mestre et al. (2011)

Les études présentées (Hollman et al., 2005; Mestre et al., 2011; Murray et al., 2016) ne se sont cependant pas intéressées à l'impact du type de retour visuel. Les écrans-télé et les écrans à projections utilisés ne fournissent qu'un champ visuel limité. Les écrans et les visiocasques capables de fournir un champ visuel plus large génèrent un plus grand flux optique. Le flux optique est le mouvement apparent des objets dans un EV causé par le mouvement de l'utilisateur par rapport à la scène (Kang et al., 2011). Le flux optique fournit de l'information quant à la direction et la distance lors d'un déplacement. Par ailleurs, les EV fournis avec un plus grand champ visuel engendrent l'illusion que le mouvement aperçu par l'utilisateur est le sien (Riecke et al., 2015). Cette illusion est aussi connue sous le nom devection. Par conséquent, la présence devection indique un plus grand sentiment de présence et donc une meilleure immersion. La littérature recensée supporte qu'un EV acheminé avec un grand champ visuel mène à un bon jugement des distances dans un EV. En effet, Riecke et al. (2005) ont demandé à 9 participants de reproduire une distance initialement montrée. Les participants se sont déplacés dans un EV affiché sur un écran à projections fournissant un champ de vue de 180 degrés. Au final, Riecke et al. (2005) ont obtenu de très légères erreurs lors de la

reproduction de la distance par les participants. Ce résultat est d'ailleurs supporté par l'article d'Alshaer et al. (2017) qui se sont intéressés à l'impact du type de retour visuel sur la locomotion en fauteuil roulant électrique. Alshaer et al. (2017) ont comparé la capacité de 72 participants à se déplacer sur une course à obstacles virtuelle à l'aide d'un écran d'ordinateur et à l'aide d'un visiocasque offrant un champ visuel de 100 degrés. Alshaer et al. (2017) ont obtenu une réduction du nombre de collisions avec les obstacles lors de l'utilisation du visiocasque (augmentation de leur indice de performance implicite de 22.0%). Ainsi, le flux optique fourni par un visiocasque mènerait à un meilleur jugement des distances.

Les études recensées pour cette section possèdent des limites. Tout d'abord, aucune d'entre elles comparent la réalité avec la simulation. Il n'est donc pas possible de savoir comment les comportements observés se comparent à la réalité. De plus, peu d'études comparent plusieurs types de retours visuels entre eux (Riecke et al., 2005; Alshaer et al, 2017). Qui plus est, les études qui ont comparé des retours visuels n'ont pas étudié la biomécanique de la locomotion. L'impact d'un retour visuel plus immersif sur le mouvement humain n'est donc pas certain. Ensuite, les études recensées ne portent pas sur le FRM et ne concernent pas nécessairement le domaine de la réadaptation. Il est donc difficile de savoir si les résultats des études présentées peuvent être extrapolés vers la propulsion en FRM.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUE, OBJECTIFS, HYPOTHÈSES ET RETOMBÉES

2.1 Problématique

La littérature recensée supporte qu'un retour visuel affecte la technique de propulsion en FRM au niveau de ses paramètres spatio-temporels et cinématiques (Kotajarvi et al., 2006; Rice et al., 2013; Leving et al., 2015). Cependant, le retour visuel fourni dans ces études n'était formé que de chiffres affichés sur un écran avec parfois des graphiques à barres. Ainsi, il n'est pas possible avec ces études de connaître l'impact qu'aurait un retour visuel plus fidèle à la réalité tel qu'un environnement virtuel sur la propulsion.

Ensuite, la section 1.5 abordait l'impact d'un EV sur le mouvement humain. Cette section montrait qu'un environnement virtuel immersif ou non-immersif pouvait influencer le mouvement humain. De plus, la section recensait des études supportant que l'immersion vienne également agir sur certains des paramètres biomécaniques du mouvement. Cependant, aucune des études recensées dans cette section ne portait sur le FRM. Il existe donc un manque au niveau de la littérature quant à l'impact que pourrait avoir un EV non-immersif ou immersif sur la propulsion en FRM.

De plus, dans l'ensemble des études présentées de la revue de littérature, le mouvement généré lors d'une simulation n'a pas été comparé au mouvement dans un environnement réel. Cette observation est toute aussi vraie pour les études qui se sont servie d'un retour visuel comme des graphiques à barres que pour les études qui se sont servie d'EV. Il demeure donc incertain si les mouvements observés en simulation sont les mêmes que ceux observés sur le terrain.

Dans ce projet de maîtrise, nous avons proposé l'utilisation d'un EV sur un simulateur à retour haptique pour en étudier l'impact sur les forces et les moments de forces à la main courante. Nous nous sommes également penchés sur l'impact de l'EV sur les angles de poussée, la variabilité du moment M_z et la symétrie de propulsion. L'effet d'un EV sur les paramètres

biomécaniques de la propulsion en FRM n'avait jamais été exploré expérimentalement. En somme, ce projet a été réalisé dans le but de vérifier si l'ajout d'un EV rapproche la technique de propulsion sur simulateur de celle observée dans la réalité.

2.2 Objectifs du projet

2.2.1 Objectif principal

L'objectif principal de ce projet était de quantifier l'effet d'un EV, immersif ou non, sur la technique de propulsion lors de la propulsion sur un simulateur de FRM à retour haptique.

2.2.2 Objectifs secondaires

En poursuivant, trois objectifs secondaires sont ressortis de l'objectif principal :

O1-Vérifier si un EV affiché sur un écran-télé rapproche la technique de propulsion sur un simulateur à retour haptique de celle observée dans la réalité.

O2-Vérifier si un EV affiché dans un visiocasque rapproche la technique de propulsion sur le simulateur à retour haptique de celle observée dans la réalité.

O3-Vérifier si un EV impacte la tâche différemment s'il s'agit d'un parcours rectiligne ou curviligne.

2.3 Hypothèses de recherche

H1 : Nous posons l'hypothèse que la présence d'un EV rapprochera la technique de propulsion sur le simulateur de celle du terrain. Ce rapprochement sera possible grâce à la reproduction d'une scène réelle qui offrira une meilleure capacité de jugement de la position d'un FRM virtuel dans l'espace.

H2 : En se basant sur l'étude d'Alshaer et al. (2017), nous posons l'hypothèse que l'immersion dans un visiocasque rapprochera davantage la technique de propulsion sur le simulateur de

celle du terrain que l'écran-télé.

H3 : Étant donné le modèle mathématique intégré au simulateur à retour haptique (Chénier, 2012), nous posons l'hypothèse que l'EV aura le même impact sur la propulsion en curviligne qu'en rectiligne.

2.4 Délimitations du projet

Ce projet ne s'est intéressé qu'à la propulsion dans un couloir de l'École de technologie supérieure (ÉTS) où le plancher était plat et composé de tuiles. Aucun autre type de terrain n'a été testé. Au cours des analyses, seule la phase de poussée du cycle de propulsion a été considérée. L'étude des paramètres biomécaniques s'est limitée à la comparaison des pics des forces et des moments de force, de l'angle de poussée, de la variabilité du moment M_z et de la symétrie de la propulsion entre différentes séquences de propulsion. Également, les effets possibles du sexe, de l'âge, de la taille ou du poids n'ont pas été contrôlés.

2.5 Retombées attendues et importance de l'étude

Il est attendu que ce projet de maîtrise permettra une meilleure compréhension de l'impact d'un EV immersif ou non-immersif sur les paramètres biomécaniques de la propulsion en fauteuil roulant manuel sur simulateur avec retour haptique. Le projet permettra également une meilleure compréhension des facteurs qui peuvent rapprocher une technique de propulsion sur simulateur de ce qui est observé dans la réalité. Ce rapprochement des deux techniques de propulsion pourrait faciliter dans l'avenir le transfert des apprentissages réalisés sur le simulateur vers un environnement réel. De la sorte, les résultats obtenus pourront bénéficier à la communauté scientifique en réadaptation qui s'intéresse à l'intégration de la réalité virtuelle dans les entraînements fournis aux nouveaux blessés médullaires.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE EXPÉRIMENTALE

3.1 Approche

Pour répondre aux objectifs de ce projet, une séance expérimentale composée de plusieurs courtes séquences de propulsion a été menée auprès de 12 individus (8 hommes, 4 femmes) qui n'avaient jamais propulsé. Les participants ont d'abord propulsé dans un couloir réel. Ensuite, les participants ont propulsé sur le simulateur à retour haptique avec les conditions suivantes qui ont été imposées dans un ordre aléatoire : sans EV (SEV), avec EV non-immersif (EVNI) et avec EV immersif (EVI). Les participants ont par la suite réalisé une seconde séquence d'essais dans le couloir. La propulsion en FRM s'est faite sur un parcours rectiligne et un parcours curviligne.

Les séquences de propulsion ont été analysées selon trois critères afin de répondre aux objectifs initiaux. Tout d'abord, les paramètres biomécaniques et spatio-temporels de la propulsion sur simulateur ont été comparés à ceux observés dans la réalité (O1). Ensuite, les paramètres biomécaniques et spatio-temporels mesurés pendant la propulsion avec un EV non-immersif ont été comparés à ceux obtenus avec l'EV immersif (O2). L'analyse décrite a été réalisée pour de la propulsion sur parcours rectiligne et sur parcours curviligne (O3).

3.2 Création de l'environnement virtuel

3.2.1 Prise de mesures

Une réplique virtuelle d'un couloir de l'ÉTS a été créée afin d'offrir un environnement de propulsion sur simulateur comparable à la réalité. Des mesures ont été prises dans le couloir réel de l'ÉTS. Pour ce faire, un ruban à mesurer de 8 mètres avec une échelle allant jusqu'à 1 mm a été utilisée.

Il est à noter que la totalité des éléments perçus dans l'environnement virtuel, incluant les fenêtres et les portes, ont été mesurés et répliqués.



Figure 3.1 Photo de gauche : Réplique virtuelle du couloir de l'ÉTS
Photo de droite : Photo du couloir réel

3.2.2 Couloir principal

La portion du couloir répliqué possède une largeur de 2.4 m et une longueur égale à 22.7 m. Cette partie de couloir de l'ÉTS est entrecoupée par 3 autres couloirs perpendiculaires. Les limites de la zone parcourable par les participants sont définies par les murs et les cônes visibles dans les figures 3.2 et 3.3.

3.2.3 Fenêtres

Afin de simplifier le développement de l'environnement virtuel, la totalité des fenêtres présentes dans le couloir ont été remplacée par des blocs noirs (voir figure 3.1). Le développement futur de l'EV pourrait inclure des photos pour les rendre davantage réalistes.

3.3 Participants

Les caractéristiques des participants sont présentées dans le tableau 3.1. Les critères d'inclusion et les critères d'exclusion utilisés lors du recrutement des participants étaient:

Critères d'inclusion

- Le participant devait avoir une expérience très limitée ou ne devait jamais avoir utilisé de FRM dans le passé.

Critères d'exclusion

- Le participant ne devait pas avoir subi de blessures récentes aux épaules ou aux membres supérieurs qui auraient pu affecter sa biomécanique de propulsion.
- Le participant ne devait pas être atteint de troubles cognitifs ou neurologiques pouvant affecter sa capacité à suivre les instructions et compléter l'expérience.

Le projet a été approuvé par le Comité d'éthique de la recherche de l'ÉTS.

Tableau 3.1 Caractéristiques des participants

Caractéristique	Moyenne \pm SD
Âge (années)	27.3 \pm 4.9
Masse (kg)	73.0 \pm 13.4
Taille (cm)	174.0 \pm 7.3

3.4 Accueil et collecte des informations des participants

À leur arrivée, les participants ont reçu des explications quant à la raison d'être du projet et aux tâches qu'ils auraient à réaliser. Par la suite, ils ont été invités à lire et à signer un formulaire de consentement. Également, un questionnaire de renseignements personnels a été rempli par les participants (voir l'annexe I). Les renseignements incluaient : l'âge, le bras dominant, les

antécédents de blessures, la présence de douleur aux membres supérieurs et la présence de cinétose lors de la pratique de jeux vidéo.

3.5 Description des tâches

Lors de la phase expérimentale, les participants ont été amenés à propulser sur un FRM pendant 3 phases sur des parcours rectiligne et curviligne.

La phase 1 (P1) comprenait de la propulsion dans un couloir réel de l'ÉTS. Les participants réalisaient d'abord des essais en rectiligne puis des essais en curviligne.

La phase 2 comprenait 5 conditions de propulsion sur un simulateur à retour haptique. Les conditions avec EV utilisaient la réplique virtuelle du corridor réel. Les conditions étaient les suivantes :

- **SEV**: Propulsion sur le simulateur sans EV. (Parcours rectiligne)
- **EVNI** : Propulsion sur le simulateur avec EV non-immersif. (Parcours rectiligne et curviligne)
- **EVI** : Propulsion sur le simulateur avec EV immersif. (Parcours rectiligne et curviligne)

La condition SEV n'était appliquée que pour le parcours rectiligne parce que les participants n'auraient pas été en mesure de compléter le parcours curviligne sans EV.

La phase 3 (P3) était un retour dans le couloir réel et était identique à la phase 1.

3.5.1 Parcours rectiligne

Pour ce parcours, il a d'abord été demandé aux participants de se placer entre deux cônes qui marquaient le départ du parcours. Les participants ont ensuite été amenés à parcourir 20 mètres en ligne droite. Puis, les participants ont tourné autour d'un cône en sens antihoraire pour

ensuite retourner au point de départ (voir figure 3.2). Les participants ont reçu l’instruction d’effectuer l’aller-retour en 40 secondes. L’intervalle de temps visé par les expérimentateurs était de 40 ± 4 secondes. Les essais qui ne respectaient pas la consigne de temps ont quand même été conservés. Lorsque les participants avaient terminé le parcours, il leur était demandé de s’arrêter complètement.

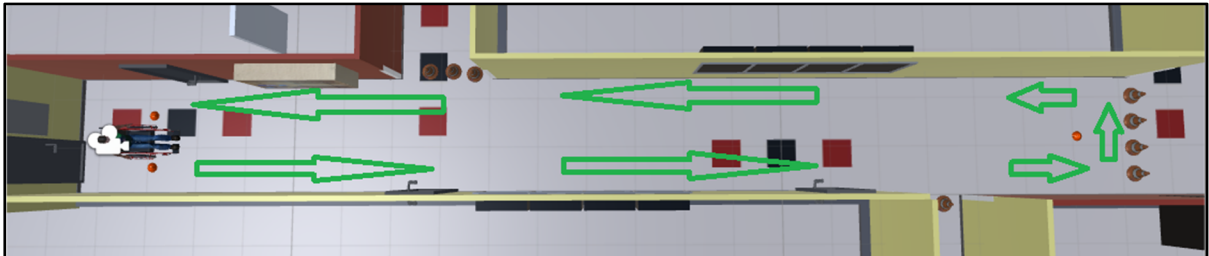


Figure 3.2 Vue de haut du parcours rectiligne suivi par les participants

Cette consigne de temps n’a été utilisée sur le simulateur haptique que pour les conditions EVNI et EVI. Pour la condition SEV, il a été demandé aux participants de se propulser à 1.0 m/s en ligne droite pendant 40 secondes sur le simulateur. Après 40 secondes, il a été demandé aux participants de s’arrêter. La validité des essais SEV était vérifiée avec la distance parcourue finale qui était affichée dans le logiciel du simulateur. Les essais étaient donc considérés réussis si la distance parcourue était de 40 ± 4 m. Les essais qui ne respectaient pas cette consigne étaient quand même conservés.

3.5.2 Parcours curviligne

Pour le parcours curviligne, les participants ont exécuté un slalom entre un total de 6 cônes (voir figure 3.3). Les participants ont commencé leur parcours à 2 mètres de distance avant le premier cône. Les participants ont ensuite contourné le premier cône en sens anti-horaire avant de poursuivre leur slalom autour du restant des cônes. Les 6 cônes du parcours possédaient une distance de 2.1 m entre eux. Les participants ont reçu l’instruction pour cette tâche d’effectuer l’aller-retour en 40 ± 4 secondes. L’intervalle de temps visé par les expérimentateurs était de

40 ± 4 secondes. Les essais qui ne respectaient pas la consigne de temps ont quand même été conservés. Lorsque les participants avaient terminé le parcours, il leur était demandé de s'arrêter complètement.

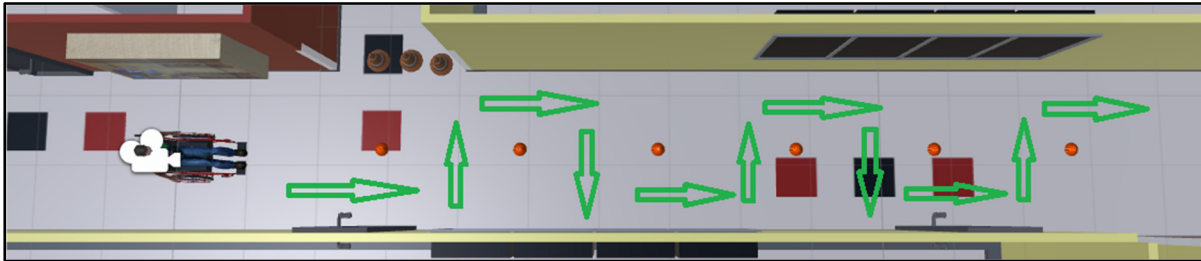


Figure 3.3 Vue de haut du parcours curviligne suivi par les participants

3.6 Phase expérimentale

Les acquisitions réalisées sur le terrain et sur le simulateur à retour haptique ont été effectuées avec des roues instrumentées SmartWheel (Three Rivers Holdings LLC, Mesa, AZ) à 240 Hz.

3.6.1 Acquisitions sur le terrain (Phase 1 et phase 3)

Avant la phase 1, il a d'abord été demandé aux participants de se pratiquer à propulser en effectuant deux essais sur le parcours rectiligne qui n'ont pas été enregistrés. Deux essais de pratique sur le parcours curviligne ont également été réalisés lors de la phase 1. Au courant des phases 1 et 3, il a été demandé aux participants de réaliser trois essais sur le parcours rectiligne suivis de trois essais sur le parcours curviligne. La vitesse a été contrôlée par un des expérimentateurs qui, au besoin, demandait au sujet d'accélérer ou de ralentir une fois la moitié du trajet atteinte. Une pause de 1 minute a été accordé entre chaque essai.

À la fin d'une phase, une pause de 5 minutes a été accordée aux participants.

3.6.2 Acquisitions sur le simulateur (Phase 2)

3.6.2.1 Ajustement des paramètres du simulateur

La masse ainsi que la friction du sol ont été ajustées sur le simulateur afin de répliquer le mieux possible les conditions de propulsion du terrain. Pour la masse, le participant a d'abord été pesé grâce à une balance à aiguille. La masse du participant a été additionnée à la masse du fauteuil (16.2 kg) et la valeur résultante a servi comme paramètre de départ pour le simulateur. La friction du sol a été fixée à 7 n/m.

3.6.2.2 Récolte des données cinétiques

Le participant a tout d'abord été invité à s'installer sur le simulateur à retour haptique et à se propulser librement pendant quelques minutes pour se familiariser avec l'instrument. Pendant ce temps, un ordre aléatoire d'exécution des conditions a été décidé par une fonction dans MATLAB. Deux essais ont été enregistrés pour chacune des 5 conditions sur simulateur.

Pour les essais avec EVNI, l'EV a été affiché aux participants grâce à un écran-télé (voir figure 3.4). La taille de l'écran-télé était de 112 cm en largeur et de 66 cm en hauteur. Les participants étaient assis sur le simulateur à une distance de 108 cm de l'écran-télé. Les angles de vue offerts par l'écran-télé étaient de 92 degrés en largeur et de 55 degrés en hauteur. Le champ de vue de la caméra virtuelle a été incliné de 15 degrés vers le sol afin de permettre de mieux voir les cônes du parcours.



Figure 3.4 EV non-immersif présenté à l'aide d'un écran-télé

Pour les conditions avec EVI, un retour visuel a été acheminé aux participants grâce à un visiocasque Oculus Rift DK2 (Oculus VR, LLC.). Ce visiocasque porté sur la tête offre un angle de vue horizontal de 106 degrés et un angle de vue vertical de 95 degrés. De plus, le visiocasque suit les mouvements de la tête en rotation et en en translation afin de modifier ce qui est perçu par l'utilisateur.



Figure 3.5 Casque Oculus Rift DK2 utilisé avec le simulateur

3.6.3 Acquisitions des réponses aux questionnaires sur le sentiment de présence et sur les cybermalaises

Suite à la phase 2, un questionnaire sur la présence et un portant sur les cybermalaises (voir annexe II) ont été remplis par les participants afin de pouvoir évaluer ces effets lors de la propulsion avec un EV immersif. Les questionnaires ont été traduits en français par Stéphane Bouchard et son équipe (Robillard et al., 2002; Bouchard et al., 2007).

3.7 Traitement des données

3.7.1 Pré-analyse

Les données provenant des SmartWheels étaient des données brutes. Un filtrage de ces données a donc été réalisé préalablement à leur analyse.

3.7.1.1 Rééchantillonnage des données

Les données brutes provenant du simulateur ont été rééchantillonnées grâce à la fonction `resample()` de MATLAB. Ces données ont été acquises initialement par l'ordinateur du simulateur haptique à une fréquence de 2000 Hz. Les données ont ensuite été rééchantillonnées à une fréquence de 240 Hz qui correspond à la fréquence de transmission des SmartWheels.

Cette étape de rééchantillonnage n'a pas été appliquée pour les données des SW utilisées sur le terrain.

3.7.1.2 Filtrage et retrait de la ligne de base

Les données brutes ont été filtrées avec un filtre Butterworth passe-bas d'ordre 8 avec une fréquence de coupure de 30 Hz (Boninger et al., 1997). Les lignes de bases ont été retirées grâce au retrait de la valeur moyenne de 500 échantillons considérés à zéro au restant du signal.

3.7.1.3 Retrait des sinusoïdes

Les données prises sur le terrain comprenaient parfois des sinusoïdes au niveau de la ligne de base du signal telles que vues sur la figure 3.6. Ces sinusoïdes proviennent du fait qu'une force vers le centre des roues instrumentées est générée lorsqu'elles sont en rotation. Les jauges qui servent à mesurer la cinétique sont alors compressées et des bruits sinusoïdaux sont générés.

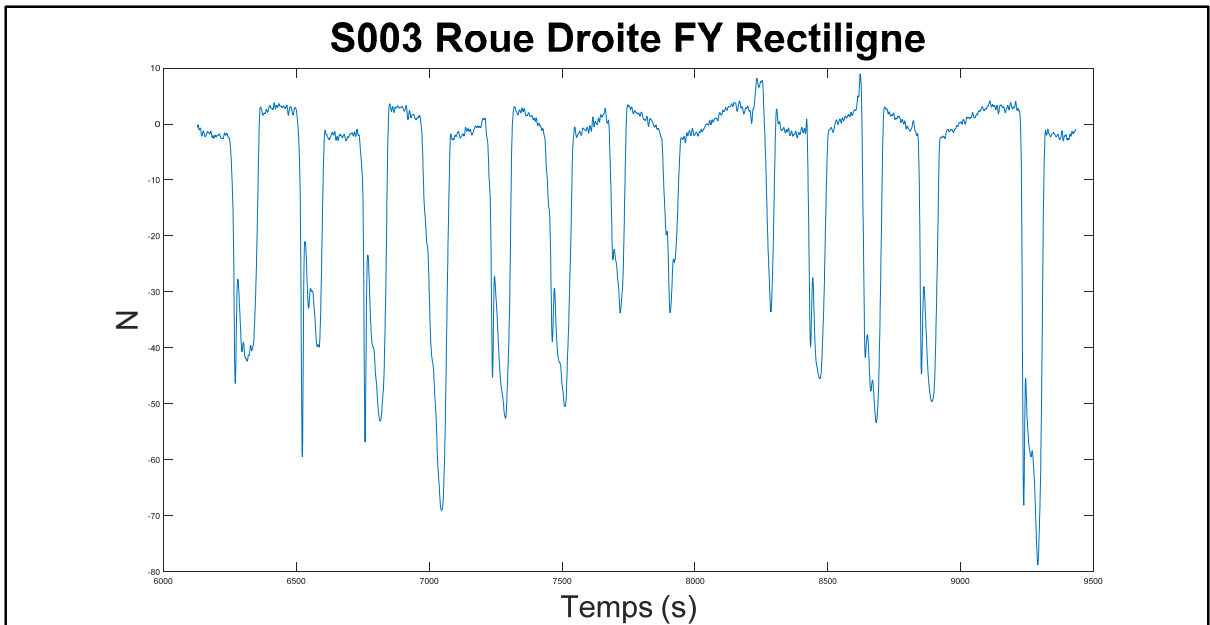


Figure 3.6 Exemple de sinusoïdes sur le signal de forces en F_y

Pour retirer ces sinusoïdes, une méthode développée au laboratoire de recherche en imagerie et en orthopédie (LIO) du CRCHUM a été employée.

3.7.2 Extraction des pics maximaux de forces et de moments de forces

Les pics maximaux de F_x , F_y et M_z ont été identifiés à l'aide de seuils qui étaient fixés à respectivement 4N, 20N et 3N (fonction `findpeaks()` de MATLAB). Les pics sous les seuils ont été inclus si leur valeur ne s'écartait pas à plus de 40% de celles des pics avoisinants. L'analyse a été réalisée séparément pour les deux roues. Les premiers et derniers pics des essais n'ont pas été inclus dans l'analyse pour éviter l'impact de l'accélération et de la décélération sur les données. Les valeurs de F_x , F_y et M_z étaient respectivement positives, négatives et négatives. La moyenne, l'écart-type et le coefficient de variabilité ont été calculée pour chacun des essais et pour chacune des conditions de propulsion pour F_x , F_y et M_z .

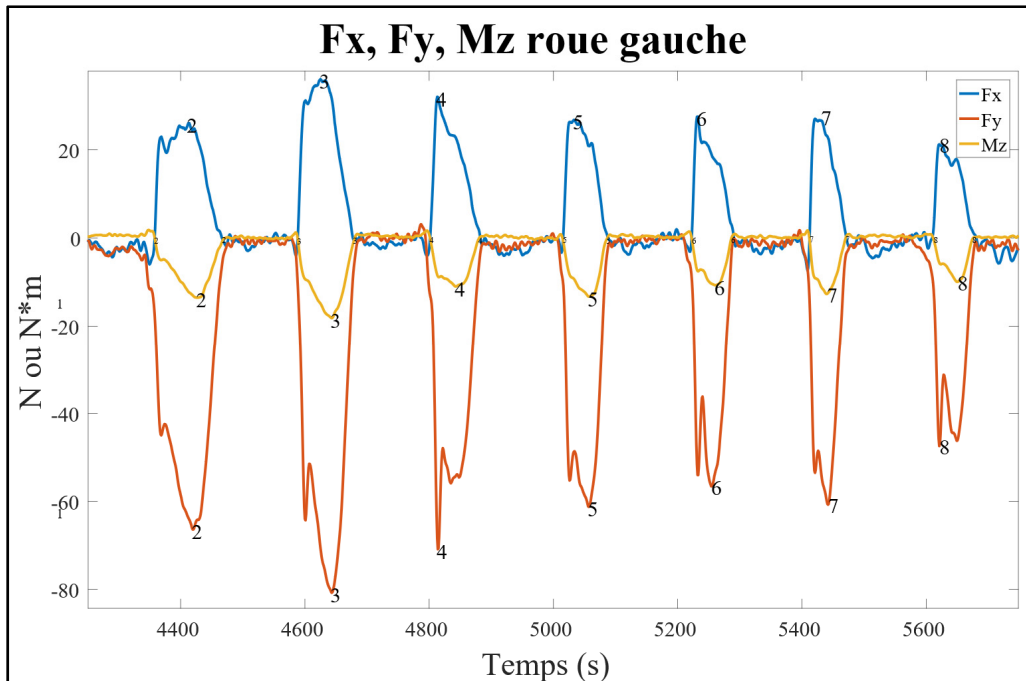


Figure 3.7 Exemple d'identification des pics maximaux de Fx, Fy et Mz.

3.7.3 Extraction des angles de poussée

Un seuil à 5% de chaque pic maximal en Mz a permis de déterminer le début et la fin des cycles de propulsion (Cooper et al., 1997). La différence entre les orientations des roues au début et à la fin de chaque cycle de propulsion a ensuite permis de déterminer l'angle de poussée relatif. La moyenne ainsi que l'écart-type de ces angles de poussée ont été calculés pour chacun des essais.

3.7.4 Extraction de la variabilité des paramètres cinétiques

La variabilité des paramètres cinétiques a été représentée dans les résultats par le coefficient de variabilité. Ce dernier est le rapport de l'écart-type sur la moyenne et s'exprime en pourcentage. Seule la variabilité de Mz a été comparée entre les conditions de propulsion par soucis de limiter l'analyse réalisée. Également, la variabilité n'a pas été comparée pour Fx et Fy parce que Mz est le moment résultant de ces deux forces.

3.7.5 Extraction de la symétrie de propulsion

Pour évaluer la symétrie de la propulsion au niveau de F_x , F_y et M_z , un indice de symétrie a été calculé comme suit :

$$I_{sym} = \left| 1 - \left(\frac{X_{droit}}{X_{gauche}} \right) \right| \quad (3-1)$$

Dans cette équation, X_{droit} représente la valeur d'un pic maximal pour le côté droit tandis que X_{gauche} représente la valeur d'un pic maximal pour le côté gauche.

Pour le parcours linéaire, les moyennes des pics maximaux des côtés gauche et droit ont été utilisés pour calculer l'indice pour chaque essai. Les pics ont été sélectionnés si les pics maximaux gauche et droit se présentaient simultanément (i.e. à peu près au même numéro d'échantillon). Cette approche a permis entre autres de ne s'intéresser qu'à la partie linéaire du parcours (i.e. sans le tour autour du cône). Une fois l'indice calculer pour chaque essai, la moyenne et l'écart-type de chaque échantillon ont été calculés.

Pour le parcours curvilinéaire, une approche plus simple a été utilisée parce que l'ensemble du parcours était d'intérêt. La moyenne de l'ensemble des valeurs des pics maximaux détectés a été utilisée pour calculer l'indice de symétrie pour chaque essai. La moyenne et l'écart-type des essais ont ensuite été calculés pour chaque condition.

3.7.6 Comparaison des trajectoires sur le simulateur

Les trajectoires sur le simulateur pour les conditions EVNI et EVI ont été analysées afin de potentiellement identifier des techniques de propulsion différentes entre les conditions. Pour ce faire, la position du centre du FRM virtuel a été échantillonnée à 75 Hz dans le logiciel Unity (Unity Technologies) qui a servi à générer l'EV. Seuls les essais finaux de chaque condition ont été analysés afin de réduire l'impact de l'apprentissage. Des variables différentes ont été employées pour chaque parcours.

Pour le parcours rectiligne, trois variables ont été extraites des trajectoires produites sur le simulateur :

- I. La première variable était l'aire intérieure à la trajectoire (voir figure 3.8). L'aire intérieure indique à quel point un participant est passé proche du mur lorsqu'il propulsait.
- II. La deuxième variable était la largeur au niveau du cône sur le parcours rectiligne. La largeur est la somme de la distance entre le centre du cône et le centre du FRM au début et à la fin du tournant (voir figure 3.8). La largeur a permis d'indiquer si un participant a heurté un cône et d'en savoir plus sur la capacité de contrôle du FRM.

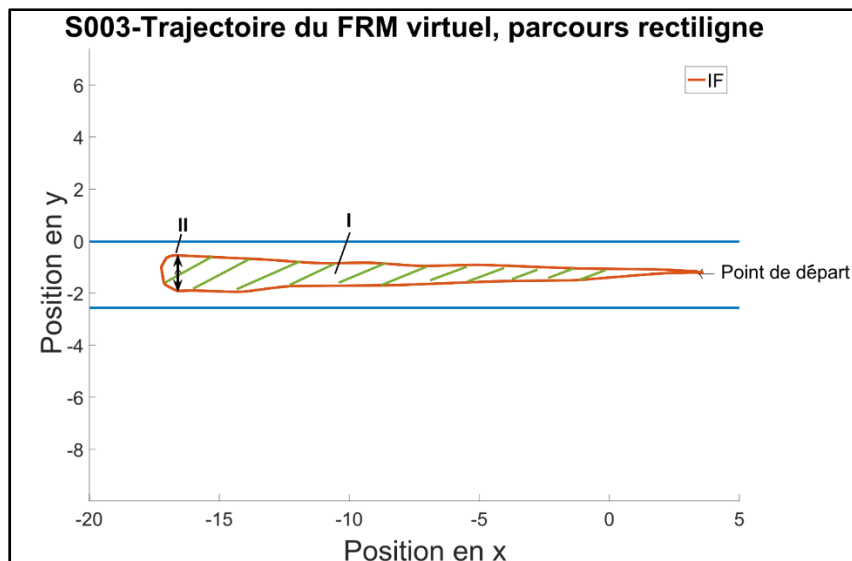


Figure 3.8 I- Aire intérieure II- Largeur au cône

- III. La troisième variable était l'aire entre un trajet parfaitement rectiligne et le trajet réel. Pour ce faire, deux droites ont d'abord été tracées. La première droite a été tracée entre le point de départ et le point où les participants ont franchi le cône au bout du parcours. La deuxième droite a été tracée entre le point où les participants ont passé le cône pour la deuxième fois et le point où ils se sont arrêtés. Ensuite, l'aire entre les droites et le trajet réel a été calculée dans MATLAB (voir figure 3.9). Cette variable a servi d'indicateur quant à la capacité des participants de maintenir une trajectoire rectiligne.

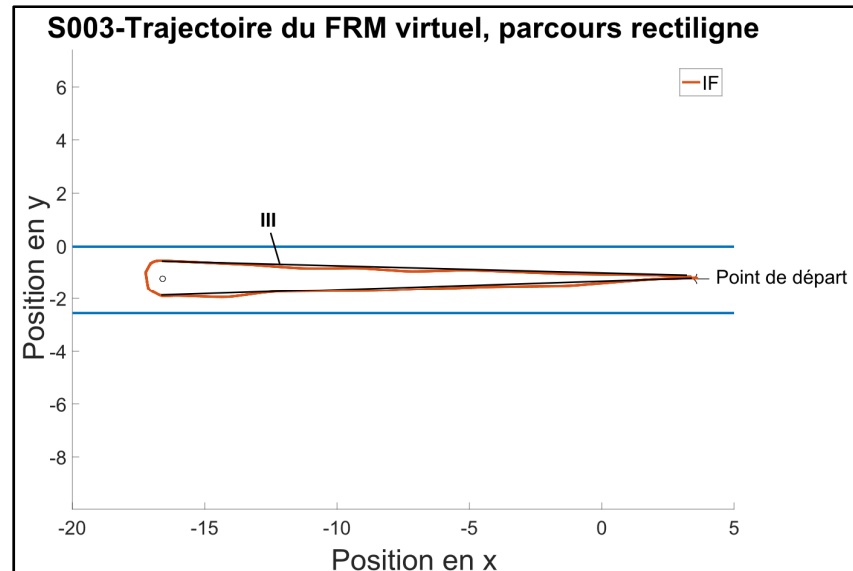


Figure 3.9 III- Trajets parfaitement rectilignes (Trait noir)

Pour le parcours curviligne, deux variables ont été analysées :

- I. La première variable était l'amplitude maximale moyenne entre chaque cône du parcours. Le calcul était réalisé en trouvant d'abord l'amplitude grâce la valeur maximale et la valeur minimale de Y entre chaque cône (voir figure 3.10). Ensuite, la moyenne et l'écart-type de chaque séquence ont été calculés. L'amplitude maximale moyenne a permis d'en savoir plus sur la capacité de juger les distances des participants.
- II. La seconde variable était le délai moyen entre chaque rotation complétée autour d'un cône. Pour l'obtenir, le délai entre chaque instance où les participants ont croisé le centre du parcours a été calculé (voir figure 3.10). Ensuite, la moyenne et l'écart-type de ces délais ont été calculés pour chaque essai. L'analyse de cette variable a permis d'en savoir plus sur l'aisance avec laquelle les participants ont pu tourner autour des cônes.

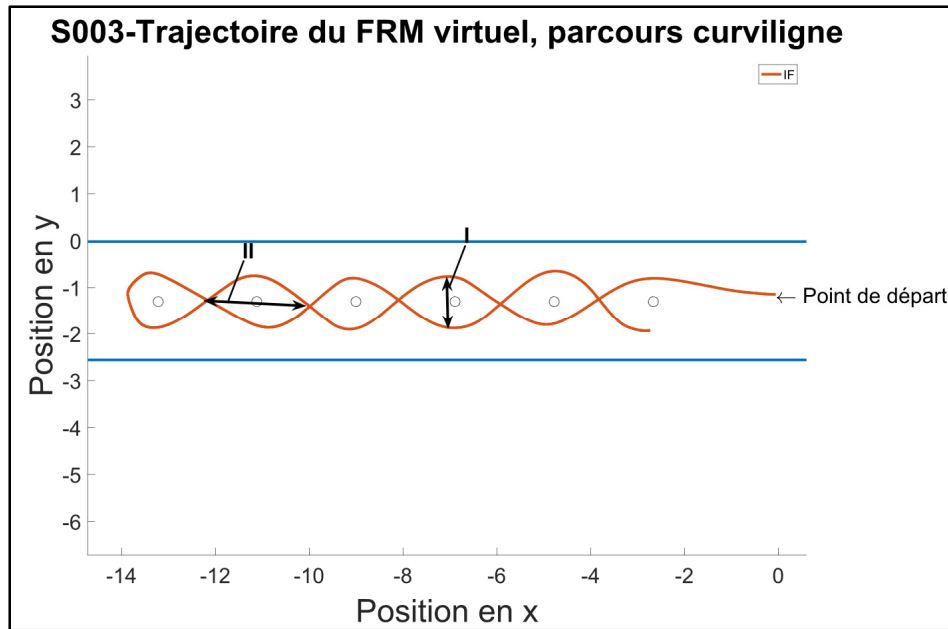


Figure 3.10 I-Amplitude II- Délai entre les rotations

Le nombre de collisions total par condition de propulsion a également été calculé pour les deux parcours. Les collisions inclues les contacts entre le FRM virtuel et les murs ou les cônes dans l'EV.

3.7.7 Compilation des scores des questionnaires sur l'état de présence et sur les cybermalaises

Un score sur 133 a été obtenu pour le questionnaire sur l'état de présence en additionnant les scores pour les questions 1 à 19 qui étaient cotées de 1 à 7 (Laboratoire de Cyberpsychologie de l'UQO). Les scores pour les questions 14, 17 et 18 ont été inversés tout comme dans l'exemple fourni avec le questionnaire du laboratoire de Cyberpsychologie. (voir Annexe II)

Un score sur 48 a été obtenu pour le questionnaire sur les cybermalaises. L'ensemble des 16 questions étaient cotées de 0 à 3 selon la sévérité de chacun des symptômes.

Une moyenne ainsi qu'un écart-type ont été calculés pour l'ensemble de sujets pour ces deux questionnaires.

3.7.8 Tests statistiques

Une ANOVA non-paramétrique de Kruskal-Wallis été utilisée pour révéler la présence de différences significatives entre les paramètres cinétiques et spatio-temporels des différences conditions de propulsion. Un test non paramétrique a été utilisé étant donné que la normalité n'a pas pu être confirmée par un test de Lilliefors. Le bruit engendré par les sinusoïdes a rendu impossible la distinction des pics maximaux du reste du signal pour les séquences de propulsion concernées. Les résultats de ces sujets n'apparaîtront donc pas dans les sections du chapitre 4.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

La prochaine section présente les différences dans la technique de propulsion entre les différentes conditions de propulsion imposées aux sujets au courant de la phase expérimentale. Les figures présentées classent les moyennes et les écarts-types selon les 3 phases expérimentales suivantes:

- Phase 1 (P1) : Propulsion initiale sur le terrain.
- Phase 2 : Propulsion sur le simulateur haptique avec les conditions suivantes au niveau du retour visuel fourni aux participants :
 - **SEV**: Propulsion sur le simulateur sans EV.
 - **EVNI** : Propulsion sur le simulateur avec EV non-immersif.
 - **EVI** : Propulsion sur le simulateur avec EV immersif.
- Phase 3 (P3) Propulsion finale sur le terrain.

Au total, 13 participants ont été recrutés pour réaliser la phase expérimentale. Les données du sujet S001 n'ont pas été traitées parce que le participant n'a pas eu le temps de compléter la phase expérimentale et a dû quitter. Les données du sujet S009 ont été exclues des tests statistiques étant donné la présence de fortes sinusoïdes qui n'ont pu être corrigées dans les signaux recueillis. Pour la même raison, les données des sujets S002 et S005 n'ont pas pu être traitées pour le parcours curviligne. Au final, ces sont les données de 11 participants sur le parcours rectiligne et les données de 9 participants sur le parcours curviligne qui ont été analysées.

Une mise en application stricte de la consigne de temps de 40 ± 4 secondes n'a pas été possible. En effet, des problèmes avec l'équipement ou avec la réalisation des tâches sur simulateur ont forcé l'acceptation des essais qui ne respectaient pas la consigne de temps. La tâche la moins réussie fût la tâche curviligne avec EVNI. En effet, les essais de 10 participants sur 12 ont excédé un temps de 44 secondes pour cette tâche. La décision de conserver les essais qui ne respectaient pas la consigne de temps a été prise pour éviter un effet de fatigue dû à une phase

expérimentale trop longue. De plus, cette décision a permis de limiter la sévérité des symptômes des cybermalaises qui auraient pu s'aggraver lors du port prolongé du visiocasque.

4.1 Effet d'un environnement virtuel sur la locomotion en parcours rectiligne

4.1.1 Forces et moments de forces à la main courante

Les moyennes et les écart-types des pics maximaux des forces F_x et F_y et du moment M_z pour le parcours rectiligne sont présentés ci-bas aux figures 4.1 et 4.2 sous forme de graphiques à barres.

La figure 4.1 montre une diminution de la moyenne de F_x pour la roue gauche lors de la propulsion sur le simulateur. Les valeurs des moyennes en SEV et EVNI se rapprochent de P1 pour la roue droite. Les moyennes des forces ont augmenté pour les deux roues en EVI. Un retour vers les valeurs initiales est visible en P3 pour les deux roues. Les conditions sur simulateur présentent un écart-type plus petit que les conditions sur le terrain. Le test de Kruskal-Wallis n'a révélé aucune différence significative entre les conditions de propulsion.

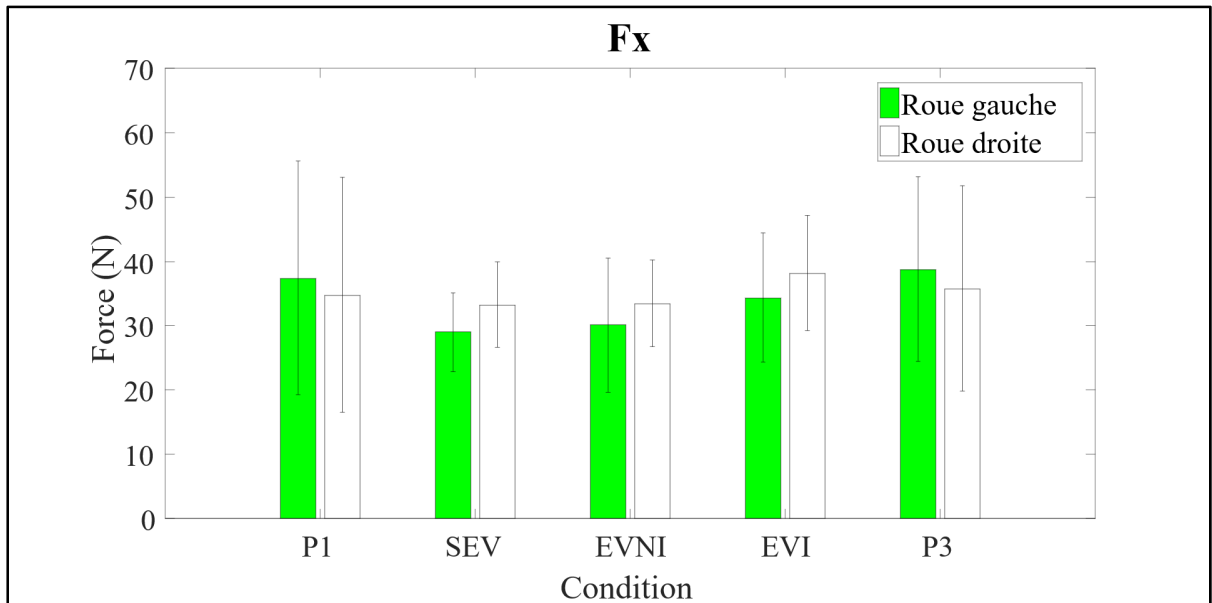


Figure 4.1 Moyennes et écarts-types des pics maximaux en Fx pour les différentes conditions de propulsion sur le parcours rectiligne

La figure 4.2 montre une diminution de l'amplitude des forces lors de la propulsion sur le simulateur pour les deux roues. Les valeurs des moyennes en EVI se rapproche légèrement plus des valeurs en P3 par rapport aux autres conditions. Un retour vers un comportement initial est visible en P3. Le test de Kruskal-Wallis a révélé une différence significative entre les conditions de propulsion pour les deux côtés ($\rho = 0.009$, $\chi^2 = 13.5$ pour le côté gauche et $\rho = 0.031$, $\chi^2 = 10.6$ pour le côté droit). Le test de comparaisons multiples a révélé des différences significatives ($\rho = 0.0385$ pour le côté gauche et $\rho = 0.0464$ pour le côté droit) entre P1 et EVNI. Le test de comparaisons multiples a aussi révélé des différences presque significatives entre P1 et SEV ($\rho = 0.0737$ pour le côté gauche et $\rho = 0.0518$ pour le côté droit).

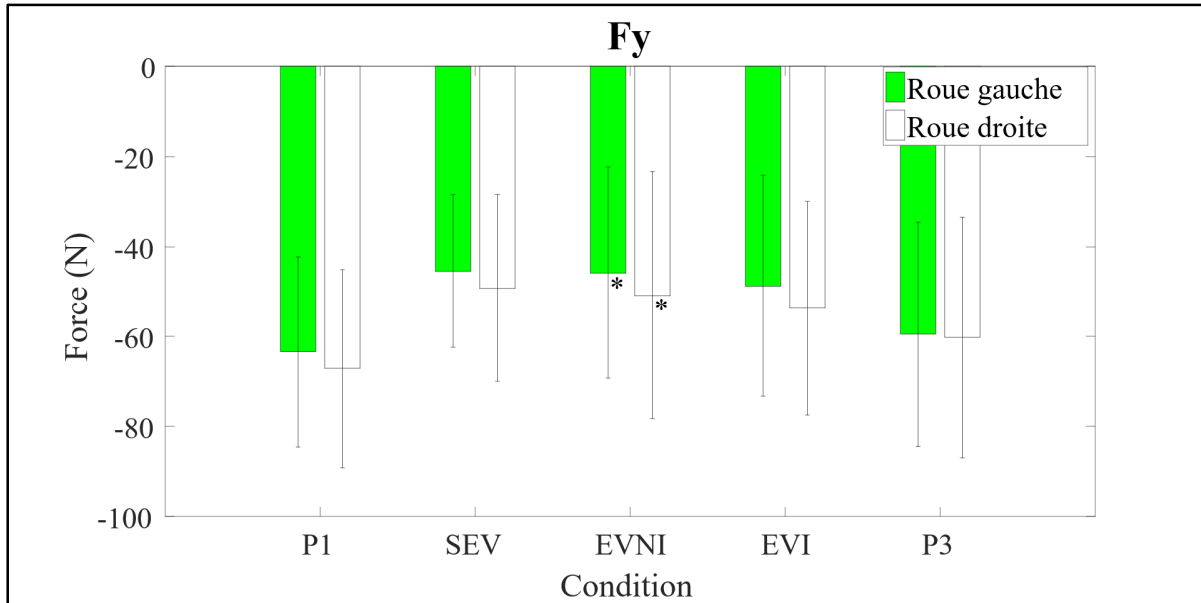


Figure 4.2 Moyennes et écarts-types des pics maximaux en F_y pour les différentes conditions de propulsion sur le parcours rectiligne. *Différence significative avec P1 ($p < 0.05$)

De faibles différences ont été observées pour les moyennes et les écarts-types de M_z entre les différentes conditions de propulsion. Le test de Kruskal-Wallis n'a révélé aucune différence significative entre les différentes conditions de propulsion.

4.1.2 Angle de poussée

La figure 4.3 présente sous forme de graphique à barres la moyenne et les écart-types des angles de poussée en fonction de la condition de propulsion pour le parcours linéaire. Le graphique montre une diminution des angles de poussée lors de la propulsion en SEV et en EVNI. Ceci dit, les valeurs des angles pour la condition EVI se rapproche davantage des valeurs en P1. Également, la propulsion sur simulateur pour l'ensemble des conditions montre une plus grande variabilité au niveau des angles de poussée. Les valeurs des angles de poussée ainsi que l'écart-type augmentent en P3 par rapport à P1.

Des différences significatives entre les conditions de propulsion ont été révélées par le test de Kruskal-Wallis ($p = 0.0273$, $\chi^2 = 10.9$ pour le côté gauche et $p = 0.0339$, $\chi^2 = 10.4$ pour le côté

droit). Le test de comparaisons multiples a révélé des différences significatives entre les paires SEV-P3 ($\rho = 0.05$) et EVNI-P3 ($\rho = 0.026$) pour la roue gauche. Une différence significative a été révélée pour la paire EVNI-P3 ($\rho = 0.0221$) pour la roue droite.

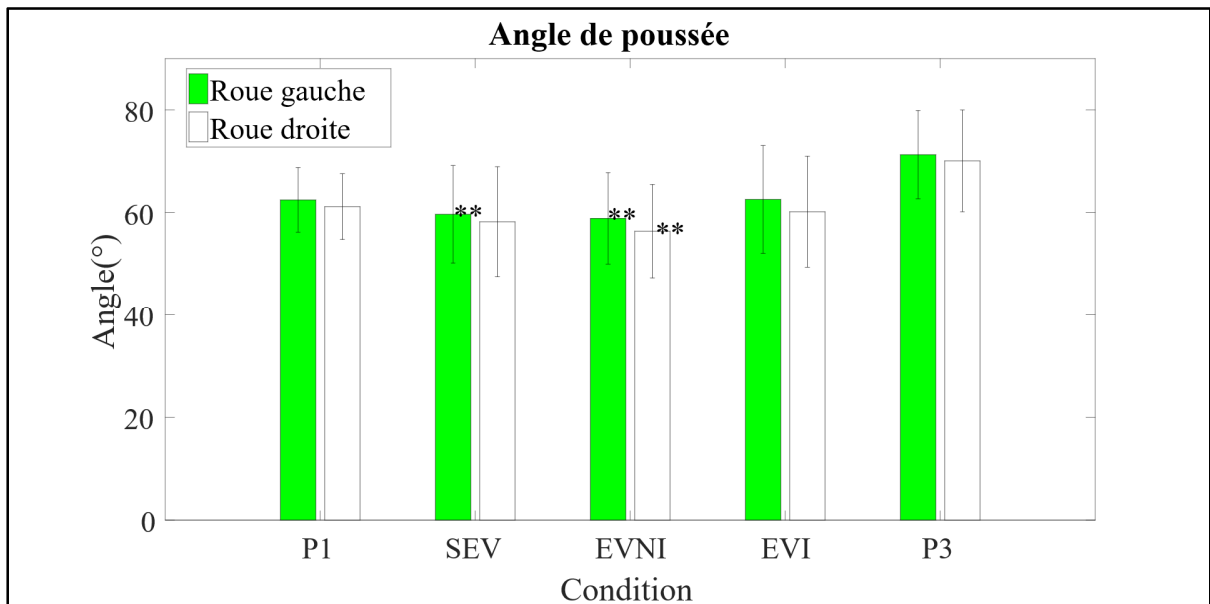


Figure 4.3 Variation des moyennes et des écart-types des angles de poussée en fonction de la condition de propulsion. **Différence significative avec P3 ($\rho < 0.05$)

4.1.3 Variabilité de la cinétique

Le tableau 4.1 montre les valeurs du coefficient de variabilité pour Mz pour les deux côtés du fauteuil. Le tableau montre une diminution de la variabilité lors de la condition SEV. De plus, le tableau montre une augmentation de la variabilité lors de l'ajout d'un EV à la propulsion sur simulateur. Le test de Kruskal-Wallis réalisé ne révèle aucune différence significative entre les conditions de propulsion.

Tableau 4.1 Coefficient de variabilité de Mz selon la condition de propulsion imposée

Phases expérimentales	Coefficient de variabilité (%)	
	Gauche	Droite

P1	20.8 (± 4.4)	22.6 (± 5.3)
SEV	19.9 (± 6.4)	16.4 (± 5.6)
EVNI	24.7 (± 7.4)	23.8 (± 6.0)
EVI	24.4 (± 5.9)	23.2 (± 4.3)
P3	20.2 (± 4.6)	21.2 (± 5.2)

4.1.4 Symétrie de propulsion

La figure 4.4 présente la valeur moyenne de l'indice de symétrie pour F_x sur le parcours rectiligne en fonction de la condition de propulsion. Le test de Kruskal-Wallis ne révèle aucune différence significative entre les conditions ($\rho=0.1934$, $\chi^2 = 6.0782$). Une tendance vers une diminution des valeurs moyennes et de la variabilité est observée pour les conditions sur le simulateur. Un retour vers une valeur moyenne et une variabilité initiale est observée en P3.

Également, la figure 4.4 présente les valeurs moyennes de l'indice de symétrie pour F_y sur le parcours linéaire en fonction de la condition de propulsion. Le test de Kruskal-Wallis n'a révélé aucune différence significative entre les conditions ($\rho=0.2934$, $\chi^2 = 4.9413$). Une tendance vers une augmentation des valeurs moyennes est observée pour les conditions avec EV sur le simulateur. Une variabilité beaucoup plus grande est observée pour la condition EVI.

La figure 4.4 présente aussi les valeurs moyennes de l'indice de symétrie pour M_z sur le parcours linéaire. La figure compare les valeurs moyennes entre les différentes conditions de propulsion. Une différence significative entre les conditions de propulsion a été révélée par le test de Kruskal-Wallis ($\rho = 0.0121$, $\chi^2 = 12.83$). Une différence significative entre la phase 1 et la condition EVI a été révélée par le test de comparaisons multiples ($\rho = 0.0305$). Une différence presque significative entre la phase 1 et la condition avec EVNI a été révélée par le test de comparaisons multiples ($\rho = 0.0547$). Une tendance vers une augmentation des valeurs moyennes est observée pour les conditions avec EV sur le simulateur. Une augmentation de la variabilité est observée pour les conditions sur le simulateur. Un retour vers une valeur moyenne et une variabilité initiale est observée pour P3.

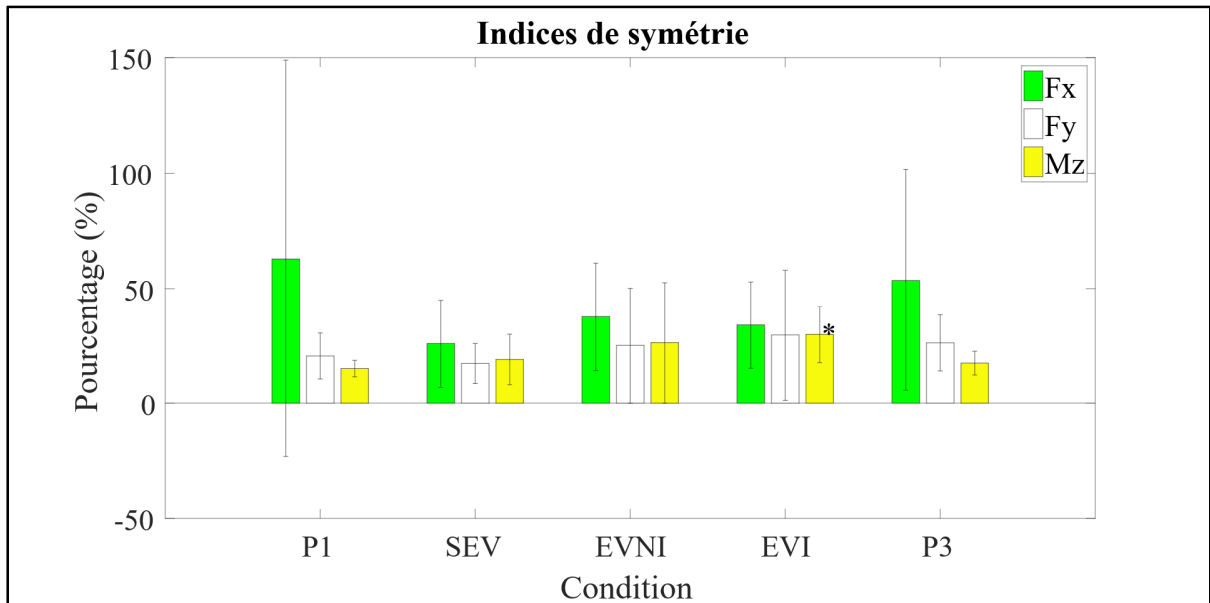


Figure 4.4 Valeur des indices de symétrie en fonction de la condition de propulsion pour Fx, Fy et Mz sur le parcours rectiligne. *Différence significative avec P1 ($p < 0.05$)

4.1.5 Trajectoire de propulsion

La tableau 4.2 présente d'abord les valeurs moyennes de l'aire intérieure des trajectoires virtuelles en fonction du niveau d'immersion de l'EV présenté. Le test de Kruskal-Wallis n'a révélé aucune différence significative entre les conditions de propulsion EVNI et EVI ($p = 0.30$, $\chi^2 = 1.08$). Cependant, une tendance vers une augmentation de l'aire intérieure est observée entre EVNI et EVI. En effet, augmentation moyenne de 29.0 % est observée chez 9 des 12 participants.

Ensuite, le tableau 4.2 présente la largeur moyenne de la trajectoire au niveau du cône pour le parcours rectiligne. Les valeurs présentées varient en fonction de l'EV présenté sur le simulateur. Le test de Kruskal-Wallis n'a révélé aucune différence significative entre les conditions de propulsion EVNI et EVI ($p = 0.18$, $\chi^2 = 1.76$). Cependant, une tendance vers une

augmentation de la largeur est observée pour 9 sur 12 participants. En effet, une augmentation moyenne de 59.8% est observée entre EVNI et EVI chez ces 9 participants.

Également, le tableau 4.2 présente l'aire moyenne entre une droite parfaitement rectiligne et les trajets réels réalisés lors des conditions EVNI et EVI. Aucune différence significative n'a été révélée par le test de Kruskal-Wallis entre les conditions de propulsion ($p = 0.18$, $\chi^2 = 1.76$). Cependant, une tendance vers une diminution de l'aire est observée. En effet, 8 participants sur 12 ont montré une diminution moyenne de 40.7 % de l'aire entre les conditions EVNI et EVI.

Finalement, le tableau 4.2 présente le nombre de collisions moyen en fonction de l'EV présenté sur le simulateur. Le test de Kruskal-Wallis n'a révélé aucune différence significative entre les conditions de propulsion ($p = 0.22$, $\chi^2 = 1.52$).

Tableau 4.2 Moyenne et écart-type des collisions en fonction de l'EV présenté

Paramètres	EVNI*	EVI*
Aire intérieure	11.0 (\pm 3.12)	12.2 (\pm 4.45)
Largeur au niveau du cône	0.9 (\pm 0.26)	1.0 (\pm 0.31)
Aire moyenne droite/trajet	5.0 (\pm 1.73)	4.4 (\pm 2.9)
Nombre de collisions	1.33 (\pm 1.03)	0.92 (\pm 1.04)

*N.B. Les valeurs moyennes sont présentées sous le format Moyenne (\pm STD).

4.2 Effet d'un environnement virtuel sur la locomotion sur parcours curviligne

4.2.1 Forces et moments de forces à la main courante

Les figures 4.5 et 4.6 montrent les moyennes et les écart-types des pics maximaux des forces F_x et F_y et du moment M_z pour le parcours curviligne.

La figure 4.5 montre une augmentation des moyennes des pics en F_x lors de la propulsion sur le simulateur pour les deux roues. Les valeurs des moyennes en EVI sont celles qui s'éloignent le plus des valeurs moyennes en P1 et en P3. La condition EVNI présente les plus petits écart-types. Une augmentation des moyennes par rapport à P1 est visible en P3. Aucune différence significative n'a été détectée par le test de Kruskal-Wallis entre les conditions de propulsion.

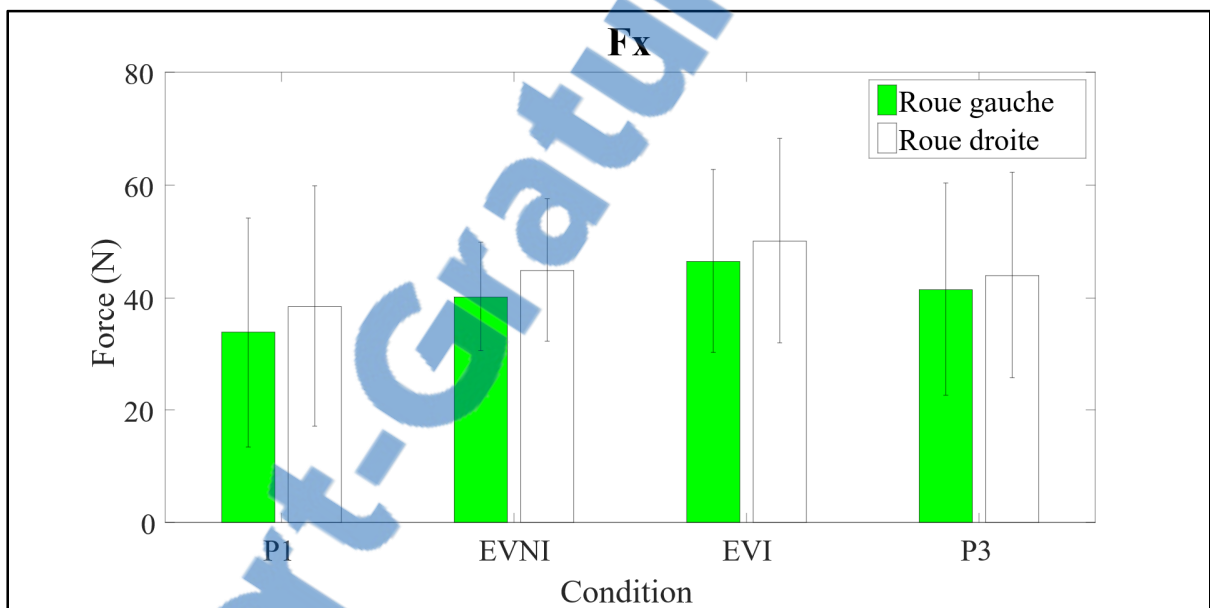


Figure 4.5 Moyennes et écart-types des pics maximaux en F_x pour les différentes conditions de propulsion sur le parcours curviligne

La figure 4.6 montre une réduction des valeurs moyennes de F_y lors de la propulsion sur le simulateur en EVNI et EVI pour les deux roues. Les valeurs moyennes de EVNI sont celles qui s'éloignent le plus des valeurs des phases P1 et P3. Les écart-types en EVNI sont les plus petits pour l'ensemble des conditions de propulsion. Les valeurs moyennes en EVI se rapprochent de P3. Un retour vers des valeurs moyennes initiales est observé en P3. Une différence significative ($p = 0.0193$, $\chi^2 = 9.9$) entre les conditions de propulsion a été détectée par le test de Kruskal-Wallis pour le côté gauche. Une différence significative a été détectée

entre P1 et EVNI ($\rho = 0.027$) par le test de comparaisons multiples. Une différence presque significative entre P3 et EVNI ($\rho = 0.0525$) a été révélée par le test de comparaisons multiples.

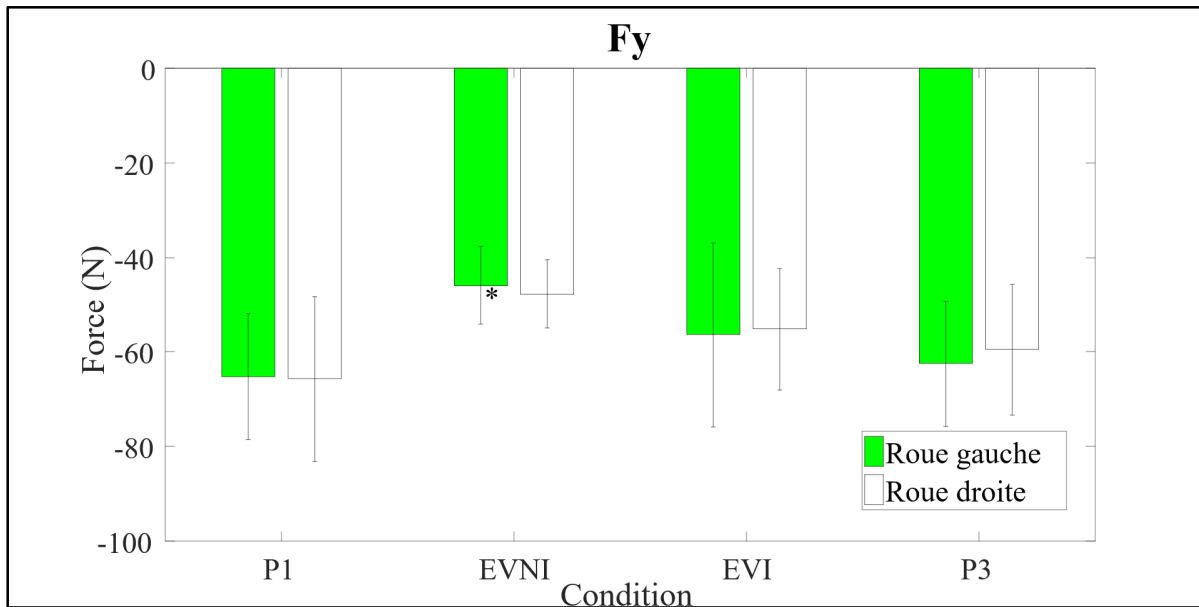


Figure 4.6 Moyennes et écarts-types des pics maximaux en Fy pour les différentes conditions de propulsion sur le parcours curviligne

De faibles différences ont été observées pour les moyennes et les écarts-types de Mz entre les différentes conditions de propulsion. Le test de Kruskal-Wallis n'a révélé aucune différence significative entre les différentes conditions de propulsion.

4.2.2 Angle de poussée

La figure 4.7 présente les valeurs moyennes et les écarts-types de l'angle de poussée pour chaque roue du FRM pour l'ensemble des participants. Une tendance vers une diminution des angles de poussée moyens gauches et droites est observée lors de la propulsion sur le simulateur. Également, la figure 4.7 montre une tendance vers une augmentation des angles de poussée en P3. L'angle de poussée semble donc augmenter par rapport à sa valeur initiale suite à de la propulsion sur le simulateur. Le test de Kruskal-Wallis a révélé des différences significatives entre les conditions de propulsion ($\rho = 0.0025$, $\chi^2 = 14.3$ pour le côté gauche et

$\rho = 0.0041$, $\chi^2 = 13.3$ pour le côté droit). Le test de comparaisons multiples a révélé des différences significatives entre P3 et les conditions sur simulateur (voir tableau 4.3).

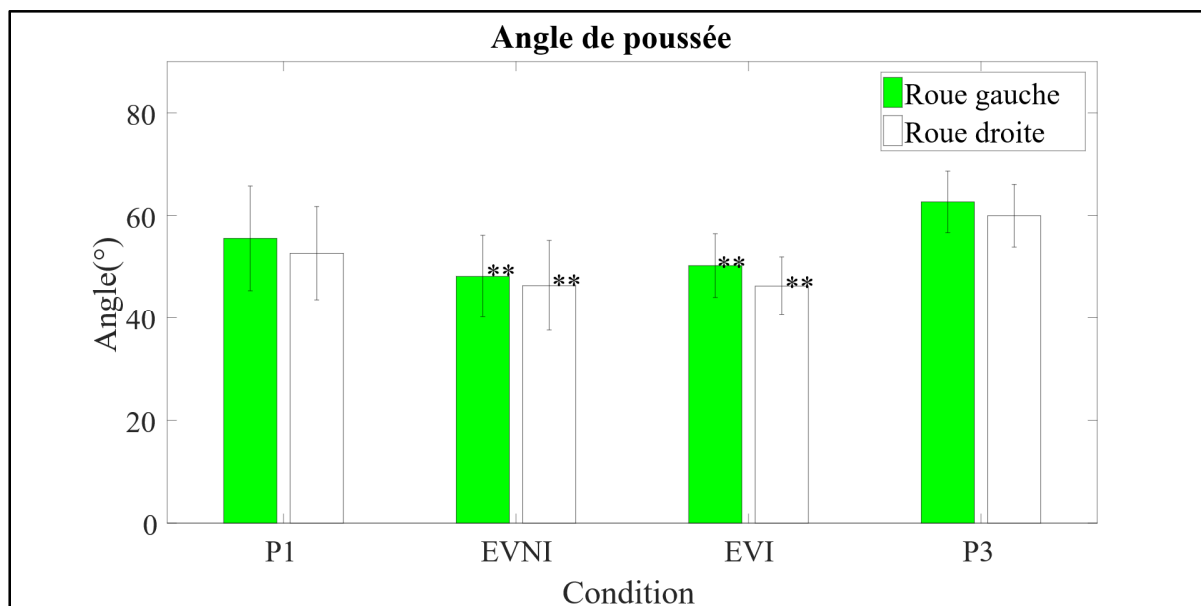


Figure 4.7 Variation de l'angle de poussée en fonction de la condition de propulsion pour le parcours curvilinéaire

Tableau 4.3 Résultats du test de comparaisons multiples entre les conditions de propulsion

Paires de conditions	ρ	
	Gauche	Droite
P3-NIF	0.0032	0.0070
P3-IF	0.0145	0.0126

4.2.3 Variabilité de la cinétique

Le tableau 4.4 présente le CV pour Mz dans les différentes conditions de propulsion sur le parcours curviligne. Le test de Kruskal-Wallis a révélé des différences significatives ($\rho = 0.0023$, $\chi^2 = 14.4815$) entre les conditions de propulsion pour le côté gauche. Le test de

comparaisons multiples a révélé des différences significatives entre la phase 3 et les deux conditions sur le simulateur pour le côté gauche ($\rho = 0.028$ pour EVNI et $\rho = 0.007$ pour EVI). Également, un retour vers des valeurs de variabilité initiales est observé en phase 3.

Tableau 4.4 Comparaison de la variabilité de Mz entre les différentes conditions de propulsion sur le parcours curvilinéaire

Phases expérimentales	<u>Coefficient de variabilité (%)</u>	
	Gauche	Droite
P1	29.00 (± 3.51)	31.51 (± 5.29)
EVNI	35.35** (± 7.01)	32.18 (± 9.53)
EVI	37.09** (± 6.66)	38.13 (± 8.06)
P3	26.96 (± 5.99)	31.40 (± 8.38)

4.2.4 Symétrie de propulsion

La figure 4.8 présente la valeur moyenne de l'indice de symétrie pour Fx sur le parcours curviligne en fonction de la condition de propulsion. Une différence significative entre les conditions de propulsion a été révélée par le test de Kruskal-Wallis ($\rho = 0.0072$, $\chi^2 = 12.05$). Une différence significative entre la phase 1 et la condition EVI a été révélée par le test de comparaisons multiples ($\rho = 0.0166$). Une différence presque significative entre la phase 1 et la condition EVNI a été révélée par le test de comparaisons multiples ($\rho = 0.0572$). Une tendance vers une diminution des valeurs moyennes est observée pour les conditions avec EV sur le simulateur. Une diminution de la variabilité est observée pour les conditions sur le simulateur. Un retour vers une valeur moyenne et une variabilité initiale est observée pour P3.

La figure 4.8 présente aussi la valeur moyenne de l'indice de symétrie pour Fy sur le parcours curvilinéaire en fonction de la condition de propulsion. Le test de Kruskal-Wallis ne révèle aucune différence significative entre les conditions ($\rho = 0.8168$, $\chi^2 = 0.9357$). Une augmentation de la valeur moyenne et de la variabilité est observée en P3.

La figure 4.8 présente également la valeur moyenne de l'indice de symétrie pour Mz sur le parcours curvilinéaire en fonction de la condition de propulsion. Le test de Kruskal-Wallis ne révèle aucune différence significative entre les conditions ($p = 0.3767$, $\chi^2 = 3.1$).

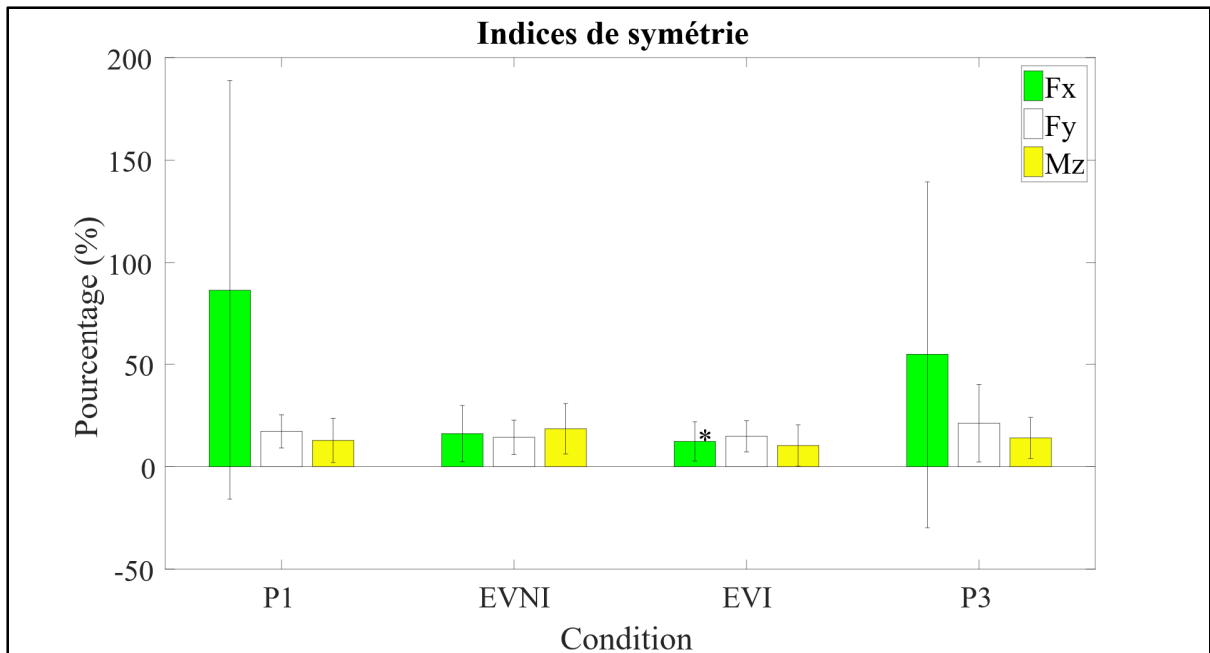


Figure 4.8 Valeur des indices de symétrie en fonction de la condition de propulsion pour Fx, Fy et Mz sur le parcours curviligne. *Différence significative avec P1 ($p < 0.05$)

4.2.5 Trajectoire de propulsion

La tableau 4.5 présente les valeurs moyennes de l'amplitude maximale de la trajectoire entre chaque cône en fonction de l'EV présenté sur le simulateur. Le test de Kruskal-Wallis n'a révélé aucune différence significative entre les deux conditions de propulsion ($p = 0.88$, $\chi^2 = 0.02$).

Le tableau 4.5 présente aussi le délai moyen entre chaque rotation autour d'un cône en fonction de l'EV présenté aux participants pour le parcours curviligne. Les trajectoires des sujets S005

et S013 ont été retirées de cette analyse parce que leur trajectoire ne suivait pas le parcours et qu'il n'était pas possible d'évaluer cette métrique correctement. Le test de Kruskal-Wallis ne révèle aucune différence significative entre les conditions de propulsion ($\rho = 0.60$, $\chi^2=0.28$).

Également, un nombre moyen de collisions de $6.83 (\pm 2.61)$ a été observé pour la condition EVNI et un nombre moyen de collisions de $5.25 (\pm 3.56)$ a été observé pour la condition EVI. Le test de Kruskal-Wallis n'a révélé aucune différence significative entre les conditions de propulsion ($\rho = 0.26$, $\chi^2 = 1.28$).

Tableau 4.5 Moyenne et écart-type des collisions en fonction de l'EV présenté

	EVNI*	EVI*
Amplitude maximale	1.0 (± 0.1)	1.1 (± 0.2)
Délai moyen	3.9 (± 0.5)	3.7 (± 0.5)
Nombre de collisions	6.83 (± 2.61)	5.25 (± 3.56)

*N.B. Les valeurs moyennes sont présentées sous le format Moyenne (\pm STD).

4.3 Effet d'un environnement virtuel immersif sur le sentiment de présence

Le tableau 4.6 présente les scores du questionnaire sur l'état de présence pour chacun des sujets. Seuls les sujets S004, S005 et S009 ont obtenu un score en bas de 90.

Tableau 4.6 Scores du questionnaire sur l'état de présence

	S002	S003	S004	S005	S006	S007	S008	S009	S010	S011	S012	S013
Score QÉP	103	100	89	53	109	96	99	72	92	95	107	101

Le questionnaire sur l'état de présence a obtenu en moyenne un score de 93.0 avec un écart-type de 15.2.

4.4 Effet d'un environnement virtuel immersif sur les cybermalaises ressentis

Le tableau 4.7 présente les scores du questionnaire sur les cybermalaises pour chacun des sujets. Les sujets S002, S003, S007, S010, S011, S012 et S013 ont obtenu un score inférieur à 10. Les sujets S004, S005, S006, S008 et S009 ont obtenu des scores supérieurs à 15.

Tableau 4.7 Scores du questionnaire sur les cybermalaises

Participant	Score QC
S002	4
S003	3
S004	24
S005	22
S006	24
S007	8
S008	16
S009	28
S010	4
S011	7
S012	10
S013	1

Le questionnaire sur les cybermalaises ressentis a obtenu en moyenne un score de 12.6 avec un écart-type de 9.3.

CHAPITRE 5

DISCUSSION

Le but de ce projet était de quantifier l'effet d'un EV, immersif ou non, sur la technique de propulsion lors de la propulsion sur un simulateur de FRM à retour haptique (Chénier, 2012). Une phase expérimentale comprenant des séquences de propulsions dans un corridor réel et dans un corridor virtuel a été menée auprès de 12 sujets sains. La première hypothèse (H1) était que la présence d'un EV rapprocherait la propulsion sur le simulateur de la propulsion observée sur le terrain. La seconde hypothèse (H2) était que l'ajout d'un retour plus immersif rapprocherait davantage la technique de propulsion sur le simulateur de celle vue dans la réalité. La troisième hypothèse (H3) était qu'un EV aurait le même impact sur une tâche rectiligne que sur une tâche curviligne.

5.1 Parcours rectiligne

La cinétique de propulsion montre en EVNI une diminution moyenne de 18.9% des valeurs en F_x et F_y par rapport à P1. Cette diminution montre une différence au niveau des techniques de propulsion sur le simulateur et dans la réalité. De plus, aucune différence significative n'a été trouvée entre SEV et EVNI. La condition EVI montre une différence moyenne de 11.0 % par rapport à P1 pour F_x , F_y et M_z . Un rapprochement vers les valeurs de P1 est donc observé en EVI par rapport à EVNI.

Les résultats au niveau de l'angle de poussée montrent une différence au niveau de la technique de propulsion entre le simulateur et la réalité pour la condition EVNI. En effet, une diminution moyenne de 6.8 % de l'angle de poussée est observée. Aucune différence significative entre les conditions SEV et EVNI n'a été révélée par les tests statistiques. Un rapprochement des valeurs en P1 est observé pour la condition EVI. En effet, seul un écart moyen de 0.9 % est observé entre les valeurs moyennes de l'angle de poussée pour les conditions EVI et P1.

La variabilité du moment M_z montre une augmentation moyenne de 12.0 % pour la condition de propulsion EVNI par rapport à P1. De plus, une diminution moyenne de 11.4 % est observée pour la condition SEV par rapport à P1. L'ajout d'un EV ne semble donc pas rapprocher la technique de propulsion sur le simulateur de la réalité mais augmente cependant la variabilité au niveau du moment M_z . Une augmentation moyenne de 9.8 % est observée au niveau du CV de M_z entre les conditions EVI et P1. Il y a donc un léger rapprochement au niveau de la technique de propulsion par rapport à P1 en EVI.

Les valeurs moyennes de l'indice de symétrie montrent une technique de propulsion différente lors de l'utilisation du simulateur. Les valeurs des indices de symétries montrent en moyenne un écart de 33.7 % entre SEV et P1. Cet écart moyen est de 45.6 % entre EVNI et P1. Il n'y a donc pas de rapprochement de la technique de propulsion par rapport à P1 en F_x pour EVNI. Les valeurs moyennes des indices de symétrie montrent un écart moyen de 62.9 % en EVI par rapport à P1. Il y a donc une plus grande différence entre P1 et EVI qu'entre P1 et EVNI. Les indices de symétrie obtenus ici diffèrent de ceux recensés dans l'article de Hurd et al. (2008). En effet, les moyennes des indices de symétrie de Hurd et al. (2008) étaient de 10 % pour les forces tangentielles et de 14 % pour les forces résultantes. Ainsi, les moyennes des indices de symétrie de la présente étude sont beaucoup plus élevées et montrent une plus grande asymétrie dans la propulsion des participants. Ces différences au niveau de la symétrie pourraient être attribuées au fait que les participants de l'étude Hurd et al. (2008) étaient des utilisateurs de FRM expérimentés. Qui plus est, le parcours rectiligne de la présente étude n'équivalait pas au trajet rectiligne de Hurd et al. (2008) qui était parfaitement droit. En effet, les participants de Hurd et al. (2008) n'étaient pas contraints de dévier leur trajectoire par anticipation d'un virage au bout de leur parcours.

Les résultats pour le parcours rectiligne montrent des écarts entre P1 et toutes les conditions sur simulateur. La condition SEV montre par rapport à P1 des diminutions

au niveau forces et des moments à la main courante, des angles de poussée et de la variabilité en M_z . Des écarts sont également observés entre P1 et SEV pour les indices de symétrie. L'ajout d'un EV grâce à un écran télé ne s'est pas montré être une approche en mesure de rapprocher la technique de propulsion de la réalité. En effet, aucun des paramètres ne s'est rapproché davantage de P1 en EVNI lorsque comparé à la condition SEV. **L'hypothèse H1 est donc infirmée.** Également, les paramètres de la propulsion se sont légèrement rapprochés de P1 lors de l'ajout d'un EV plus immersif. Cette observation est vraie pour l'ensemble des paramètres sauf la symétrie de propulsion. De la sorte, **l'hypothèse H2 a été partiellement confirmée.** Somme toute, les résultats pour le parcours rectiligne nous montrent que la propulsion est un peu plus proche de la réalité pour la condition EVI.

5.2 Parcours curviligne

La cinétique de propulsion montre en EVNI une différence moyenne de 4.3 % des valeurs en F_x et F_y par rapport à P1. Cette différence révèle une technique de propulsion différente de la réalité lors de l'ajout d'un EV grâce à un écran télé. Une différence moyenne de 24.2 % est observée en EVI par rapport à P1. La condition EVI ne se rapproche donc pas davantage de la propulsion observée dans la réalité lorsque comparée à EVNI.

Une diminution moyenne de l'angle de poussée de 12.7 % est observée pour la condition EVNI par rapport à P1. Une diminution moyenne de l'angle de poussée de 10.8 % est observée pour la condition EVI par rapport à P1. Il y a donc un très léger rapprochement de la réalité lors de la condition EVI.

Une augmentation moyenne de 11.6% au niveau du CV de M_z pour la condition EVNI est observée par rapport à P1. Une augmentation moyenne de 24.3 % de la variabilité

de Mz est observée pour la condition EVI par rapport à P1. L'immersion ne vient donc pas rapprocher le coefficient de variabilité de Mz de P1.

Les résultats montrent pour les indices de symétrie en EVNI un écart moyen de 47.6 % par rapport à P1. Les résultats montrent pour les indices de symétrie des écarts moyens de 39.8% en EVI par rapport à P1. L'ajout d'un EV plus immersif rapproche les indices de symétrie de Fy et Mz de ceux observés en P1.

En résumé, les participants montrent une technique de propulsion différente lors de l'utilisation du simulateur pour le parcours curviligne. Les résultats pour la condition EVNI montrent des écarts au niveau de la cinétique à la main courante, des angles de poussée plus petits, une plus grande variabilité en Mz et des différences au niveau de la symétrie de propulsion. Ainsi, l'ajout d'un EV virtuel grâce à un écran télé ne semble pas engendrer une propulsion proche de la réalité. **L'hypothèse H1 est donc infirmée.** Un rapprochement partiel de la technique de propulsion de la réalité est observé lors de la condition EVI. En effet, les angles de poussées ainsi que les indices de symétrie observés se rapprochaient davantage de P1 en EVI par rapport à la condition EVNI. **L'hypothèse H2 est donc partiellement confirmée.** Somme toute, la condition EVI semble ne rapprocher la propulsion que pour certains des paramètres analysés.

5.3 Discussion générale

Les résultats obtenus pour la condition EVNI **viennent infirmer l'hypothèse H1.** En effet, les résultats montrent des différences pour l'ensemble des paramètres entre EVNI et P1 pour les deux parcours. Les résultats pour la condition EVNI **viennent donc confirmer l'hypothèse H3.**

Les résultats obtenus pour la condition EVI **confirment partiellement H2.** En effet, la condition EVI se rapprochait le plus de P1 pour une partie des paramètres. Ces résultats montrent donc un certain rapprochement de la technique de propulsion sur simulateur

de celle observée dans la réalité physique. Toutefois, les différences entre les conditions EVNI et EVI étaient souvent très petites tel que vu dans les graphiques du Chapitre 4. Cependant, l'ANOVA non-paramétrique utilisée a révélé à plusieurs reprises des différences significatives entre P1 et EVNI sans pour autant révéler de différences significatives entre P1 et EVI. Cette observation a été faite pour F_y pour les deux parcours. Les résultats en F_y montrent que les participants ont appliqué une force verticale moindre lorsqu'ils propulsaient sur le simulateur. Par ailleurs, cette diminution au niveau des forces en F_y pourrait être en lien avec la diminution des angles de poussées observés sur simulateur. Les résultats en F_y et au niveau des angles de poussées pourraient s'expliquer par une tendance à demeurer plus droit lors des essais sur simulateur. Par conséquent, les participants auraient été moins prompts à se servir de leur tronc lors de la propulsion sur simulateur. Une étude du profil des vitesses de rotation des roues arrière pourrait permettre de vérifier cette hypothèse. En effet, les mouvements du tronc viennent influencer le profil de vitesse de propulsion à cause d'une variation de la répartition du poids sur un FRM à travers le temps. Au final, cette différence au niveau de la technique de propulsion diminue lors de la projection d'un EV à l'aide d'un visiocasque. Ces observations sont valides pour les parcours rectiligne et curviligne. De la sorte, les résultats pour la condition EVI **viennent confirmer l'hypothèse H3**.

Également, les rapprochements de la technique de propulsion de la réalité pourraient aussi s'expliquer par une meilleure capacité des participants à juger des distances entre eux-mêmes et les obstacles du parcours lors du port du visiocasque. Les résultats pour le parcours rectiligne montrent que les participants avaient tendance à passer plus proches des murs du parcours et plus loin du cône au bout du trajet en EVI. Également, les participants ont conservé une trajectoire plus droite en EVI. Les résultats pour le parcours curviligne montrent que les participants réalisaient une manœuvre de slalom un peu plus large entre les cônes. Somme toute, les trajectoires révèlent un plus grand contrôle du FRM qui pourrait être dû à un meilleur jugement des distances entre les

participants et les obstacles des parcours (i.e. les cônes et les murs). Cette amélioration de la capacité de juger des distances concorde avec les résultats d'Alshaer et al. (2017) qui ont eux aussi observés une réduction du nombre de collisions lors de l'utilisation d'un EV transmis avec un visiocasque (voir section 1.5). Par ailleurs, Riecke et al. (2005) observent que leurs participants étaient capables d'effectuer des virages à un angle donné avec plus de précision lorsque le retour visuel était affiché avec un plus grand angle de vue. Ce résultat de Riecke et al. (2005) pourrait expliquer pourquoi les participants du présent projet ont parcouru le parcours curviligne avec une plus grande aisance et avec moins de collisions. Cependant, les résultats au niveau des trajectoires pourraient aussi s'expliquer par le fait que les participants pouvaient librement regarder vers le bas et les côtés pour éviter les cônes du trajet. En effet, le visiocasque offrait l'avantage aux participants de pouvoir modifier leur perspective visuelle. Ainsi, il n'est pas possible de conclure définitivement quant à la raison exacte derrière le meilleur contrôle du FRM lors du port du visiocasque.

Somme toute, les points discutés précédemment **confirment partiellement l'hypothèse H3**. En effet, les résultats ne sont pas identiques pour les deux parcours. Par exemple, des différences plus ou moins grandes existent entre les conditions de propulsion en fonction du parcours. La variation des différences entre les conditions de propulsion pourrait être due au fait que les tâches rectiligne et curviligne n'étaient pas équivalentes au niveau de leur difficulté. En effet, un nombre moyen de collisions plus élevé est observé pour le parcours curviligne par rapport au parcours rectiligne. Les participants ont d'ailleurs plus souvent exprimé de la difficulté lors de la tâche curviligne.

Ensuite, les résultats du questionnaire sur les cybermalaises demeurent élevés. En effet, la moyenne de 12.6 indique la présence de cybermalaises importants (Kennedy et al., 2001) chez les participants. Au total, 5 participants sur les 12 qui ont rempli le questionnaire ont connu de sévères cybermalaises (> 15). Par exemple, la participante S005 n'a pas été en mesure d'éviter les cônes sur le parcours curviligne parce qu'elle a

été déconcentrée dû à des étourdissements et à des nausées. Cela remet donc en question l'applicabilité du visiocasque Oculus Rift DK2 qui a été utilisé sur le simulateur à retour haptique. La cause exacte des cybermalaises demeure inconnue. Cependant, il est connu que le conflit entre le système vestibulaire et le système visuel en est une cause importante (Keshavarz et al., 2015). En effet, le simulateur ne fournit pas la sensation de tourner lors des virages. Contrairement à la propulsion réelle, le fauteuil roulant demeure fixé en place sur le simulateur et n'est pas en mesure d'effectuer des rotations. Par ailleurs, les résultats du questionnaire sur l'état de présence indique qu'il y a eu des interactions de qualité entre la simulation et les participants (Meehan et al., 2002). Les participants ont donc ressenti un fort sentiment de faire partie de l'EV qu'ils ont vu.

Également, il se pourrait que les variations observées au niveau de la technique de propulsion soient dues à de l'apprentissage moteur réalisé au courant de la phase expérimentale. En effet, une augmentation moyenne de 14.3% de l'angle de poussée est entre autres observées en P3 par rapport à P1 pour le parcours rectiligne. Ces différences entre P1 et P3 indiquent une évolution vers une technique de propulsion plus efficiente (CSCM, 2005). De plus, les résultats de la présente étude concordent avec l'étude de Leving et al. (2015) qui avaient remarqué une augmentation moyenne de l'angle de poussée de 31.0% lors de la propulsion avec un retour visuel en temps réel (i.e. des graphiques à barres qui variaient en temps réel). Ces observations ont été faites après 80 minutes d'entraînement chez 32 sujets sains qui n'avaient eux aussi aucune expérience en propulsion de FRM. Le manque d'expérience en propulsion de FRM pourrait donc être la cause pour la variation de la technique de propulsion à travers la phase expérimentale. Un plus grand nombre d'essais de pratique pour chacun des parcours pourrait être ajouté au protocole expérimental pour tenter de réduire les effets de l'apprentissage moteur dans les études futures. Les différences entre les phases P1 et P3 amènent une autre constatation. Dans cette étude, P1 a été considérée comme

étant la propulsion dite réelle lors de l'analyse. Les résultats de l'analyse effectuée auraient donc été différents si P3 avait été comparée aux conditions sur le simulateur.

En poursuivant, les résultats de cette étude doivent être considérés avec certaines précautions. En effet, l'étude a connu des limites. Tout d'abord, la vitesse de croisière de participants est un facteur qui a pu influencer les données obtenues. En effet, le contrôle réalisé sur la vitesse n'a pas su maintenir toutes les vitesses moyennes dans l'intervalle de 1.0 ± 0.1 m/s qui était visé (voir tableaux A III-1 et A III-2). De plus, des écarts considérables existent entre les vitesses sur le simulateur et les vitesses observées dans le couloir réel. Par exemple, les vitesses sur le simulateur étaient en moyenne 12% plus grandes que dans le corridor réel. Ainsi, le contrôle de la vitesse utilisé a laissé place à une grande variabilité au niveau des vitesses employées par les participants.

Par ailleurs, la cinétique captée sur simulateur a connu des diminutions (18.8% en moyenne en rectiligne) même si les vitesses sur simulateur étaient plus grandes. Cette observation indique qu'il y aurait potentiellement un écart entre la friction sol-fauteuil estimée par le simulateur et la friction réelle. Si tel est le cas, un effort physique moindre aurait été fourni par les participants lors de la propulsion sur simulateur. Cet écart entre la friction estimée et la friction réelle pourrait être dû au fait que seule la masse du sujet et la friction au sol (7N) ont été ajustées dans le logiciel du simulateur pendant la phase expérimentale. L'inertie du fauteuil et du participant n'a pas été calculée avec un test de décélération (de Groot et al., 2006) parce que le protocole expérimental était considéré déjà très long. Somme toute, les paramètres de la friction au sol ainsi que de l'inertie n'ont pas été personnalisés dans le logiciel du simulateur. La décision de ne pas ajuster ces paramètres aurait donc créé des différences entre les frictions simulées et les frictions qu'ont ressentis les participants sur le terrain.

La comparaison des techniques de propulsion observées dans la réalité et sur un simulateur de FRM à retour haptique avec EV n'avait jamais été réalisée. La

comparaison des résultats obtenus lors de la comparaison entre la réalité et le simulateur avec la littérature est donc difficilement réalisable. Cependant, certains des résultats obtenus par comparaison des conditions de propulsion sur simulateur entre elles concordent avec la littérature. Par exemple, l'augmentation de la variabilité en M_z lors de l'ajout d'un EV sur le simulateur concorde avec les résultats de Hollman et al. (2005). En effet, Hollman et al. (2005) avaient également recensé une augmentation de la variabilité du mouvement lors de l'ajout d'un EV. Ensuite, tel que mentionné précédemment, les résultats des trajectoires tendent à montrer une meilleure capacité à juger des distances lors de l'ajout d'un EV immersif comme dans l'étude d'Alshaer et al. (2017).

Pour terminer, le traitement de données pourrait être poussé plus loin en étudiant la cinématique du mouvement. Cela permettrait entre autres de comparer les points de saisie et de relâchement de la main courante qui n'ont pas été évalués dans le présent projet. Le traitement de données pourrait être également poursuivi en analysant le coefficient de variabilité pour d'autres variables que le moment M_z à la main courante. Les analyses futures de la trajectoire pourraient inclure les trajectoires générées lors de la condition SEV. L'inclusion des trajectoires en SEV permettrait entre autres de confirmer si les participants peuvent maintenir une trajectoire rectiligne sans la présence d'un EV. Les résultats actuels ne soutiennent pas la nécessité d'un EV lors de la propulsion sur le simulateur pour maintenir une trajectoire rectiligne. En effet, seul un écart moyen de 2.9% est observé entre les vitesses des roues gauche et droite pour l'ensemble des participants. Une autre piste de recherche serait de réaliser le protocole expérimental de ce projet avec des sujets expérimentés. Cela permettrait entre autres de réduire l'impact de l'apprentissage moteur sur les résultats en P3.

CONCLUSION

La présente étude qui a été réalisée dans le cadre d'un projet de maîtrise avait pour but d'analyser les impacts d'un EV sur la technique de propulsion sur simulateur à retour haptique. Pour ce faire, 12 participants avec peu ou aucune expérience ont propulsé au courant d'une phase expérimentale sur un simulateur avec 3 conditions qui furent imposées: sans EV, avec EV non-immersif et avec EV immersif. L'étude menée était innovatrice étant donné que l'impact d'un EV sur la cinétique du mouvement de propulsion en FRM n'avait jamais été analysé auparavant. En effet, les études recensées ont analysé l'impact d'un retour visuel simple sur la propulsion sur simulateur (Kotarjarvi et al., 2006; Rice et al., 2013; Leving et al., 2015). Ce retour visuel constituait l'affichage de chiffres ou de graphiques à barres qui variaient à travers le temps pour guider la technique de propulsion des participants. Qui plus est, aucune étude qui compare la propulsion sur simulateur à celle observée dans la réalité n'a pu être trouvée.

Les résultats obtenus montrent un écart entre la propulsion sur simulateur avec EV non-immersif et la propulsion réelle. Les résultats montrent également qu'un EV immersif rapproche certains paramètres de la technique de propulsion sur simulateur de celle observée dans la réalité lorsque comparé à un EV non-immersif. Ce rapprochement de la technique de la propulsion était observable pour les parcours rectiligne et curviligne.

La présente étude comportait toutefois certaines limites. Tout d'abord, 5 participants ont ressenti de forts cybermalaises lors de la propulsion avec EV immersif. Des tests supplémentaires avec d'autres visiocasques devront être menés afin de confirmer ou non si la technologie est appropriée à la simulation de FRM. De plus, cette approche servirait à savoir si le rapprochement de la technique de propulsion de la réalité peut être accentué. Également, les futures expérimentations devront comprendre un meilleur contrôle de la vitesse de propulsion afin de mieux respecter l'intervalle de 10% sur le temps visé. Des essais de pratique supplémentaires pourraient aider les participants à s'habituer à la propulsion et à respecter la consigne de temps. Ensuite, l'écart entre la propulsion simulée et la propulsion réelle pourrait

également être réduit en effectuant des démarches pour mieux ajuster les paramètres initiaux fournis au simulateur (i.e. friction, masse et inertie).

Somme toute, les conclusions demeurent encourageantes quant à la capacité d'un EV immersif à offrir une simulation plus fiable lors de la propulsion sur le simulateur à retour haptique. De futures expérimentations pourraient être réalisées avec des usagers expérimentés de FRM pour observer si les résultats obtenus seraient les mêmes. Également, le présent projet pourrait être poussé plus loin en analysant la cinématique des membres supérieurs, les profils des vitesses des roues arrière, le CV de l'ensemble des paramètres de propulsion et la trajectoire de la condition SEV.

RECOMMANDATIONS

La discussion du Chapitre 5 mène aux recommandations suivantes :

- I. Tout d'abord, le médium utilisé pour acheminer un retour visuel plus immersif devrait être modifié. En effet, l'Oculus Rift DK2 (Oculus VR, LLC.) a causé de grands cybermalaises chez 5 participants sur 12. Des essais pilotes pourraient être entre autres réalisés avec le casque d'Oculus le plus récent afin de voir si les mêmes symptômes de cybermalaises se présentent.
- II. Des écarts considérables entre la propulsion sur le simulateur et la propulsion dans la réalité ont été obtenus au niveau des vitesses moyennes. Les futures études sur la propulsion en FRM devraient utiliser une autre approche pour contrôler la vitesse. Par exemple, des séquences de propulsion préliminaires pour chacune des conditions pourraient aider les participants à respecter la consigne de temps tout au long de la phase expérimentale.
- III. Un écart entre la friction sol-fauteuil estimée par le simulateur et la friction réelle a été observé. En effet, des forces moins grandes sur simulateur engendraient des vitesses plus élevées. Il est donc recommandé de s'assurer de tester et d'ajuster les paramètres initiaux (i.e. friction, masse et inertie) du logiciel du simulateur avant de procéder avec les prochaines expérimentations.

ANNEXE I

QUESTIONNAIRE DE RENSEIGNEMENT PERSONNELS

					
Questionnaire de renseignements personnels Quantification de l'effet d'un retour sur la propulsion d'un fauteuil roulant manuel					
Code recherche :	_____				
Responsable Acquisition :	_____				
Lieu :	_____				
Date :	_____				
Heure :	_____				
Renseignements généraux					
Taille :	_____	Poids :	_____	Âge :	_____
Bras dominant : _____					
Intervention chirurgicale à l'épaule?		<input type="checkbox"/>	OUI	<input type="checkbox"/>	NON
Blessure à un des membres supérieurs de moins de 6 mois ?		<input type="checkbox"/>	OUI	<input type="checkbox"/>	NON
Présence de douleur ou inconfort ?		<input type="checkbox"/>	OUI	<input type="checkbox"/>	NON
Souffrez-vous de <u>cinétose</u> (nausées, étourdissement) lors de la pratique de jeux vidéo?		<input type="checkbox"/>	OUI	<input type="checkbox"/>	NON
Notes et commentaires					
_____ _____ _____					

Figure-A I-1 Questionnaire de renseignements personnels rempli par les participants de l'étude

ANNEXE II

QUESTIONNAIRES SUR L'ÉTAT DE PRÉSENCE ET SUR LES CYBERMALAISES


No dossier _____	Date _____
	
QUESTIONNAIRE SUR L'ÉTAT DE PRÉSENCE* Laboratoire de Cyberpsychologie de l'UQO (2002)	
<p>Décrivez votre expérience dans l'environnement en marquant d'un "X" la case appropriée de l'échelle en 7 points, et ce en accord avec le contenu de la question et les étiquettes descriptives. Veuillez prendre en compte l'échelle en entier lorsque vous inscrivez vos réponses, surtout lorsque des niveaux intermédiaires sont en jeu. Répondez aux questions indépendamment les unes des autres et dans l'ordre dans lequel ils apparaissent. Ne sautez pas de questions et ne retournez pas à une question précédente afin de modifier votre réponse.</p>	
EN FONCTION DE L'ENVIRONNEMENT DANS LEQUEL VOUS ÉTIEZ	
1. Dans quelle mesure étiez-vous capable de contrôler les événements?	
----- ----- ----- ----- ----- ----- ----- PAS DU TOUT ASSEZ COMPLÈTEMENT	
2. Dans quelle mesure l'environnement était-il réactif (sensible) aux actions que vous y faisiez?	
----- ----- ----- ----- ----- ----- ----- PAS MODÉRÉMENT COMPLÈTEMENT RÉACTIF RÉACTIF RÉACTIF	
3. Dans quelle mesure vos interactions avec l'environnement vous semblaient-elles naturelles?	
----- ----- ----- ----- ----- ----- ----- EXTRÊMEMENT À MI-CHEMIN COMPLÈTEMENT ARTIFICIELLES NATURELLES	
4. Dans quelle mesure les aspects visuels de l'environnement vous invitaient-ils à vous y impliquer?	
----- ----- ----- ----- ----- ----- ----- PAS DU TOUT ASSEZ COMPLÈTEMENT	

Figure-A II-1 Questionnaire sur l'état de présence rempli par les participants à l'étude

5. Dans quelle mesure les mécanismes permettant votre mouvement dans l'environnement vous semblaient-ils naturels?

EXTRÊMEMENT À MI-CHEMIN COMPLÈTEMENT
 ARTIFICIELS NATURELS

6. Dans quelle mesure vos sens étaient-ils trompés par le réalisme du mouvement des objets à travers l'espace?

PAS DU TOUT MODÉRÉMENT TRÈS
 TROMPÉS TROMPÉS

7. Dans quelle mesure les expériences que vous avez vécues dans l'environnement virtuel ressemblaient-elles à celles de l'environnement réel ?

PAS MODÉRÉMENT TRÈS
 RESSEMBLANT RESSEMBLANT RESSEMBLANT

8. Étiez-vous capable d'anticiper les conséquences des mouvements que vous faisiez?

PAS DU TOUT ASSEZ COMPLÈTEMENT

9. Jusqu'à quel point étiez-vous en mesure d'explorer activement l'environnement de façon visuelle?

PAS DU TOUT ASSEZ COMPLÈTEMENT

10. Jusqu'à quel point la sensation de déplacement à l'intérieur de l'environnement virtuel était-elle confondante (réaliste)?

PAS MODÉRÉMENT TRÈS
 CONFONDANTE CONFONDANTE CONFONDANTE

Figure-A II-1 Questionnaire sur l'état de présence rempli par les participants à l'étude (suite)

11. À quelle distance pouviez-vous examiner les objets?

PAS PROCHE PLUTÔT TRÈS

 DU TOUT PROCHE PROCHE

12. Jusqu'à quel point pouviez-vous examiner les objets sous différents angles?

PAS DU TOUT ASSEZ COMPLÈTEMENT

13. Jusqu'à quel point étiez-vous impliqué(e) dans l'expérience vécue dans l'environnement virtuel?

PAS DU TOUT MOYENNEMENT COMPLÈTEMENT

 ENGAGÉ(E) ENGAGÉ(E) ABSORBÉ(E)

14. Jusqu'à quel point avez-vous ressenti un délai séparant vos actions de leurs conséquences?

AUCUN DÉLAI LONG

 DÉLAI MODÉRÉ DÉLAI

15. À quel rythme vous êtes-vous adapté(e) à l'expérience vécue dans l'environnement virtuel?

PAS ADAPTÉ(E) LENTEMENT EN MOINS

 DU TOUT D'UNE MINUTE

16. 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?

PAS RAISONNABLEMENT TRÈS

 COMPÉTENT(E) COMPÉTENT(E) COMPÉTENT(E)

Figure-A II-1 Questionnaire sur l'état de présence rempli par les participants à l'étude (suite)

17. Jusqu'à quel point la qualité visuelle de l'appareillage graphique vous a-t-elle incommodé(e) dans l'exécution des tâches requises?

PAS DU TOUT | ASSEZ INCOMMODÉ(E) | TÂCHES COMPLÈTEMENT EMPÊCHÉES


18. Dans quelle mesure les mécanismes de contrôle de votre mouvement ont-ils interféré avec l'exécution des tâches requises?

PAS DU TOUT | ASSEZ INTERFÉRÉ | GRANDEMENT INTERFÉRÉ

19. Jusqu'à quel point êtes-vous parvenu(e) à vous concentrer sur les tâches requises plutôt que sur les mécanismes utilisés pour effectuer lesdites tâches?

PAS DU TOUT | ASSEZ | COMPLÈTEMENT

Figure-A II-1 Questionnaire sur l'état de présence rempli par les participants à l'étude (suite)



Questionnaire sur les cybermalaises*
 Laboratoire de Cyberpsychologie de l'UQO
 (Traduit de Kennedy, R.S. et al., 1993)

Numéro _____ Date _____

Consignes : Encercliez à quel point chaque symptôme ci-dessous vous affecte présentement.

1. Inconfort général	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
2. Fatigue	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
3. Mal de tête	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
4. Fatigue des yeux	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
5. Difficulté à faire le focus	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
6. Augmentation de la salivation	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
7. Transpiration	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
8. Nausées	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
9. Difficulté à se concentrer	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
10. Impression de lourdeur dans la tête	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
11. Vision embrouillée	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
12. Étourdissement les yeux ouverts	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
13. Étourdissement les yeux fermés	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
14. *Vertiges	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
15. **Conscience de l'estomac	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>
16. Rots	<u>Pas du tout</u>	<u>Un peu</u>	<u>Modérément</u>	<u>Sévèrement</u>

* Les vertiges sont vécus comme une perte de l'orientation par rapport à la position verticale.
 ** L'expression « conscience de l'estomac » est habituellement utilisée pour désigner un sentiment d'inconfort sans nausée.

Dernière version : Mars 2013

***Version originale : Kennedy, R.S., Lane, N.E., Berbaum, K.S., & Lilienthal, M.G. (1993). Simulator Sickness Questionnaire: An enhanced method for quantifying simulator sickness. *International Journal of Aviation Psychology*, 3(3), 203-220

Figure-A II-2 Questionnaire sur les cybermalaises remplis par les participants à l'étude

ANNEXE III

VITESSES MOYENNES DURANT LES SÉQUENCES DE PROPULSION

Séquences rectilignes

Tableau-A III-1 Vitesses moyennes des séquences de propulsion sur le parcours rectiligne pour chaque sujet

	P1		SEV		EVNI		EVI		P3	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
S002	0.85(±0.47)	0.95(±0.38)	1.14(±0.16)	1.09(±0.14)	0.92(±0.31)	0.95(±0.25)	1.06(±0.23)	1.05(±0.21)	0.96(±0.41)	0.97(±0.4)
S003	0.9(±0.39)	0.91(±0.38)	0.86(±0.23)	0.85(±0.21)	0.85(±0.24)	0.83(±0.26)	0.93(±0.22)	0.93(±0.22)	0.86(±0.32)	0.91(±0.27)
S004	0.91(±0.4)	0.79(±0.45)	1.11(±0.22)	1.05(±0.22)	0.93(±0.23)	0.91(±0.20)	0.99(±0.23)	0.97(±0.22)	0.9(±0.41)	0.9(±0.37)
S005	0.91(±0.36)	0.94(±0.33)	1.06(±0.21)	1.07(±0.18)	0.78(±0.24)	0.78(±0.21)	0.86(±0.25)	0.87(±0.23)	0.84(±0.42)	0.89(±0.39)
S006	0.82(±0.53)	0.86(±0.5)	0.96(±0.19)	0.99(±0.19)	0.93(±0.21)	0.91(±0.22)	1.04(±0.24)	1.03(±0.21)	0.83(±0.39)	0.87(±0.34)
S007	0.9(±0.4)	0.91(±0.37)	1.04(±0.21)	1.02(±0.21)	1.03(±0.20)	1.03(±0.18)	1.04(±0.20)	1.04(±0.18)	0.96(±0.34)	0.99(±0.3)
S008	0.99(±0.46)	0.88(±0.53)	0.94(±0.20)	0.94(±0.19)	1.06(±0.18)	1.06(±0.16)	1.18(±0.19)	1.17(±0.16)	0.83(±0.54)	0.86(±0.53)
S010	0.89(±0.45)	0.92(±0.41)	1.01(±0.22)	0.95(±0.23)	0.99(±0.23)	1.01(±0.19)	0.97(±0.20)	0.97(±0.18)	0.78(±0.41)	0.84(±0.37)
S011	0.72(±0.26)	0.68(±0.3)	0.90(±0.23)	0.87(±0.24)	1.07(±0.31)	1.08(±0.25)	1.29(±0.33)	1.34(±0.29)	0.99(±0.42)	1(±0.38)
S012	0.83(±0.46)	0.9(±0.4)	1.07(±0.15)	1.01(±0.16)	1.14(±0.23)	1.12(±0.22)	1.06(±0.25)	1.06(±0.25)	0.79(±0.44)	0.89(±0.37)
S013	0.92(±0.43)	0.96(±0.39)	1.00(±0.19)	1.00(±0.20)	1.09(±0.24)	1.07(±0.24)	1.04(±0.30)	1.07(±0.26)	0.85(±0.37)	0.94(±0.3)

Séquences curvilignes

Tableau-A III-2 Vitesses moyennes des séquences de propulsion sur le parcours curviligne pour chaque sujet

	P1		EVNI		EVI		P3	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
S002	0.82(±0.26)	0.76(±0.27)	N/A	N/A	N/A	N/A	0.82(±0.23)	0.74(±0.3)
S003	0.69(±0.29)	0.63(±0.31)	0.48(±0.27)	0.46(±0.29)	0.67(±0.31)	0.59(±0.33)	0.65(±0.26)	0.63(±0.24)
S004	0.67(±0.24)	0.65(±0.26)	0.72(±0.33)	0.67(±0.36)	0.60(±0.31)	0.60(±0.30)	0.68(±0.24)	0.63(±0.31)
S005	0.58(±0.32)	0.54(±0.33)	0.57(±0.32)	0.57(±0.30)	0.59(±0.27)	0.60(±0.31)	0.64(±0.28)	0.59(±0.3)
S006	0.59(±0.32)	0.58(±0.34)	0.57(±0.24)	0.61(±0.30)	0.68(±0.28)	0.63(±0.32)	0.65(±0.23)	0.61(±0.27)
S007	0.55(±0.24)	0.51(±0.22)	0.68(±0.32)	0.60(±0.34)	0.60(±0.30)	0.55(±0.29)	0.57(±0.32)	0.54(±0.31)
S008	0.71(±0.4)	0.77(±0.36)	0.73(±0.35)	0.73(±0.38)	0.83(±0.37)	0.78(±0.37)	0.77(±0.31)	0.67(±0.35)
S010	0.62(±0.27)	0.58(±0.31)	0.69(±0.32)	0.66(±0.32)	0.79(±0.32)	0.76(±0.32)	0.6(±0.29)	0.55(±0.31)
S011	0.7(±0.29)	0.61(±0.34)	0.79(±0.31)	0.78(±0.38)	0.84(±0.34)	0.75(±0.40)	1.03(±0.45)	1.07(±0.39)
S012	0.62(±0.29)	0.6(±0.3)	0.68(±0.37)	0.55(±0.31)	0.91(±0.39)	0.78(±0.36)	0.65(±0.26)	0.62(±0.29)
S013	0.6(±0.28)	0.56(±0.33)	0.67(±0.31)	0.67(±0.36)	0.61(±0.28)	0.68(±0.31)	0.67(±0.26)	0.62(±0.32)

ANNEXE IV

TABLEAUX DE RÉSULTATS

Cette annexe présente les valeurs moyennes pour chaque paramètre pour chacun des participants. Les moyennes sont séparées selon les conditions de propulsion et sont présentées sous le format moyenne (\pm écart-type).

Les paramètres sont dans l'ordre suivant :

1. F_x , F_y et M_z
2. Angles de poussée
3. Coefficients de variabilité de M_z
4. Indices de symétrie pour F_x , F_y et M_z

Parcours rectiligne

Tableau-A IV-1 Moyennes et écarts-types de Fx selon la condition de propulsion sur le parcours rectiligne

	P1		NF		NIF		IF		P3	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
S002	49.7(±8.3)	28.4(±6.5)	33.8(±9.2)	38.3(±10.6)	25.9 (±7.4)	39.5 (±10.7)	39.8(±7.5)	43.8(±7.7)	39.9(±9.3)	31.7(±6.4)
S003	27.6(±5.6)	8.3(±2.3)	17.2(±2)	17.2(±2)	18.6(±3.9)	19.5(±4.1)	23(±7.1)	21.3(±5.4)	16(±3.6)	30.1(±3.6)
S004	30(±5.9)	37.3(±7.1)	33.5(±9.8)	39.9(±6.9)	30.9(±6.1)	31.2(±7.2)	33.5(±9)	38.5(±9.4)	27.2(±3.7)	36.4(±7.6)
S005	35.2(±7.5)	19(±5.2)	24.6(±4.1)	39.9(±5.6)	20.7(±5.8)	29.7(±5.7)	23(±7.1)	36.4(±6.9)	39.3(±8.7)	15.9(±6.1)
S006	61.4(±9.8)	67.1(±9.8)	25.8(±6.3)	39.6(±5)	24.6(±5.2)	34.4(±5.7)	29.9(±6.9)	43.9(±7)	56.5(±10)	65.5(±10.1)
S007	12(±4.8)	15.3(±4.9)	38.7(±7.2)	37.5(±4.2)	33.7(±6.8)	30.5(±6.4)	36.9(±5.8)	33.2(±5.4)	41.5(±8.6)	37.1(±7.9)
S008	50.1(±7.8)	49.5(±9.2)	27.3(±3.6)	29.5(±3.7)	30.6(±9.6)	33.8(±7.5)	42.9(±14.3)	42.1(±12.8)	61.9(±13.4)	51.3(±12.9)
S010	56.1(±10.8)	39.9(±8.2)	30(±5.2)	34(±6.2)	34.1(±7.7)	37.1(±7)	32.4(±7.1)	41.1(±7.2)	47.8(±12.4)	29.9(±7.2)
S011	14.3(±3.9)	54.4(±10.2)	35.7(±6)	31.5(±4.4)	57.3(±11.8)	47.1(±9.6)	56.3(±11.1)	53(±16.5)	21.7(±6.5)	56.5(±10.3)
S012	18.3(±6.5)	20.2(±8.1)	20.3(±6.4)	25.8(±5.2)	22.3(±10.1)	32.4(±11)	23.1(±8.8)	25(±9)	27.5(±5.1)	18.9(±7.4)
S013	57.1(±9.8)	43.4(±11.4)	29.7(±5.2)	31.2(±5.1)	32.7(±9.8)	32.9(±9.5)	37.8(±11)	42.3(±8.8)	47.1(±9.9)	20.7(±5.3)

Tableau-A IV-2 Moyennes et écarts-types de Fy selon la condition de propulsion sur le parcours rectiligne

	P1		NF		NIF		IF		P3	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
S002	-41.7(±6.5)	-57.2(±10.6)	-36.5(±11.3)	-34.6(±9.6)	-26.5(±7.2)	-36.7(±11.5)	-29.7(±8)	-35.5(±9.1)	-55.8(±10.5)	-55.3(±11.2)
S003	-56(±11)	-55.7(±11.5)	-30.8(±3.1)	-30.8(±3.1)	-33.4(±6.7)	-30.7(±6.9)	-36.2(±7.8)	-35(±7.6)	-55(±6.6)	-36.9(±5)
S004	-52.8(±9.7)	-41.2(±8)	-40.5(±9.6)	-36.9(±9.6)	-38.1(±7.1)	-34.3(±6.5)	-44.4(±10)	-42.6(±9.2)	-56.9(±8.8)	-44.4(±8.4)
S005	-55.7(±13.6)	-66.2(±13.5)	-47.4(±8.8)	-53.4(±10.3)	-33.9(±6.2)	-40.6(±7.3)	-40.6(±11.1)	-45.7(±10.3)	-53.9(±12.5)	-66.9(±12.5)
S006	-65.8(±9.9)	-60.8(±9.1)	-39.4(±6.6)	-46.3(±4.7)	-38.8(±7)	-42.4(±6.7)	-45.7(±8.1)	-49.9(±6.4)	-55.1(±10.6)	-57.1(±8.5)
S007	-61.1(±17.3)	-58.1(±15.2)	-53.2(±7.1)	-56.5(±7.6)	-46.4(±10.1)	-41.9(±8.9)	-48.6(±7.8)	-46.3(±9)	-41.4(±13.8)	-41(±12.6)
S008	-76(±12.1)	-75.6(±10.5)	-55.2(±6)	-59.9(±6.1)	-60.1(±10.2)	-59.8(±10.4)	-74.2(±13.6)	-68.8(±11.9)	-86(±17)	-67.1(±10.9)
S010	-82.8(±16.3)	-81.3(±15.4)	-30.5(±6.1)	-32(±5.5)	-40.7(±9.9)	-46.7(±9.4)	-37.1(±9.5)	-42.4(±8.9)	-48.9(±14.8)	-55.2(±13.2)
S011	-114.3(±24.3)	-125.7(±20.5)	-90.8(±9.4)	-104.9(±11.5)	-111.8(±23.7)	-130.2(±26)	-113.2(±19)	-119.2(±34.1)	-122.9(±20.2)	-134.2(±17.5)
S012	-44(±11.8)	-57.3(±14.4)	-33.2(±8.8)	-38.9(±8.8)	-35.9(±9.6)	-44.9(±11.7)	-33.8(±10.4)	-45.3(±13.6)	-29.8(±4.8)	-40.8(±8.6)
S013	-46.5(±10.8)	-58.5(±13.8)	-36(±9.8)	-44.7(±8.2)	-38.5(±11.1)	-50.4(±17.3)	-32.2(±10.6)	-59.5(±13.9)	-48.5(±13.5)	-63.8(±14.2)

Tableau-A IV-3 Moyennes et écarts-types de Mz selon la condition de propulsion sur le parcours rectiligne

	P1		NF		NIF		IF		P3	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
S002	-14.4(±2.4)	-13.2(±2.8)	-12.9(±3.6)	-13.6(±3.4)	-10.3(±3.3)	-13.6(±4.0)	-14.8(±2.9)	-15(±3)	-16.6(±3.3)	-13.1(±3)
S003	-9.7(±1.9)	-9.8(±2.1)	-6.6(±0.8)	-6.6(±0.8)	-7.1(±1.5)	-7.8(±1.8)	-8.4(±2.4)	-8.6(±2.1)	-8.9(±1.8)	-8.2(±1.4)
S004	-11.8(±2.5)	-10.7(±2.4)	-11.1(±3.4)	-12.3(±2.7)	-10.4(±1.8)	-10.4(±2.2)	-10.8(±3.4)	-13.2(±3.3)	-12.8(±2)	-11.3(±3)
S005	-11.3(±2.6)	-11.4(±2.5)	-8.2(±1.3)	-11.8(±1.6)	-7.4(±1.7)	-9.4(±1.9)	-7.9(±1.7)	-10.8(±2.1)	-11(±2.5)	-11.1(±2.4)
S006	-19.1(±3)	-17.6(±2.9)	-10.1(±1.8)	-12.9(±1.5)	-9(±1.9)	-11.2(±1.9)	-10.8(±2.4)	-14(±2.7)	-16.9(±2.8)	-17.7(±2.7)
S007	-12.9(±3.7)	-12.7(±3.7)	-15.3(±2.1)	-15.5(±1.7)	-13.8(±2.6)	-12(±3)	-14.3(±2.4)	-12.9(±2.7)	-12.7(±3.3)	-11.1(±3.6)
S008	-18.4(±3.2)	-17.7(±2.8)	-12.3(±1.4)	-13.7(±1.7)	-12.8(±3.2)	-13.8(±2.8)	-16.1(±3.6)	-16.9(±4.4)	-20.8(±5)	-17.2(±4.1)
S010	-22(±4.3)	-21(±3.9)	-10.1(±1.7)	-11.2(±2.1)	-12.9(±2.9)	-14.7(±2.8)	-10.5(±2.6)	-13.3(±2.3)	-15.9(±4.4)	-14.6(±3.4)
S011	-19.5(±3.4)	-19.6(±3.7)	-18.9(±2.9)	-19.9(±2.2)	-22.9(±4.6)	-24.8(±4.9)	-23.5(±4.1)	-24.7(±5.4)	-22(±2.9)	-21.7(±2.8)
S012	-10.3(±2.9)	-11.3(±3.7)	-9.1(±2.4)	-10.7(±2.3)	-10.5(±2.8)	-12.9(±3.7)	-9.3(±3)	-11.6(±3.5)	-9.1(±1.4)	-9.7(±1.9)
S013	-16(±3.1)	-16.6(±4.4)	-7.5(±1.9)	-8.9(±2)	-8.9(±3.9)	-9.5(±3.6)	-11(±3.5)	-12.9(±3.6)	-9.9(±2.1)	-10.1(±1.8)

Tableau-A IV-4 Moyennes et écarts-types des angles de poussée sur le parcours rectiligne pour chaque sujet

	P1		NF		NIF		IF		P3	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
S002	70.5(±6.6)	69.6(±7.8)	62.1(±5.9)	57.1(±5)	56.8(±8.3)	54.3(±6.6)	61.8(±5.1)	60.4(±4.8)	70.2(±6.7)	67.1(±7.1)
S003	64.1(±7.1)	59.1(±10.3)	61.9(±4.5)	62.0(±5.5)	58.6(±6.8)	52.1(±7.6)	52.9(±12.3)	51.9(±10.1)	65.8(±9.8)	61.3(±7.1)
S004	62.4(±6.6)	62.1(±5.6)	68.7(±4.6)	62.6(±5)	63.7(±4.9)	57.7(±6.6)	62.1(±8.1)	60.5(±6.6)	71.8(±6.8)	66.5(±7.4)
S005	59(±5.8)	59.8(±5.6)	48.4(±4.6)	47.1(±5.5)	43(±5.6)	42.6(±6.3)	43.6(±9.1)	40.8(±5.4)	56.2(±6.2)	55.9(±6.1)
S006	63.7(±5.5)	61.6(±5.5)	46.9(±4.4)	46(±4.1)	52.4(±5.3)	49.8(±7.7)	60.3(±9.3)	56.2(±7.2)	74.1(±6.2)	74.3(±6.8)
S007	70.5(±11.2)	68.5(±11.4)	71.5(±6.6)	71.8(±9.5)	72.2(±12.3)	71.5(±9)	79.2(±5.7)	78.3(±5.9)	79.3(±7)	79.7(±8.1)
S008	53.8(±3.7)	52.6(±5.3)	46.3(±6.2)	43(±4.9)	57.2(±8.7)	55.7(±7.2)	62.6(±5.8)	60.1(±7.3)	74.2(±5.2)	74.1(±4.5)
S010	55.3(±6.5)	52.1(±7.1)	56.8(±4.8)	52.9(±7.2)	50.1(±13.2)	45.6(±11.2)	52.9(±7.1)	50.5(±5.9)	64.4(±6.2)	61.1(±5.6)
S011	69.5(±4.9)	69.8(±8)	67.5(±6.4)	66.9(±8.5)	72.7(±8.3)	69.5(±4.8)	75.5(±8.9)	81.4(±26.8)	87.1(±5.1)	86.8(±6.4)
S012	64.2(±9.1)	63.4(±10.8)	70.7(±3.9)	75.6(±4.2)	60.7(±15.6)	62.8(±11.8)	71.9(±11.1)	69(±15.1)	78.7(±6.3)	80.4(±6.6)
S013	54.3(±12.6)	54.4(±14)	56.2(±7.6)	55.7(±6.6)	62.5(±10.9)	58.3(±12.1)	65.7(±9.5)	59.3(±10.4)	69.7(±22.7)	64(±12.7)

Tableau-A IV-5 Moyennes du CV de Mz sur le parcours rectiligne pour chaque sujet

	P1		NF		NIF		IF		P3	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
S002	16.9	21.8	27.2	25.0	32.1	29.6	19.3	20.1	20.1	23.3
S003	20.2	20.7	18.7	10.7	21.5	23.1	28.2	25.1	20.1	16.5
S004	21.7	22.9	30.5	21.5	16.9	21.1	31.3	25.7	15.6	26.5
S005	23.3	22.4	15.9	13.9	22.7	20.4	21	19.1	22.6	21.1
S006	15.9	16.8	17.7	11.9	21	17.1	22.2	19.1	16.5	15.6
S007	28.8	29.7	13.2	10.4	18.9	24.9	16.8	20.7	26	31.4
S008	17.2	15.7	11.5	12.4	25.1	20.5	22.2	26.7	24.3	24.1
S010	19.8	19.5	16.6	19.0	22.7	18.9	24.7	17.7	27.2	22.8
S011	17.7	19	15.2	11.1	20.3	19.5	17.4	21.9	13.3	13.6
S012	28.3	32.8	26.5	21.9	27.7	29.2	32.8	30.4	15.1	19.7
S013	16.9	21.8	27.2	25.0	32.1	29.6	19.3	20.1	20.1	23.3

Tableau-A IV-6 Moyennes et écarts-types de l'indice de symétrie pour Fx sur le parcours rectiligne pour chaque sujet

	P1	NF	NIF	IF	P3
S002	41.1 (± 17.9)	25.2 (± 19.9)	60.8 (± 39.3)	19.9 (± 14.8)	31.0 (± 24.6)
S003	68.4 (± 11.5)	13.2 (± 13.3)	24.8 (± 24.6)	39.0 (± 33.9)	104.0 (± 63.2)
S004	36.0 (± 36.4)	25.3 (± 18.3)	21.4 (± 20.3)	26.5 (± 23.4)	44.0 (± 25.2)
S005	45.7 (± 12.7)	63.9 (± 21.9)	56.2 (± 43.5)	76.0 (± 51.7)	58.1 (± 13.7)
S006	16.1 (± 14.7)	59.9 (± 23.9)	42.1 (± 24.2)	56.7 (± 45.0)	20.2 (± 17.4)
S007	60.6 (± 54.7)	10.2 (± 8.0)	20.2 (± 18.0)	11.4 (± 9.6)	12.2 (± 8.9)
S008	15.4 (± 10.9)	11.6 (± 10.5)	25.0 (± 20.1)	30.9 (± 18.7)	24.0 (± 13.2)
S010	38.6 (± 11.7)	17.2 (± 14.4)	16.7 (± 21.31)	39.5 (± 54.9)	35.5 (± 14.7)
S011	317.4 (± 133.9)	13.1 (± 6.3)	28.4 (± 19.8)	20.5 (± 14.8)	177.0 (± 76.7)
S012	26.8 (± 23.7)	31.3 (± 32.5)	92.8 (± 132.3)	17.9 (± 15.3)	29.4 (± 18.6)
S013	26.1 (± 14.1)	13.7 (± 11.3)	24.8 (± 19.7)	35.8 (± 43.5)	53.8 (± 16.6)

Tableau-A IV-7 Moyennes et écarts-types de l'indice de symétrie pour Fy
sur le parcours rectiligne pour chaque sujet

	P1	NF	NIF	IF	P3
S002	39.3 (±20.0)	20.3 (±15.0)	45.6 (±32.0)	27.1 (±22.6)	20.6 (±16.6)
S003	9.6 (±10.5)	7.6 (±5.9)	16.2 (±12.8)	17.9 (±17.0)	32.0 (±10.3)
S004	22.9 (±12.2)	11.8 (±9.5)	14.4 (±9.4)	17.6 (±15.0)	23.5 (±13.1)
S005	22.1 (±14.8)	19.8 (±20.6)	27.4 (±26.1)	24.4 (±20.1)	33.5 (±33.1)
S006	12.7 (±9.1)	20.7 (±13.5)	11.4 (±8.4)	15.2 (±15.3)	11.3 (±7.3)
S007	14.9 (±18.5)	8.9 (±8.5)	16.5 (±16.2)	9.6 (±9.4)	18.8 (±13.0)
S008	9.0 (±6.2)	11.6 (±7.9)	12.4 (±8.7)	17.4 (±10.8)	20.4 (±10.4)
S010	14.3 (±11.8)	12.13 (±11.2)	18.6 (±20.3)	29.8 (±39.2)	23.3 (±16.7)
S011	17.9 (±17.0)	16.2 (±9.9)	24.9 (±15.5)	19.9 (±10.0)	13.0 (±9.6)
S012	32.8 (±19.1)	21.7 (±14.9)	29.9 (±19.2)	34.7 (±28.6)	38.5 (±20.6)
S013	30.4 (±23.2)	38.6 (±34.2)	58.9 (±51.5)	112.5 (±112.4)	53.2 (±46.0)

Tableau-A IV-8 Moyennes et écarts-types de l'indice de symétrie pour Mz
sur le parcours rectiligne pour chaque sujet

	P1	NF	NIF	IF	P3
S002	21.2 (±17.5)	14.3 (±12.6)	47.0 (±51.1)	13.3 (±9.8)	27.2 (±14.2)
S003	15.7 (±12.2)	15.9 (±16.2)	23.4 (±18.6)	38.7 (±29.9)	21.6 (±19.0)
S004	18.0 (±12.2)	16.6 (±18.0)	17.7 (±12.6)	38.2 (±29.5)	17.8 (±16.5)
S005	13.3 (±11.4)	45.4 (±17.1)	36.9 (±33.5)	44.5 (±30.2)	14.8 (±15.0)
S006	14.8 (±13.1)	29.8 (±15.8)	25.8 (±16.3)	36.4 (±30.0)	11.6 (±11.3)
S007	15.3 (±15.9)	6.7 (±6.3)	23.8 (±19.8)	11.7 (±12.7)	16.4 (±15.6)
S008	11.6 (±9.6)	12.6 (±9.0)	23.9 (±22.1)	27.7 (±15.4)	21.2 (±12.9)
S010	13.6 (±10.6)	15.4 (±17.9)	16.7 (±21.7)	39.8 (±53.0)	18.3 (±18.5)
S011	7.8 (±6.4)	7.6 (±5.1)	12.4 (±12.2)	12.5 (±7.6)	7.9 (±6.7)
S012	18.0 (±13.9)	24.0 (±16.5)	34.9 (±27.7)	26.8 (±24.3)	15.7 (±12.7)
S013	16.18 (±15.0)	20.5 (±10.8)	26.3 (±20.5)	39.1 (±52.6)	18.8 (±14.6)

Parcours curviligne

Tableau-A IV-9 Moyennes et écarts-types de Fx selon la condition de propulsion sur le parcours curviligne

	P1		NIF		IF		P3	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
S003	36.8(±8.8)	11.4(±4.3)	26.6(±8.2)	29.0(±6)	32.1(±9.6)	28.5(±7.9)	22.3(±6.2)	30.6(±7.4)
S004	27.9(±7.7)	33.7(±9.1)	43.1(±13.9)	45.1(±10.7)	39.8(±11.5)	39.9(±10.5)	26.9(±6.6)	39.7(±9)
S006	58.1(±16.9)	74.4(±16.9)	31.6(±10.1)	41.5(±10.2)	43.9(±17)	54.4(±20.3)	53.7(±15.8)	68.3(±16.5)
S007	10.8(±4.4)	17.2(±6.1)	39.9(±9.9)	40.5(±11)	38.2(±9)	36.4(±9.9)	48.2(±9.5)	38.4(±10.4)
S008	64.4(±21.4)	63.1(±26.8)	58.3(±30.9)	53.7(±27.1)	87.7(±41.7)	88.9(±48)	75.1(±30.1)	76.9(±36.6)
S010	42.5(±11.5)	21.4(±9.1)	42(±14.7)	46.7(±11.4)	49.2(±18.4)	58.4(±20.2)	51.9(±12.4)	34(±11.2)
S011	12.1(±6.2)	46.8(±14.1)	48.9(±19.7)	70.9(±18.6)	48.1(±14.6)	62.1(±18.9)	15.2(±6.3)	53.4(±17.8)
S012	9.1(±3.7)	29.5(±8.5)	31.1(±12.5)	29.5(±11)	40.5(±15.7)	39.2(±13.5)	31.7(±7.3)	29.9(±8.9)
S013	42.1(±13.1)	49.3(±16.4)	39.8(±14.1)	47.3(±16.8)	39.3(±18.9)	43.1(±21.3)	48.4(±10.2)	24.6(±8.1)

Tableau-A IV-10 Moyennes et écarts-types de Fy selon la condition de propulsion sur le parcours curviligne

	P1		NIF		IF		P3	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
S003	-65.3(±14.5)	-72.7(±22.7)	-35.1(±8.7)	-43.7(±9.8)	-40.3(±8.4)	-41.1(±10.3)	-54.3(±9.4)	-36.6(±10.1)
S004	-56.5(±11.9)	-44(±11.6)	-46.3(±15.1)	-45.4(±10.3)	-38.5(±13.8)	-40.8(±10.6)	-61.1(±17.2)	-52.9(±12.8)
S006	-74.1(±20.1)	-58.4(±15.8)	-41(±12.5)	-44.9(±10.5)	-61.5(±23)	-52.7(±16.6)	-63.4(±15.9)	-54.9(±13)
S007	-61(±20.4)	-49.4(±14.4)	-56.9(±17.8)	-52.8(±17.4)	-59(±17.4)	-47.5(±14.7)	-61.2(±14.7)	-47.4(±18.5)
S008	-74.7(±22)	-76.4(±27)	-60.4(±21.7)	-50.1(±16.4)	-95.9(±28.2)	-78.6(±32.4)	-81.7(±30.9)	-80.7(±35.6)
S010	-80.3(±27.9)	-100.9(±27.4)	-47(±17.8)	-56.1(±18.9)	-48.6(±17.8)	-57.3(±19.1)	-66.5(±15.9)	-71.7(±26)
S011	-81.6(±24.8)	-75.1(±22.3)	-41.4(±21.4)	-37.7(±16.2)	-77.6(±25.5)	-72.1(±22.9)	-78.7(±23.3)	-73.6(±26.3)
S012	-46.3(±10.2)	-60.1(±18.3)	-38.7(±14.1)	-39.8(±14.1)	-41.8(±16)	-51.6(±17.8)	-36.1(±7.4)	-57(±16.3)
S013	-47.7(±16.8)	-54(±15.3)	-45.7(±14.5)	-59.3(±22.7)	-44(±22.1)	-54.7(±29.6)	-59.7(±15.9)	-60.5(±17)

Tableau-A IV-11 Moyennes et écarts-types de Mz selon la condition de propulsion sur le parcours curviligne

	P1		NIF		IF		P3	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
S003	-12.4(±3.1)	-13.6(±4.6)	-10.2(±3)	-12.9(±2.7)	-11(±3.1)	-11.4(±3.5)	-10.8(±2.8)	-11(±3.1)
S004	-12.1(±3.1)	-11.6(±3.3)	-14.3(±4.8)	-15.9(±4.1)	-14.2(±3.3)	-13(±4.1)	-12.6(±3.2)	-14.2(±3.3)
S006	-19.1(±5.9)	-18.5(±5.1)	-11.3(±3.6)	-13.3(±3.8)	-18.2(±4.6)	-16.1(±6.6)	-15.9(±4.4)	-18.2(±4.6)
S007	-12.4(±3.6)	-11.5(±3.4)	-15.7(±4.3)	-15.6(±5.3)	-12.7(±4)	-15.3(±4.1)	-15.1(±3)	-12.7(±4)
S008	-19.4(±6.8)	-18.6(±8.2)	-18.8(±9.8)	-17.9(±9.2)	-21.8(±11)	-28.4(±12.5)	-21.1(±8.3)	-21.8(±11)
S010	-19.6(±5.9)	-22.7(±6.2)	-14.8(±5.4)	-17.6(±5.1)	-18.1(±6.2)	-15.8(±6.5)	-17.9(±4.2)	-18.1(±6.2)
S011	-15.6(±4.7)	-15.2(±4.8)	-14.9(±5.5)	-21(±4.8)	-16.6(±6)	-18.1(±6.6)	-15.6(±5.2)	-16.6(±6)
S012	-11.3(±2.7)	-13.4(±4)	-12.5(±4.3)	-11.4(±4.3)	-14.6(±3.6)	-14.1(±5.1)	-11.5(±2.6)	-14.6(±3.6)
S013	-12.5(±3.8)	-17.4(±5.2)	-13.4(±4.9)	-17.8(±6.9)	-16(±4.7)	-14.2(±6.8)	-14(±3.3)	-16(±4.7)

Tableau-A IV-12 Moyennes et écarts-types des angles de poussée selon la condition de propulsion sur le parcours curviligne

	P1		NIF		IF		P3	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
S003	48.8(±9)	51(±10.9)	32.7(±9.3)	36.2(±9.5)	44.7(±11.8)	42.5(±10.3)	53.3(±16)	59.8(±25.1)
S004	54.7(±11)	48.3(±9.4)	48.2(±39.5)	48.6(±14.2)	54.8(±9)	44.5(±11.4)	63(±9.4)	56.8(±10.2)
S006	52.7(±13.2)	54.2(±20.6)	32.7(±9.3)	36.2(±9.5)	42.6(±10.4)	40.9(±12.1)	56.3(±10.8)	60.4(±12.3)
S007	58.7(±17.6)	46.8(±11.1)	48.2(±39.5)	48.6(±14.2)	51.3(±11.4)	44.9(±13.6)	61.6(±10.9)	56.5(±10.4)
S008	71(±13.2)	66.5(±13.4)	32.7(±9.3)	36.2(±9.5)	59.4(±13.3)	54.8(±34.8)	72.8(±13.2)	62.9(±14.1)
S010	41.9(±10.7)	41.1(±7.7)	48.2(±39.5)	48.6(±14.2)	49.4(±13.6)	46(±12.6)	62.1(±24.1)	54.4(±9.8)
S011	65.2(±8.9)	62.5(±10.4)	32.7(±9.3)	36.2(±9.5)	54.5(±8)	51.6(±8.9)	64.7(±14.4)	67.6(±16.1)
S012	61.7(±11)	61.8(±13.1)	48.2(±39.5)	48.6(±14.2)	54.7(±11.9)	53(±14.3)	60.8(±9.4)	69.9(±15.3)
S013	51.5(±12.9)	42.5(±8.1)	32.7(±9.3)	36.2(±9.5)	41.5(±17.2)	37.3(±11.1)	69.6(±14.3)	51.3(±15.9)

Tableau-A IV-14 Moyennes du CV de Mz selon la condition de propulsion sur le parcours curviligne

	P1		NIF		IF		P3	
	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite	Gauche	Droite
S003	25.3	34.2	28.9	20.8	30.4	34.8	26	28.1
S004	25.6	28.2	33.6	25.8	31.7	31.1	25.5	22.9
S006	30.9	27.3	32.1	28.5	40.7	39.9	28.1	24.7
S007	29.6	29.6	27.3	34.1	26.9	31.0	20.4	31.6
S008	35.3	44.3	51.7	51.7	43.9	53.3	39.6	50.3
S010	30.2	27.5	36.8	29.2	40.9	36.2	23.9	34.2
S011	30.1	32.0	36.7	23.2	36.2	31.5	33.1	36.4
S012	24.0	30.3	34.0	37.2	35.9	36.0	22.1	25.1
S013	30.2	30.2	37.0	39.0	47.2	49.3	23.9	29.3

Tableau-A IV-15 Moyennes de l'indice de symétrie pour Fx selon la condition de propulsion sur le parcours curviligne

	P1	NF	IF	P3
S003	68.6	8.7	11.1	38.2
S004	21.3	10.8	9.1	48.4
S006	29.4	31.2	24.1	29.0
S007	59.7	1.4	4.7	20.3
S008	9.1	8.3	1.3	7.4
S010	49.0	11.3	18.6	33.9
S011	289.2	44.95	29.1	278.1
S012	234.7	9.4	3.2	19.2
S013	17.3	18.6	9.5	18.6

Tableau-A IV-16 Moyennes de l'indice de symétrie pour Fy selon la condition de propulsion sur le parcours curviligne

	P1	NF	IF	P3
S003	10.3	24.3	2.83	32.6
S004	22.2	9.0	6.5	13.9
S006	20.4	9.4	14.2	13.4
S007	18.9	7.2	19.3	22.0
S008	7.1	16.1	18.0	6.1
S010	25.7	19.4	17.8	8.5
S011	7.7	9.4	7.3	6.8
S012	29.8	4.8	23.4	58.2
S013	13.1	29.2	24.0	29.2

Tableau-A IV-17 Moyennes de l'indice de symétrie pour Mz selon la condition de propulsion sur le parcours curviligne

	P1	NF	IF	P3
S003	8.5	25.3	3.53	2.1
S004	4.4	11.5	9.9	11.8
S006	8.0	18.2	2.1	15.6
S007	7.3	1.7	8.7	15.2
S008	7.7	10.2	0.4	5.8
S010	15.9	18.5	29.5	7.1
S011	5.8	40.3	19.6	8.8
S012	18.6	8.5	1.045	26.8
S013	38.8	32.5	17.9	32.5

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Agopyan, H., J. Bredin, J. P. Flambart, C. Ginon, T. Poirier et J. Griffet. 2015. « Contribution of personalized avatar for post stroke gait rehabilitation: A preliminary study ». *Gait & Posture*, vol. 42, Supplement 1, p. S6-S7.
- Shahnaz S. et al. 2012. « Use of virtual reality (immersive vs. non immersive) for pain management in children and adults: A systematic review of evidence from randomized controlled trials ». *European Journal of Experimental Biology*, vol. 2, n° 5, p. 1408-1422.
- Alonso-Valerdi, L., RA Salido-Ruiz et RA Ramirez-Mendoza. 2015. «Motor imagery based brain-computer interfaces: An emerging technology to rehabilitate motor deficits ». *Neuropsychologia*, vol. 79, Part B, p. 354-363.
- Alshaer, A., H. Regenbrecht et D. O'Hare. 2017. « Immersion factors affecting perception and behaviour in a virtual reality power wheelchair simulator ». *Applied Ergonomics*, vol. 58, p. 1-12.
- Archambault, P. S., F. Routhier, M. Hamel et P. Boissy. 2008. « Analysis of movement to develop a virtual reality powered-wheelchair simulator ». In *2008 Virtual Rehabilitation*. (25-27 Aug. 2008), p. 133-138.
- Askari, S., R. L. Kirby, K. Parker, K. Thompson et J. O'Neill. 2013. « Wheelchair propulsion test: development and measurement properties of a new test for manual wheelchair users ». *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 94, n° 9, p. 1690-8.
- Baldominos, A., Y. Saez et C. García del Pozo. 2015. « An Approach to Physical Rehabilitation Using State-of-the-art Virtual Reality and Motion Tracking Technologies ». *Procedia Computer Science*, vol. 64, p. 10-16.
- Barcala, L., L. A. Grecco, F. Colella, P. R. Lucareli, A. S. Salgado et C. S. Oliveira. 2013. « Visual biofeedback balance training using wii fit after stroke: a randomized controlled trial ». *J Phys Ther Sci*, vol. 25, n° 8, p. 1027-32.
- Blouin, Martine. 2014. « Mesure des effets immédiats d'un entraînement sur un simulateur de fauteuil roulant manuel offrant une rétroaction haptique : un regard sur l'efficacité de la propulsion et sur les chargements aux épaules. ».

- Bocian, M., J. Macdonald, J. Burn et D. Redmill. 2015. « Experimental identification of the behaviour of and lateral forces from freely-walking pedestrians on laterally oscillating structures in a virtual reality environment ». *Engineering Structures*, vol. 105, p. 62-76.
- Boninger, M. L., M. Baldwin, R. A. Cooper, A. Koontz et L. Chan. 2000. « Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position ». *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 81, n° 5, p. 608-13.
- Boninger, M.L., R. Cooper, M. Baldwin, S. Shimada et A. Koontz. 1999. « Wheelchair pushrim kinetics: Body weight and median nerve function ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 80, n° 8, p. 910-915.
- Boninger, M. L., R. A. Cooper, S. D. Shimada et T. E. Rudy. 1998. « Shoulder and elbow motion during two speeds of wheelchair propulsion: a description using a local coordinate system ». *Spinal Cord*, vol. 36, n° 6, p. 418-26.
- Bouchard, S., Robillard, & Renaud, P. 2007. « Questionnaire sur les cybermalaises ».
- Bozgeyikli, L., E. Bozgeyikli, M. Clevenger, S. Gong, A. Rajj, R. Alqasemi, S. Sundarrao et R. Dubey. 2014. « VR4VR: Towards vocational rehabilitation of individuals with disabilities in immersive virtual reality environments ». In *Virtual and Augmented Assistive Technology (VAAT), 2014 2nd Workshop on*. (30-30 March 2014), p. 29-34.
- Bruder, G., V. Interrante, L. Phillips et F. Steinicke. 2012. « Redirecting walking and driving for natural navigation in immersive virtual environments ». *IEEE Trans Vis Comput Graph*, vol. 18, n° 4, p. 538-45.
- Chénier, F., P. Bigras et R. Aissaoui. 2011a. « A new dynamic model of the manual wheelchair for straight and curvilinear propulsion ». In *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. (June 29 2011-July 1 2011), p. 1-5.
- Chénier, F., P. Bigras et R. Aissaoui. 2011b. « An Orientation Estimator for the Wheelchair's Caster Wheels ». *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, vol. 19, n° 6, p. 1317-1326.
- Chénier, F., M. Dallaire Côté, D. Labbé, R. Aissaoui. 2014b. « Propelling a manual wheelchair on a haptic simulator: Insights on the influence of visual immersion on propulsion moments. ». *Biomechanics Research in Quebec*.
- Chénier, F., P. Bigras et R. Aissaoui. 2014b. « A New Wheelchair Ergometer Designed as an Admittance-Controlled Haptic Robot ». *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 19, n° 1, p. 321-328.

- Cho, Sangwoo, Jeonghun Ku, Yun Kyung Cho, In Young Kim, Youn Joo Kang, Dong Pyo Jang et Sun I. Kim. 2014. « Development of virtual reality proprioceptive rehabilitation system for stroke patients ». *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 113, n° 1, p. 258-265.
- Cikajlo, I. 2008. « Integration of virtual reality based task into controlled dynamometry to enhance motor rehabilitation ». In *2008 Virtual Rehabilitation, 25-27 Aug. 2008*. (Piscataway, NJ, USA), p. 157-62. Coll. « 2008 Virtual Rehabilitation »: IEEE. < <http://dx.doi.org/10.1109/ICVR.2008.4625153> >.
- Collinger, J. L., M.L. Boninger, Alicia M. Koontz, Robert Price, S.A. Sisto, M. L. Tolerico et R.A. Cooper. 2008. « Shoulder Biomechanics During the Push Phase of Wheelchair Propulsion: A Multisite Study of Persons With Paraplegia ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 89, n° 4, p. 667-676.
- Cooper, R. A., M. L. Boninger, S. D. Shimada et B. M. Lawrence. 1999. « Glenohumeral joint kinematics and kinetics for three coordinate system representations during wheelchair propulsion ». *Am J Phys Med Rehabil*, vol. 78, n° 5, p. 435-46.
- Cooper, R. A., R. N. Robertson, D. P. VanSickle, M. L. Boninger et S. D. Shimada. 1997. « Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note ». *J Rehabil Res Dev*, vol. 34, n° 2, p. 162-70.
- Corbetta, D., F. Imeri et R. Gatti. 2015. « Rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than standard rehabilitation for improving walking speed, balance and mobility after stroke: a systematic review ». *Journal of Physiotherapy*, vol. 61, n° 3, p. 117-124.
- de Groot, S., M. de Bruin, S. P. Noomen et L. H. van der Woude. 2008. « Mechanical efficiency and propulsion technique after 7 weeks of low-intensity wheelchair training ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 23, n° 4, p. 434-41.
- de Groot, S., M. Zuidgeest et L. H. van der Woude. 2006. « Standardization of measuring power output during wheelchair propulsion on a treadmill Pitfalls in a multi-center study ». *Med Eng Phys*, vol. 28, n° 6, p. 604-12.
- de los Reyes-Guzman, Ana, Iris Dimbwadyo-Terrer, Fernando Trincado-Alonso, Miguel A. Aznar, Cesar Alcubilla, Soraya Perez-Nombela, Antonio Del Ama-Espinosa, Begona Polonio-Lopez et Angel Gil-Agudo. 2014. « A data-globe and immersive virtual reality environment for upper limb rehabilitation after Spinal Cord Injury ». *IFMBE Proceedings*, vol. 41, p. 1759-1762.

- de Mello Monteiro, Carlos Bandeira, Thais Massetti, Talita Dias da Silva, John van der Kamp, Luiz Carlos de Abreu, Claudio Leone et Geert J. P. Savelsbergh. 2014. « Transfer of motor learning from virtual to natural environments in individuals with cerebral palsy ». *Research in Developmental Disabilities*, vol. 35, n° 10, p. 2430-2437.
- Desroches, G., R. Aissaoui et D. Bourbonnais. 2008. « Relationship between resultant force at the pushrim and the net shoulder joint moments during manual wheelchair propulsion in elderly persons ». *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 89, n° 6, p. 1155-61.
- Duchène, S. 2016. « Conception et validation d'un protocole d'entraînement pour réduire l'impact d'une tâche perceptivo-cognitive sur la performance motrice. ».
- Dysterheft, J.L., Ian M. Rice et Laura A. Rice. 2015. « Influence of Handrim Wheelchair Propulsion Training in Adolescent Wheelchair Users, A Pilot Study ». *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 3, p. 68.
- Finley, M. A., E. K. Rasch, R. E. Keyser et M. M. Rodgers. 2004. « The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment ». *J Rehabil Res Dev*, vol. 41, n° 3b, p. 385-95.
- French, B., D. Tyamagundlu, D. P. Siewiorek, A. Smailagic et D. Ding. 2008. « Towards a Virtual Coach for manual wheelchair users ». In *2008 12th IEEE International Symposium on Wearable Computers*. (Sept. 28 2008-Oct. 1 2008), p. 77-80.
- Gmerek, A. 2012. « The virtual reality system used for upper extremity rehabilitation ». In *2012 17th International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics, MMAR 2012, August 27, 2012 - August 30, 2012*. (Miedzyzdroje, Poland), p. 312-314. Coll. « 2012 17th International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics, MMAR 2012 »: IEEE Computer Society. < <http://dx.doi.org/10.1109/MMAR.2012.6347900> >.
- Gorce, P., et N. Louis. 2012. « Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: influence of wheelchair settings ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 27, n° 1, p. 7-15.
- Guberek, R., S. Schneiberg, H. Sveistrup, P. McKinley et M. F. Levin. 2008. « Application of virtual reality in upper limb rehabilitation ». In *2008 Virtual Rehabilitation, 25-27 Aug. 2008*. (Piscataway, NJ, USA), p. 65. Coll. « 2008 Virtual Rehabilitation »: IEEE. < <http://dx.doi.org/10.1109/ICVR.2008.4625128> >.
- Harrison, C. S., P. M. Grant et B. A. Conway. 2010. « Enhancement of a virtual reality wheelchair simulator to include qualitative and quantitative performance metrics ». *Assist Technol*, vol. 22, n° 1, p. 20-31.

- Hollman, J. H., Robert H. Brey, Richard A. Robb, Tami J. Bang et Kenton R. Kaufman. 2006. « Spatiotemporal gait deviations in a virtual reality environment ». *Gait & Posture*, vol. 23, n° 4, p. 441-444.
- Hurd, W. J., Melissa M. Morrow, Kenton R. Kaufman et Kai-Nan An. 2008. « Biomechanic Evaluation of Upper-Extremity Symmetry Manual Wheelchair Propulsion Over Varied Terrain ». *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 89, n° 10, p. 1996-2002.
- Hwang, M., M.M. Kuroda, B. Tann et Deborah J. Gaebler-Spira. 2011. « Measuring Care and Comfort in Children With Cerebral Palsy: The Care and Comfort Caregiver Questionnaire ». *PM&R*, vol. 3, n° 10, p. 912-919.
- I. Quinones, Uriostegui, F. Bernal-Yescas, J. A. Tovar-Sandoval, E. Vela-Pena, M. Bourdon-Santoyo et Perez-Sanpablo A. I. 2014. « Biomechanical analysis of the propulsion of the manual wheelchair in patients with spinal cord injury ». In *Health Care Exchanges (PAHCE), 2014 Pan American*. (7-12 April 2014), p. 1-5.
- Jack, D., R. Boian, A. S. Merians, M. Tremaine, G. C. Burdea, S. V. Adamovich, M. Recce et H. Poizner. 2001. « Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation ». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9, n° 3, p. 308-18.
- Jayaraman, C., C.L. Beck et J.J. Sosnoff. 2015. « Shoulder pain and jerk during recovery phase of manual wheelchair propulsion ». *Journal of Biomechanics*, vol. 48, n° 14, p. 3937-3944.
- Jiang, W., Jin-jin Zheng, Hong-jun Zhou et Bing-kai Zhang. 2016. « A new constraint-based virtual environment for haptic assembly training ». *Advances in Engineering Software*, vol. 98, p. 58-68.
- Kairy, D., M. Veras, P. Archambault, A. Hernandez, J. Higgins, M.F. Levin, L. Poissant, A. Raz et F. Kaizer. 2016. « Maximizing post-stroke upper limb rehabilitation using a novel telerehabilitation interactive virtual reality system in the patient's home: study protocol of a randomized clinical trial ». *Contemporary Clinical Trials*, vol. 47, p. 49-53.
- Kamaraj, D.C., B.E. Dicianno, H.P. Mahajan, A.M. Buhari et R.A. Cooper. 2016. « Stability and Workload of the Virtual Reality–Based Simulator-2 ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.

- Kang, H. K., Y. Kim, Y. Chung et S. Hwang. 2012. « Effects of treadmill training with optic flow on balance and gait in individuals following stroke: randomized controlled trials ». *Clin Rehabil*, vol. 26, n° 3, p. 246-55.
- Kang, N., et J. H. Cauraugh. 2015. « Bimanual force variability in chronic stroke: with and without visual information ». *Neurosci Lett*, vol. 587, p. 41-5.
- Ke, Fengfeng, Sungwoong Lee et Xinhao Xu. 2016. « Teaching training in a mixed-reality integrated learning environment ». *Computers in Human Behavior*, vol. 62, p. 212-220.
- Kennedy, R. S., Drexler, J. M., Compton, D. E., Stanney, K. M., Lanham, S. et Harm, D. L. 2001. « Configural Scoring of Simulator Sickness, Cybersickness and Space Adaptation Syndrome: Similarities and Differences? ». *NASA Johnson Space Center*.
- Kennedy, R. S., Norman E. L., K.S. Berbaum et M.G. Lilienthal. 1993. « Simulator Sickness Questionnaire: An Enhanced Method for Quantifying Simulator Sickness ». *The International Journal of Aviation Psychology*, vol. 3, n° 3, p. 203-220.
- Keshavarz B, B.E. Riecke, L.J. Hettinger, J.L. Campos. 2015. « Vection and visually induced motion sickness: how are they related? ». *Frontiers in Psychology*.vol. 6
doi:10.3389/fpsyg.2015.00472.
- Khademi, M., H. Mousavi Hondori, L. Dodakian, S. Cramer et C.V. Lopes. 2013. « Comparing 'pick and place' task in spatial Augmented Reality versus non-immersive Virtual Reality for rehabilitation setting ». In *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2013, July 3, 2013 - July 7, 2013*. (Osaka, Japan), p. 4613-4616. Coll. « Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS »: Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc. <
<http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2013.6610575> >.
- Kim, J., M. Lee, Y. Kim, S.-D. Eun et B. Yoon. 2016. « Feasibility of an individually tailored virtual reality program for improving upper motor functions and activities of daily living in chronic stroke survivors: A case series ». *European Journal of Integrative Medicine*.
- Kirby, R. Lee, N. J. Miffen, D. L. Thibault, C. Smith, K. L. Best, K.J. Thompson et D.A. MacLeod. 2004. « The manual wheelchair-handling skills of caregivers and the effect of training ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 85, n° 12, p. 2011-2019.
- Kizony, R., N. Katz et P. L. Weiss. 2003. « Adapting an immersive virtual reality system for rehabilitation ». *Journal of Visualization and Computer Animation*, vol. 14, n° 5, p. 261-8.

- Kotajarvi, B. R., J.R. Basford, K.-N. An, D.A. Morrow et K.R. Kaufman. 2006. « The Effect of Visual Biofeedback on the Propulsion Effectiveness of Experienced Wheelchair Users ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 87, n° 4, p. 510-515.
- Ktena, S. I., W. Abbott et A. A. Faisal. 2015. « A virtual reality platform for safe evaluation and training of natural gaze-based wheelchair driving ». In *2015 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*. (22-24 April 2015), p. 236-239.
- Lamont, K., M.Chin et M. Kogan. 2011. « Mirror Box Therapy – Seeing is Believing ». *EXPLORE: The Journal of Science and Healing*, vol. 7, n° 6, p. 369-372.
- LaPlante, M. P., et H. S. Kaye. 2010. « Demographics and trends in wheeled mobility equipment use and accessibility in the community ». *Assist Technol*, vol. 22, n° 1, p. 3-17; quiz 19.
- Latash, M. L., J. P. Scholz et G. Schoner. 2002. « Motor control strategies revealed in the structure of motor variability ». *Exerc Sport Sci Rev*, vol. 30, n° 1, p. 26-31.
- Laver, K. E., S. George, S. Thomas, J. E. Deutsch et M. Crotty. 2011. « Virtual reality for stroke rehabilitation ». *Cochrane Database Syst Rev*, n° 9, p. Cd008349.
- Leving, M.T., Riemer J. K. Vegter, Johanneke Hartog, Claudine J. C. Lamoth, Sonja de Groot et Lucas H. V. van der Woude. 2015. « Effects of Visual Feedback-Induced Variability on Motor Learning of Handrim Wheelchair Propulsion ». *PLoS ONE*, vol. 10, n° 5.
- Lian-Yi, Chen, et H. Fujimoto. 1996. « Development of wheelchair experience system and spatial recognition in virtual environment ». In *Industrial Electronics, Control, and Instrumentation, 1996., Proceedings of the 1996 IEEE IECON 22nd International Conference on*. (5-10 Aug 1996) Vol. 2, p. 743-748 vol.2.
- Lin, H. T., F. C. Su, H. W. Wu et K. N. An. 2004. « Muscle forces analysis in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion ». *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 218, n° 4, p. 213-21.
- Llorens, R., E. Noe, C. Colomer et M. Alcaniz. 2015. « Effectiveness, usability, and cost-benefit of a virtual reality-based telerehabilitation program for balance recovery after stroke: a randomized controlled trial ». *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 96, n° 3, p. 418-425.e2.

- Lohse, K. R., C. G. E. Hilderman, K. L. Cheung, S. Tatla et H. F. Machiel Van der Loos. 2014. « Virtual Reality Therapy for Adults Post-Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis Exploring Virtual Environments and Commercial Games in Therapy ». *PLoS ONE*, vol. 9, n° 3, p. e93318.
- Lucca, L. F. 2009. « Virtual reality and motor rehabilitation of the upper limb after stroke: a generation of progress? ». *J Rehabil Med*, vol. 41, n° 12, p. 1003-100.
- Maeda, S., M. Futatsuka, J. Yonesaki et M. Ikeda. 2003. « Relationship between questionnaire survey results of vibration complaints of wheelchair users and vibration transmissibility of manual wheelchair ». *Environ Health Prev Med*, vol. 8, n° 3, p. 82-9.
- Mahajan, H. P., B. E. Dicianno, R. A. Cooper et D. Ding. 2013. « Assessment of wheelchair driving performance in a virtual reality-based simulator ». *J Spinal Cord Med*, vol. 36, n° 4, p. 322-32.
- Meehan, Michael, Brent Insko, Mary Whitton et Jr. Frederick P. Brooks. 2002. « Physiological measures of presence in stressful virtual environments ». In *Proceedings of the 29th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. (San Antonio, Texas), p. 645-652. 566630: ACM.
- Méjane, J. 2015. « Évaluation de l'impact combiné d'une tâche perceptivo-cognitive et de la fatigue musculaire sur la biomécanique du membre inférieur lors d'atterrissages. ».
- Meldrum, D., S. Herdman, R. Vance, D. Murray, K. Malone, D. Duffy, A. Glennon et R. McConn-Walsh. 2015. « Effectiveness of Conventional Versus Virtual Reality-Based Balance Exercises in Vestibular Rehabilitation for Unilateral Peripheral Vestibular Loss: Results of a Randomized Controlled Trial ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 96, n° 7, p. 1319-1328.e1.
- Mercer, J. L., M.L. Boninger, A. Koontz, D. Ren, T. Dyson-Hudson et R.A. Cooper. 2006. « Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users ». *Clinical Biomechanics*, vol. 21, n° 8, p. 781-789.
- Merriman, N.A., C. Whyatt, A. Setti, C. Craig et F.N. Newell. 2015. « Successful balance training is associated with improved multisensory function in fall-prone older adults ». *Computers in Human Behavior*, vol. 45, p. 192-203.
- Mestre, D. R., M. Ewald et C. Maiano. 2011. « Virtual reality and exercise: behavioral and psychological effects of visual feedback ». *Stud Health Technol Inform*, vol. 167, p. 122-7.

- Miles, H.C., S.R. Pop, S.J. Watt, G.P. Lawrence et N.W. John. 2012. « A review of virtual environments for training in ball sports ». *Computers & Graphics*, vol. 36, n° 6, p. 714-726.
- Mirelman, A., Benjamin L. P., P. Bonato et J.E. Deutsch. 2010. « Effects of virtual reality training on gait biomechanics of individuals post-stroke ». *Gait & Posture*, vol. 31, n° 4, p. 433-437.
- Morel, M., B. Bideau, J. Lardy et R. Kulpa. 2015. « Advantages and limitations of virtual reality for balance assessment and rehabilitation ». *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, vol. 45, n° 4-5, p. 315-326.
- Mulroy S., P. Requejo, P. Ruparel, P. Hatchet, L. Lighthall Haubert, V. Eberly et C. Muller-Karger. « Biomechanics of the shoulder joint during manual wheelchair propulsion in persons with paraplegia ».
- Murray, E.G., D.L. Neumann, R.L. Moffitt et P.R. Thomas. 2016. « The effects of the presence of others during a rowing exercise in a virtual reality environment ». *Psychology of Sport and Exercise*, vol. 22, p. 328-336.
- Niniss H et A. Nadiss 2000. « Simulation of the behaviour of a powered wheelchair using virtual reality ». *Proc. 3rd Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech., Alghero, Italy 2000*.
- Nilsson, N.C.; Serafin, Stefania; Nordahl, Rolf. 2015. « The Effect of Visual Display Properties and Gain Presentation Mode on the Perceived Naturalness of Virtual Walking Speeds ». *Proceedings of 2015 IEEE Virtual Reality*, p. 81-88.
- Nyland, J., S. L. Snouse, M. Anderson, T. Kelly et J. C. Sterling. 2000. « Soft tissue injuries to USA paralympians at the 1996 summer games ». *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 81, n° 3, p. 368-73.
- Oliveira Barros, H., M. M. Soares et E. Leite Rolim Filho. 2014. « Use of immersive reality and haptic devices in rehabilitation after cerebral vascular accident: clinical perspectives and neuro-image evidence ». In *Design, User Experience, and Usability. User Experience Design for Diverse Interaction Platforms and Environments. Third International Conference, DUXU 2014, 22-27 June 2014*. (Cham, Switzerland) Vol. pt. II, p. 501-8. Coll. « Design, User Experience, and Usability. User Experience Design for Diverse Interaction Platforms and Environments. Third International Conference, DUXU 2014, Held as Part of HCI International 2014. Proceedings: LNCS 8518 »: Springer International Publishing. < http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-07626-3_47 >.

- Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord, Medicine. 2005. « Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury: A Clinical Practice Guideline for Health-Care Professionals ». *The Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 28, n° 5, p. 434-470.
- Perks, B. A., R. Mackintosh, C. P. Stewart et G. I. Bardsley. 1994. « A survey of marginal wheelchair users ». *J Rehabil Res Dev*, vol. 31, n° 4, p. 297-302.
- Peruzzi, A., A. Cereatti, U. Della Croce et A. Mirelman. 2016. « Effects of a virtual reality and treadmill training on gait of subjects with multiple sclerosis: a pilot study ». *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, vol. 5, p. 91-96.
- Pithon, T, Weiss, T, Richir, S, Klinger, E. 2009. « WheelChair Simulators: A Review ». *Technology and Disability*, vol. 21, n° 1,2, p. 1-10.
- Pouvrasseur F., É. Monacelli, S. Charles, A. Schmid, F. Goncalves, PA Leyrat, F. Coulmier, B. Malafosse,. 2017. « Discussion about functionalities of the Virtual Fauteuil simulator for wheelchair training environment ». *International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR 2017)*.
- Psootka, J. 1995. « Immersive training systems: Virtual reality and education and training ». *Instructional Science*, vol. 23, n° 5, p. 405-431.
- Rajaratnam, B. S., J. Gui KaiEn, K. Lee JiaLin, Kwek SweeSin, S. Sim FenRu, Lee Enting, E. Ang YiHsia, Ng KeatHwee, Su Yunfeng, W. Woo YingHowe et S. Teo SiaoTing. 2013. « Does the Inclusion of Virtual Reality Games within Conventional Rehabilitation Enhance Balance Retraining after a Recent Episode of Stroke? ». *Rehabilitation Research and Practice*, vol. 2013, p. 6.
- Requejo, Philip Santos, Sara J. Mulroy, Puja Ruparel, Patricia E. Hatchett, Lisa Lighthall Haubert, Valerie J. Eberly et JoAnne K. Gronley. 2015. « Relationship Between Hand Contact Angle and Shoulder Loading During Manual Wheelchair Propulsion by Individuals with Paraplegia ». *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, vol. 21, n° 4, p. 313-324.
- Rice, I., D. Gagnon, J. Gallagher et M. Boninger. 2010. « Hand rim wheelchair propulsion training using biomechanical real-time visual feedback based on motor learning theory principles ». *J Spinal Cord Med*, vol. 33, n° 1, p. 33-42.
- Rice, I. M., C. Jayaraman, E. T. Hsiao-Wecksler et J. J. Sosnoff. 2014. « Relationship between shoulder pain and kinetic and temporal-spatial variability in wheelchair users ». *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 95, n° 4, p. 699-704.

- Rice, I. M., R. T. Pohlig, J. D. Gallagher et M. L. Boninger. 2013. « Handrim wheelchair propulsion training effect on overground propulsion using biomechanical real-time visual feedback ». *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 94, n° 2, p. 256-63.
- Riecke, B. E., J. Schulte-Pelkum et H.H. Buelthoff. 2005. « Perceiving simulated ego-motions in virtual reality: comparing large screen displays with HMDs ». In. Vol. 5666, p. 344-355. < <http://dx.doi.org/10.1117/12.610846> >.
- Riecke, L., E. Formisano, C. S. Herrmann et A. T. Sack. 2015. « 4-Hz Transcranial Alternating Current Stimulation Phase Modulates Hearing ». *Brain Stimul*, vol. 8, n° 4, p. 777-83.
- Robillard, G., Bouchard, S., Renaud, P., & Cournoyer, L.G. 2002. « Questionnaire sur l'état de présence ».
- Robles-García, V., Y. Corral-Bergantiños, N. Espinosa, Carlos García-Sancho, G. Sanmartín, Julián Flores, J. Cudeiro et Pablo Arias. 2016. « Effects of movement imitation training in Parkinson's disease: A virtual reality pilot study ». *Parkinsonism & Related Disorders*.
- Sadowski, W., K., Stanney. 2002. « Presence in Virtual Environments. ». *Stanney, K.M., (ed) Handbook of Virtual Environments: Design, Implementation, and Applications*.
- Saposnik, G., et M. Levin. 2011. « Virtual reality in stroke rehabilitation: a meta-analysis and implications for clinicians ». *Stroke*, vol. 42, n° 5, p. 1380-6.
- Sasaki, M., Y. Ota, K. Hase, D. Stefanov et M. Yamaguchi. 2014. « Simulation model of a lever-propelled wheelchair ». In *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 26-30 Aug. 2014*. (Piscataway, NJ, USA), p. 6923-6. Coll. « 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) »: IEEE. < <http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2014.6945220> >.
- Sasaki, M., D. Stefanov, Y. Ota, H. Miura et A. Nakayama. 2015. « Shoulder joint contact force during lever-propelled wheelchair propulsion ». *ROBOMECH Journal*, vol. 2, n° 1, p. 1-10.
- Schubert, T., Friedmann, F., & Regenbrecht, H. 1999. « Embodied presence in virtual environment ». *Visual representations and interpretations*, p. 269-278.
- Schuemie, M. J., P. van der Straaten, M. Krijn et C. A. van der Mast. 2001. « Research on presence in virtual reality: a survey ». *Cyberpsychol Behav*, vol. 4, n° 2, p. 183-201.

- Shih-Ching, Yeh, Lee Si-Huei, Wang Jia-Chi, Chen Shuya, Chen Yu-Tsung, Yang Yi-Yung, Chen Huang-Ren et Hung Yen-Po. 2012. « Virtual reality for post-stroke shoulder-arm motor rehabilitation: Training system & assessment method ». In *e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom), 2012 IEEE 14th International Conference on.* (10-13 Oct. 2012), p. 190-195.
- Shimada, S. D., R. N. Robertson, M. L. Bonninger et R. A. Cooper. 1998. « Kinematic characterization of wheelchair propulsion ». *J Rehabil Res Dev*, vol. 35, n° 2, p. 210-8.
- Sinitski, E.H., E.D. Lemaire, N.Baddour, M. Besemann, N. L. Dudek et J. S. Hebert. 2015. « Fixed and self-paced treadmill walking for able-bodied and transtibial amputees in a multi-terrain virtual environment ». *Gait & Posture*, vol. 41, n° 2, p. 568-573.
- Slater, M. 1999. « Measuring Presence: A Response to the Witmer and Singer Presence Questionnaire ». *Presence: Teleoper. Virtual Environ.*, vol. 8, n° 5, p. 560-565.
- Slater, M. 2009. « Place illusion and plausibility can lead to realistic behaviour in immersive virtual environments ». *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, vol. 364, n° 1535, p. 3549-3557.
- Slater, M., A. Steed, J. McCarthy et F. Maringelli. 1998. « The influence of body movement on subjective presence in virtual environments ». *Hum Factors*, vol. 40, n° 3, p. 469-77.
- Sloot, L.H., J.Harlaar et M.M. van der Krogt. 2015. « Self-paced versus fixed speed walking and the effect of virtual reality in children with cerebral palsy ». *Gait & Posture*, vol. 42, n° 4, p. 498-504.
- Sloot, L. H., M. M. van der Krogt et J. Harlaar. 2014. « Effects of adding a virtual reality environment to different modes of treadmill walking ». *Gait & Posture*, vol. 39, n° 3, p. 939-945.
- Slowik, J. S., P. S. Requejo, S. J. Mulroy et R. R. Neptune. 2015. « The influence of speed and grade on wheelchair propulsion hand pattern ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 30, n° 9, p. 927-32.
- Smith, C., et R. Lee Kirby. 2011. « Manual Wheelchair Skills Capacity and Safety of Residents of a Long-Term-Care Facility ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 92, n° 4, p. 663-669.
- Soltau, S.L., J.S. Slowik, P.S. Requejo, S.J. Mulroy et R.R. Neptune. 2015. « An Investigation of Bilateral Symmetry During Manual Wheelchair Propulsion ». *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 3, p. 86.

- Soraker, J.H. 2011. « Virtual entities, environments, world and reality : suggested definitions and taxonomy ». In *Trust and virtual worlds: contemporary perspectives*, sous la dir. de Ess, Charles, et May Thorseth. so:94151. Vol. 63, p. 44-72. Coll. « Digital formations »: Peter Lang Publishing. < <http://doc.utwente.nl/94151/> >.
- Sosnoff, J. J., I. M. Rice, E. T. Hsiao-Wecksler, I. M. Hsu, C. Jayaraman et Y. Moon. 2015. « Variability in Wheelchair Propulsion: A New Window into an Old Problem ». *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 3, p. 105.
- Spaeth, D. M., H. Mahajan, A. Karmarkar, D. Collins, R. A. Cooper et M. L. Boninger. 2008. « Development of a wheelchair virtual driving environment: trials with subjects with traumatic brain injury ». *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 89, n° 5, p. 996-1003.
- Sportillo, D., G. Avveduto, F. Tecchia et M. Carrozzino. 2015. « Training in VR: a preliminary study on learning assembly/disassembly sequences ». In *Augmented and Virtual Reality. Second International Conference, AVR 2015, 31 Aug.-3 Sept. 2015*. (Cham, Switzerland), p. 332-43. Coll. « Augmented and Virtual Reality. Second International Conference, AVR 2015. Proceedings: LNCS 9254 »: Springer International Publishing. < http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-22888-4_24 >.
- Srivastava, S., P. C. Kao, S. H. Kim, P. Stegall, D. Zanotto, J. S. Higginson, S. K. Agrawal et J. P. Scholz. 2015. « Assist-as-Needed Robot-Aided Gait Training Improves Walking Function in Individuals Following Stroke ». *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 23, n° 6, p. 956-63.
- Sugita, N., Y. Kojima, M. Yoshizawa, A. Tanaka, M. Abe, N. Homma, K. Seki et N. Handa. 2012. « Development of a virtual reality system to evaluate skills needed to drive a cycling wheel-chair ». *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2012, p. 6019-22.
- Sveistrup, H. 2004. « Motor rehabilitation using virtual reality ». *J Neuroeng Rehabil*, vol. 1, n° 1, p. 10.
- Tello, R.J. M. G., A.L. C. Bissoli, F. Ferrara, S. Müller, A. Ferreira et T.F. Bastos-Filho. 2015. « Development of a Human Machine Interface for Control of Robotic Wheelchair and Smart Environment* ». *IFAC-PapersOnLine*, vol. 48, n° 19, p. 136-141.
- Turolla, A., M. Dam, L.Ventura, P. Tonin, M.Agostini, C. Zucconi, P.Kiper, A. Cagnin et L.Piron. 2013. « Virtual reality for the rehabilitation of the upper limb motor function after stroke: a prospective controlled trial ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 10, p. 85-85.

- U.S. Census Bureau, 2010. « Prevalence of Specific Measures of Disability Among Individuals 15 Years and Older: 2010 ». *Survey of Income and Program Participation.*, Table A-1.
- Usoh, M., E.Catena, S. Arman et M. Slater. 2000. « Using Presence Questionnaires in Reality ». *Presence: Teleoper. Virtual Environ.*, vol. 9, n° 5, p. 497-503.
- Van Den Berg, R., S. De Groot, K. M. Swart et L. H. Van Der Woude. 2010. « Physical capacity after 7 weeks of low-intensity wheelchair training ». *Disabil Rehabil*, vol. 32, n° 21, p. 1717-21.
- Vegter, R. J., S. de Groot, C. J. Lamoth, D. H. Veeger et L. H. van der Woude. 2014. « Initial Skill Acquisition of Handrim Wheelchair Propulsion: A New Perspective ». *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 22, n° 1, p. 104-13.
- Vegter, R. J., C. J. Lamoth, S. de Groot, D. H. Veeger et L. H. van der Woude. 2013. « Variability in bimanual wheelchair propulsion: consistency of two instrumented wheels during handrim wheelchair propulsion on a motor driven treadmill ». *J Neuroeng Rehabil*, vol. 10, p. 9.
- Vegter, R. J. K., J. Hartog, S. de Groot, C. J. Lamoth, M.J. Bekker, J. W. van der Scheer, L.H.V. van der Woude et D.H. E. J. Veeger. 2015. « Early motor learning changes in upper-limb dynamics and shoulder complex loading during handrim wheelchair propulsion ». *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 12, n° 1, p. 1-14.
- Vegter, R.J. K., C. J. Lamoth, S.de Groot, D. H. E. J. Veeger et L.H. V. van der Woude. 2014. « Inter-Individual Differences in the Initial 80 Minutes of Motor Learning of Handrim Wheelchair Propulsion ». *PLoS ONE*, vol. 9, n° 2, p. e89729.
- Viñas-Diz, S., et M. Sobrido-Prieto. 2016. « Virtual reality for therapeutic purposes in stroke: A systematic review ». *Neurología (English Edition)*, vol. 31, n° 4, p. 255-277.
- Walker, M.L., S.I. Ringleb, G.C. Maihafer, R.Walker, J.R. Crouch, B. Van Lunen et S. Morrison. 2010. « Virtual Reality–Enhanced Partial Body Weight–Supported Treadmill Training Poststroke: Feasibility and Effectiveness in 6 Subjects ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 91, n° 1, p. 115-122.
- Wang, H., A.M Koontz, J.L. Collinger et M. L Boninger. 2009. « Influence of Gripping Moments during Wheelchair Propulsion on Natural Surfaces ». In *Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America*. (Crystal City Hyatt, Arlington, VA) pittir:16306. < <http://d-scholarship.pitt.edu/16306/> >.
- Webster, J. S., P. T. McFarland, L. J. Rapport, B. Morrill, L. A. Roades et P. S. Abadee. 2001. « Computer-assisted training for improving wheelchair mobility in unilateral neglect patients ». *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 82, n° 6, p. 769-75.

- Witmer, B.G., et M.J. Singer. 1998. « Measuring Presence in Virtual Environments: A Presence Questionnaire ». *Presence: Teleoper. Virtual Environ.*, vol. 7, n° 3, p. 225-240.
- Yang, H.S., R. Malaka, J. Hoshino et J.H. Han. 2010. *Entertainment Computing - ICEC 2010: 9th International Conference, ICEC 2010, Seoul, Korea, September 8-11, 2010. Proceedings*. Springer.
- Yelshyna, D., M. F. Gago, E. Bicho, V. Fernandes, N.F. Gago, L. Costa, H. Silva, M. Lurdes Rodrigues, L. Rocha et N. Sousa. 2016. « Compensatory postural adjustments in Parkinson's disease assessed via a virtual reality environment ». *Behavioural Brain Research*, vol. 296, p. 384-392.
- Zanotto, D., G. Rosati, F. Avanzini, P. Stegall et S. K. Agrawal. 2012. « Robot-assisted gait training with complementary auditory feedback: Results on short-term motor adaptation ». In *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. (24-27 June 2012), p. 1388-1393.
- Ziegler, M. D., H. Zhong, R. R. Roy et V. R. Edgerton. 2010. « Why variability facilitates spinal learning ». *J Neurosci*, vol. 30, n° 32, p. 10720-6.
- Zimmerli, L., M. Jacky, L. Lünenburger, R. Riener et M. Bolliger. 2013. « Increasing Patient Engagement During Virtual Reality-Based Motor Rehabilitation ». *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 94, n° 9, p. 1737-1746.