

Université de Montréal

Coordination bilatérale et posture lors des poussées des membres
supérieurs chez la personne hémiparétique

Par
Haifa Akremi

École de réadaptation
Faculté de médecine

Thèse présentée en vue de l'obtention du grade de doctorat en sciences de la réadaptation

Décembre 2021

©Akremi, 2021

Université de Montréal
École de réadaptation, Faculté de médecine

Cette thèse intitulée

**Coordination bilatérale et posture lors des poussées des membres supérieurs chez la
personne hémiparétique**

Présentée par

Haifa Akremi

A été évaluée par un jury composé des personnes suivantes

Dr Joseph-Omer Dyer
Président-rapporteur

Dre Johanne Higgins
Directrice de recherche

Dre Sylvie Nadeau
Codirectrice de recherche

Dre Danielle Levac
Membre interne du jury

Dre Stella Maris Michaelsen
Examinatrice externe

Résumé

L'utilisation simultanée des membres supérieurs (MS) d'une manière coordonnée est nécessaire pour effectuer plusieurs activités quotidiennes. Après un accident vasculaire cérébral (AVC), les personnes peuvent présenter des déficits d'ajustement des mouvements dans le temps et dans l'espace affectant leur coordination bilatérale et leur organisation posturale. La coordination bilatérale des MS a été peu explorée et traitée en réadaptation post-AVC. Ce projet doctoral visait à : 1) Quantifier les déficits de coordination bilatérale des MS lors des mouvements bilatéraux de poussées symétriques à deux niveaux d'effort, 2) Déterminer l'effet d'une perturbation, asymétrie de l'effort, basée sur un concept de l'augmentation de l'erreur sur la coordination bilatérale des MS et 3) Analyser la stratégie d'organisation posturale pendant des poussées bilatérales symétriques et asymétriques des MS. L'hypothèse générale était que la coordination bilatérale et l'organisation posturale des personnes post-AVC allaient différer des personnes en santé et qu'elles seraient affectées par l'augmentation symétrique de l'effort de poussée et par l'imposition d'une perturbation (asymétrie du niveau d'effort). Une vingtaine de personnes post-AVC ont été comparées à des témoins en santé lors d'exercices de poussées bilatérales linéaires et résistantes (à 15% et/ou à 30% de la force maximale) des MS en position assise à l'aide d'un exerciceur instrumenté. Cet appareil combiné avec des surfaces d'appui instrumentées avec des plateformes de forces a permis d'enregistrer les forces au niveau des mains, des cuisses et des pieds.

Les résultats ont montré que les personnes post-AVC avaient une bonne coordination temporo-spatiale des MS lors des poussées bilatérales à deux niveaux d'effort par rapport à des personnes en santé malgré une asymétrie des forces entre les MS parétique et non-parétique (article 1). L'effet d'une perturbation du niveau d'effort de poussée sur la coordination temporo-spatiale des MS des personnes post-AVC était négligeable. Toutefois, la perturbation par l'asymétrie de l'effort a montré un effet d'adaptation motrice marqué par une augmentation subite suivie d'une atténuation du délai d'initiation du mouvement entre les MS chez les deux groupes (article 2). Au niveau du contrôle postural, une asymétrie de la répartition du poids du corps vers le pied parétique et la main non-parétique et un déplacement antérieur important du tronc ont été notés lors des poussées chez les personnes post-AVC par rapport aux personnes en santé (article 3). Lors de l'augmentation de l'effort symétrique de poussées ou lors de poussées asymétriques, les personnes post-AVC comme

les personnes en santé montraient une augmentation de l'appui au niveau des cuisses, une décharge du poids au niveau des pieds et une augmentation de l'appui sur les mains (article 3).

En conclusion, les personnes post-AVC présentaient une asymétrie des forces des MS et une asymétrie de répartition du poids du corps en position assise mais une bonne coordination bilatérale des MS et une capacité d'adaptation motrice préservée.

Mots-clés : Coordination bilatérale, Accident vasculaire cérébral, Membres supérieurs, Augmentation de l'erreur, Biomécanique, Réadaptation.

Abstract

Simultaneous use of the upper limbs (UL) in a coordinated manner is necessary to perform many daily activities. After a stroke, individuals may have deficits in movement adjustment in both time and space, affecting their bilateral UL coordination and postural organization. Bilateral coordination of the UL has not been extensively explored and is seldom treated in stroke rehabilitation. This doctoral project aimed to 1) Quantify UL bilateral coordination deficits during bilateral symmetrical pushing movements at two levels of effort, 2) Determine the effect of an imposed perturbation in the form of an asymmetry of effort, based on the concept of error augmentation on UL bilateral coordination and 3) Analyze the postural organization strategy during bilateral symmetrical and asymmetrical UL pushing movements. The general hypothesis was that bilateral coordination and postural organization of individuals post-stroke would differ from those of healthy individuals and would be affected by symmetrically increasing pushing effort and by imposing a perturbation (asymmetry in effort level). Twenty post-stroke individuals were compared with healthy controls during linear and resisted bilateral pushing exercises (at 15% and/or 30% of maximal force) of the UL in a sitting position using an instrumented exerciser. This exerciser combined with bearing surfaces instrumented with force platforms recorded forces at the hands, thighs, and feet.

Results showed that post-stroke individuals had good temporospatial coordination of the UL during bilateral pushing movements at two levels of effort when compared to healthy individuals despite an asymmetry of forces between the paretic and nonparetic UL (Article 1). The effect of an imposed perturbation on temporospatial coordination of UL in post-stroke individuals was negligible. However, a sudden increase followed by the attenuation of the movement initiation delay between UL in both groups was observed, indicative of an adaptation phenomenon (Article 2). As for postural control, an asymmetry in body weight distribution toward the paretic foot and the nonparetic hand and a significant anterior displacement of the trunk were noted during pushing movements in post-stroke individuals when compared to healthy individuals (Article 3). Both post-stroke and healthy individuals displayed increased support at the thighs and hand and offloading at the feet, during increased symmetrical pushing efforts as well as during asymmetrical pushing movements (Article 3).

In conclusion, post-stroke individuals showed asymmetry in UL forces and asymmetry in body weight distribution in sitting but good bilateral UL coordination and a preserved motor adaptation ability.

Keywords: Bilateral coordination, Stroke, Upper extremity, Error augmentation, Biomechanics, Rehabilitation.

Table des matières

Résumé	5
Abstract.....	7
Table des matières.....	9
Liste des tableaux	15
Liste des figures	17
Liste des abréviations	19
Dédicace.....	21
Remerciements.....	23
Chapitre 1 : Introduction.....	25
Chapitre 2 : Recension des écrits.....	29
2.1 L'accident vasculaire cérébral	29
2.1.1. L'accident vasculaire cérébral : définition et répercussions.....	29
2.1.2. La prise en charge des personnes après un AVC	30
2.1.3. La réadaptation du membre supérieur post-AVC.....	30
2.2. La coordination motrice bilatérale	34
2.2.1. Définition	34
2.2.2. Évaluation de la coordination bilatérale.....	37
2.2.2.1. Évaluation biomécanique de la coordination bilatérale.....	38
2.2.2.1.1. Système d'analyse du mouvement en 3D	38
2.2.2.1.2. Les mesures cinématiques de coordination	38
2.2.2.1.3. Les autres mesures cinématiques.....	42
2.2.2.1.4. Les mesures cinétiques.....	42
2.2.2.2. Évaluation clinique de la coordination bilatérale.....	43
2.3. La coordination bilatérale après un AVC.....	45
2.3.1. Déficits de coordination bilatérale temporelle.....	45
2.3.2. Déficits de coordination bilatérale spatiale	46
2.3.3. Les déficits de coordination bilatérale des forces.....	46
2.3.4. Déficits sensorimoteurs et coordination motrice	47
2.4. Adaptation motrice et concept d'augmentation de l'erreur	48
2.4.1. Les paradigmes: contrôle, apprentissage et adaptation motrice	48
2.4.2. L'adaptation motrice et l'apprentissage moteur	48
2.4.3. Effet de l'apprentissage et l'adaptation motrice sur la plasticité cérébrale.....	50

2.5.	Concept de l'augmentation de l'erreur	51
2.5.1.	Définition du concept de l'augmentation de l'erreur	51
2.5.2.	Phases du concept d'AE	51
2.5.3.	Processus neuronal et contrôle moteur	52
2.5.4.	Types de rétroaction utilisés dans le concept d'AE	53
2.5.5.	Effet de l'ampleur de l'asymétrie (perturbation) créée dans le concept de l'AE.....	53
2.5.6.	Effet du protocole AE sur la marche chez les personnes après un AVC	54
2.5.7.	Effet du protocole AE sur la performance des MS chez les personnes après un AVC	56
2.6.	L'organisation posturale chez la personne post-AVC.....	57
Chapitre 3 : Objectifs et hypothèses.....		61
3.1	Objectif général de la thèse	61
3.2	Objectifs spécifiques.....	61
3.3	Hypothèses	61
Chapitre 4: Méthodologie		63
4.1.	Devis de recherche	63
4.2.	Participants	63
4.3.	Recrutement	63
4.4.	Procédures.....	65
4.4.1.	Évaluation clinique.....	66
4.4.2.	Exerciseur double.....	66
4.4.3.	Rétroaction visuelle et verbale	67
4.5.	L'instrumentation et l'analyse biomécanique	68
4.5.1.	Force maximale.....	68
4.5.2.	Distance de poussée	68
4.5.3.	Durée de la poussée	69
4.5.4.	Délais d'initiation des poussées.....	69
4.5.5.	Délais de la fin des poussées.....	69
4.5.6.	Vitesse maximale	70
4.5.7.	Moment du pic de la vitesse maximale	70
4.5.8.	Coefficient de corrélation croisée et délais temporaux.....	70
4.5.9.	La répartition du poids du corps	71
4.5.10.	Le déplacement du tronc.....	71
4.5.11.	Le protocole des mouvements de poussées bilatérales	71
4.6.	Analyses des données.....	72
4.7.	Analyses statistiques	73
Chapitre 5 : Résultats.....		75
5.1	Article 1: Bilateral motor coordination during upper limb symmetric pushing movements at two levels of force resistance in healthy and post-stroke individuals.....	76

5.1.1	Abstract.....	77
5.1.2	Introduction	77
5.1.3	Methods.....	79
5.1.3.1	Study design	79
5.1.3.2	Participants.....	79
5.1.3.3	Clinical evaluation.....	80
5.1.3.4	Bilateral exerciser and experimental set-up.....	80
5.1.3.5	Experimental task	81
5.1.3.6	Data analysis.....	82
5.1.3.7	Statistical analysis.....	83
5.1.4	Results.....	84
5.1.4.1	Maximal force.....	84
5.1.4.2	Pushing distance.....	84
5.1.4.3	Movement duration	85
5.1.4.4	Onset delay.....	85
5.1.4.5	Bilateral coordination.....	85
5.1.5	Discussion	87
5.1.6	Conclusion.....	91
5.1.7	Acknowledgments	91
5.1.8	References	91
5.2	Article 2: Effect of force perturbation on bilateral upper limb coordination in hemiparetic persons	103
5.2.1	Abstract.....	104
5.2.2	Introduction	105
5.2.3	Methods.....	106
5.2.3.1	Participants.....	106
5.2.3.2	Individual characteristics and clinical data	106
5.2.3.3	Experimental setup.....	107
5.2.3.4	Bilateral pushing movement assessment.....	107
5.2.3.5	Statistical analysis.....	109
5.2.4	Results.....	110
5.2.4.1	Onset and Offset delays	110
5.2.4.2	Maximal velocity and its occurrence	110
5.2.4.3	Cross-correlation coefficients (CCC) and time lag (TL) of velocity of pushing.....	111
5.2.4.4	Relationship between laboratory and clinical measures in the stroke group.....	112
5.2.5	Discussion	112
5.2.5.1	Motor adaptation ability	112
5.2.5.2	Maintained UL bilateral coordination after perturbation	113
5.2.6	Conclusion.....	115
5.2.7	References	116
5.3	Article 3: Postural organization during bilateral upper limb symmetric and asymmetric pushing tasks in individuals after stroke compared to healthy controls	126
5.3.1	Abstract.....	128
5.3.2	Introduction	130
5.3.3	Methods.....	132

5.3.3.1	Participants.....	132
5.3.3.2	Equipment	132
5.3.3.3	Data collection procedures	133
5.3.3.4	Symmetric and asymmetric bilateral tasks.....	135
5.3.3.5	Data analysis.....	136
5.3.3.6	Statistical analysis.....	136
5.3.4	Results.....	137
5.3.4.1	UL anteroposterior pushing forces	137
5.3.4.2	Hand vertical pushing forces	137
5.3.4.3	Hemibody vertical forces.....	138
5.3.4.4	Thighs and foot forces	138
5.3.4.5	Forward trunk displacements.....	139
5.3.4.6	Association of vertical forces between sides.....	139
5.3.4.7	Association between hemibody and hand vertical forces.....	139
5.3.4.8	Association between hands, hemibody vertical force and trunk displacement	139
5.3.5	Discussion	139
5.3.5.1	Weight bearing transfer strategy	140
5.3.5.2	Weight bearing distribution between sides during bilateral pushing conditions	141
5.3.5.3	Trunk movements forward during bilateral pushing movements.....	142
5.3.5.4	Limits of the study	143
5.3.6	Conclusion.....	143
5.3.7	Conflict of interest	143
5.3.8	References	143
Chapitre 6 : Étude 2	155	
6.1 Rationnel	155	
6.2 Devis de recherche	156	
6.3 Participants	156	
6.4 Intervention	157	
6.5 Évaluation clinique	160	
6.6 Familiarisation avec l'exerciseur.....	160	
6.7 Analyses statistiques	162	
6.8 Résultats et discussion.....	162	
Chapitre 7: Discussion.....	169	
7.1 Objectif de la thèse.....	169	
7.2 Synthèse des résultats principaux	170	
7.3 Représentativité des échantillons	171	
7.4 L'asymétrie de la force maximale des MS après l'AVC :	172	
7.5 L'effet des différents niveaux d'effort	174	

7.5.1	La coordination bilatérale des forces et la répartition du poids.....	174
7.5.2	La coordination bilatérale temporo-spatiale	175
7.5.3	Mesure de la coordination bilatérale par l'analyse de la corrélation croisée.....	176
7.5.4	Déplacement du tronc et contrôle postural	176
7.6	Limites de l'étude	178
7.7	Perspectives cliniques.....	179
7.8	Futures recherches	180
Chapitre 8 : Conclusion		183
Références.....		185
Annexes.....		209

Liste des tableaux

Tableau 1. Qualités psychométriques des mesures utilisées pour évaluer la coordination motrice des MS chez les personnes après un AVC	41
Tableau 2. Characteristics of stroke participants	101
Tableau 3. Mean outcomes (1 SD) of pushing movement for the two groups at 15% and 30% of the MF	102
Table 4. Individual characteristics and clinical data for 19 participants in the stroke group.	124
Table 5. Cross-correlation coefficients (CCC) and absolute values in percentage of time lags (TL) of the velocity of pushing between the upper limbs during the three phases for both groups of participants.	125
Tableau 6. Individuals characteristics and clinical data for stroke group and control group.	153
Tableau 7. Tâches bilatérales évaluées en laboratoire avec l'exerciceur double	161
Tableau 8. Résumé des activités lors des séances	162
Tableau 9. Résumé des données cliniques des quatre participants évalués et qui ont débuté l'entraînement	164
Tableau 10. Le bilan des séances de collecte des données	164

Liste des figures

Figure 1. Diagramme de Flux de CONSORT modifié (étude 1)	65
Figure 2. L'exerciseur bilatéral et la rétroaction visuelle. A) L'exerciseur bilatéral instrumenté et B) la rétroaction visuelle affichée sur l'écran de l'ordinateur placé devant l'exerciseur	67
Figure 3. Le protocole de déroulement de la pratique des mouvements bilatéraux.....	72
Figure 4. Bilateral exerciser (A) and visual feedback (B) instantaneously displayed during pushing tasks.	95
Figure 5. Part A): Sample data of three pushing cycles for both hands over time during the pushing phase and the passive return phase for one stroke participant. Part B): Pushing cycle from 0% to 100% calculated from the initial pushing movement (1) to the end of displacement (2) for the paretic hand.	96
Figure 6. Pushing force at 15% MF and 30% MF for control (left figures) and stroke (right figures) groups presented at three points of the pushing cycle (25%, 50% and 75%)..	97
Figure 7. Individual data of hand position, velocity and force during the pushing cycle (from 0% to 100%) with each UL in each group (N=19 in the stroke group, N=20 in the control group) during the 30% MF condition to illustrate the scope of the intragroup variability for each parameter.	98
Figure 8. hand position profiles during bilateral pushing movement at 15% (A) and 30% (B) MF for stroke and control groups. C and D : Relationships between the hand positions on the rail with lines of identity (dashed lines). E and F: Hand velocity profiles during the bilateral pushing movement for stroke and control group at 15% (E) and 30% (F) MF. G and H: Relationships between the hand push velocities with lines of identity (dashed lines). I and J: Hand force profiles during the bilateral pushing movement for stroke and control group at 15% (I) and 30% (J) MF. K and L: Relationships between the hand push forces with lines of identity (dashed lines).	99
Figure 9. Cross-correlation coefficients (mean (SD)) between arms calculated for hand velocity (A) and pushing force (B), during pushing movement on 15% and 30% (conditions) of the maximal force (MF) of the two groups (blue whisker-boxes indicate the control group and the red whisker-boxes indicate the stroke group) and the two cycle periods (0-50% and 0-100%).	100
Figure 10. Bilateral instrumented exerciser used for UL pushing movement against symmetric and asymmetric force resistance (A). Visual feedback on forces generated against the handles on each side presented as a red line relative to the force requested (30% or 15% of MF) indicated as a green area (B). Bilateral pushing movement protocol (C).	119
Figure 11. Onset delay (A) and offset delay (B) for each group during the three phases.....	120
Figure 12. Highest velocity and its occurrence (mean and 1SD) for each group during the three phases..	121
Figure 13. Graphs showing the association between BBT asymmetry scores and percentage of force asymmetry (A) the CCC for the velocity profile at period 6 (B) and period 1 (baseline) (C).....	122
Figure 14. Hand force profiles during three phases with values for periods 1 (black line), 3 (red), 6 (green) for the control (A) and stroke (B) group. Relationships between the dominant (or non-paretic) and non-dominant (or paretic) hand push velocities (m/s) for the 6	

	periods from 0% to 50% (C and D) and from 50-100% (E and F) of the pushing cycle for control and stroke groups.....	123
Figure 15.	Bilateral exerciser instrumented with force platforms at handles (A). The seat and ground are also instrumented and provide bilateral forces under the thighs (B) and feet (C).....	147
Figure 16.	UL anteroposterior forces during bilateral pushing movements for stroke and control groups on symmetric with 15% MF (A) and 30% MF (B), and asymmetric conditions with 30% MF for P (ND) hand (C) and 15% MF for P (ND) hand (D) at 20%, 40%, 60% and 80% of the pushing cycle	148
Figure 17.	Hands, hemibodies (sum of thighs and feet), thighs and feet vertical forces during the bilateral pushing movements for stroke and control groups on symmetric with 15% MF (A) and 30% MF (B), and asymmetric conditions with 30% MF for P (ND) hand (C) and 15% MF for P (ND) hand (D) at 20%, 40%, 60% and 80% of the pushing cycle.	149
Figure 18.	Trunk forward displacement for stroke (red) and control (blue) groups during all four conditions in degrees	150
Figure 19.	Scatterplots for correlations between hemibody and hand vertical forces for stroke and control groups at 30% MF and 15% MF symmetric conditions (conditions 1 and 2 respectively)....	151
Figure 20.	Scatterplots for correlations between trunk displacement and hemibody vertical forces for stroke and control groups during the asymmetric 30% MF for P (paretic) or ND (non-dominant) hand and 15% MF for NP (non-paretic) or D (dominant) condition (condition 3). A-C: Correlations between vertical forces for NP and P hemibody vertical forces and trunk displacements for the stroke group. B-D: Correlations between vertical forces of D and ND hemibody and trunk displacement for control participants.	152
Figure 21.	Tâches, niveaux d'effort et durée de l'entraînement de six séances (Gr. Faible).....	159
Figure 22.	Tâches, niveaux d'effort et durée de l'entraînement en force musculaire (Gr. fort) ..	159
Figure 23.	Tâches, niveaux de vitesse et durée de l'entraînement (Gr. coordination /précision)	159
Figure 24.	Diagramme de Flux de CONSORT modifié (l'étude 2).....	163
Figure 25.	Profils de force aux poignées au siège et au sol, produites par les mains, les cuisses et les pieds, durant un mouvement des poussées bilatérales résistantes à 15% de la FM.	166
Figure 26.	Profils des forces produites aux poignées, siège et sol durant un mouvement des tirées bilatérales résistantes à 15% de la FM.	167

Liste des abréviations

3D	Trois dimensions
AE	Augmentation de l'erreur
AHA	<i>Assisting Hand Assessment</i>
AVC	Accident vasculaire cérébral
AVQ	Activités de la vie quotidienne
c.-à-d.	C'est-à-dire
CAHAI	<i>Chedoke Arm and Hand Activity Inventory</i>
CCC	Coefficient de corrélation croisée
CMSA	<i>Chedoke McMaster Stroke Assessment</i>
CSI	<i>Composite spasticity index</i>
D	Dominant
ED	Exerciseur double
EMG	Électromyographie
FM	Force maximale
MI	Membres inférieurs
MS	Membres supérieurs
ND	Non-dominant
NP	Non-parétique
P	Parétique
SNC	Système nerveux central
TL	Délai temporel- <i>time lag</i>
UM	Unité du mouvement
IURDPM	Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique de Montréal
CRIR	Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain

*À mes parents Samir et Omelkhir,
Je vous dédie ce travail, le fruit de plusieurs années d'étude,
et de distance loin de vous.*

*J'espère que cette thèse honore le soutien et les encouragements que vous m'avez offerts
incessamment pour arriver là où je suis.*

*À ma sœur Hend et mon frère Hamdi,
Pour votre amour inconditionnel.*

Remerciements

J'adresse mes remerciements en premier lieu à mes directrices de recherche, Dre Johanne Higgins et Dre Sylvie Nadeau d'avoir cru en mes capacités pour atteindre ce niveau d'apprentissage autant sur le plan professionnel que personnel durant mes quatre ans au doctorat. Je remercie Johanne pour son dévouement à ses étudiants, son humanisme irréprochable et son engagement à la recherche. Merci pour ton écoute attentive, ton apport enrichissant et surtout la passion à la recherche que tu m'as transférée. Je remercie ma codirectrice Sylvie, que son apport a dépassé le rôle d'une codirectrice de recherche, pour sa grande disponibilité, sa générosité et son excellente rigueur scientifique qui m'ont permis de constater une nette amélioration de mes capacités. Merci de m'avoir fait découvrir le monde de la biomécanique, merci d'avoir cru en moi et me permettre de sortir de ma zone de confort. Je vous remercie, mes chères directrices, pour la qualité de l'encadrement que j'ai reçu, votre soutien constant et le haut niveau de votre expertise, vous êtes mes modèles d'excellence.

Je tiens à remercier le personnel du laboratoire pathokinésiologie qui ont rendu ce milieu stimulant et riche en expertise. Merci à Philippe Gourdou et Michel Goyette, les ingénieurs attachés au projet, ainsi que Daniel Marineau pour le développement de l'exerciceur bilatéral, une première dans le monde biomécanique et pour tout l'apport en génie biomédical durant les différentes phases du projet. Je remercie mes collègues et mes ami(e)s Dorra, Amin, Manuel, Alex et Carole Miéville pour leur soutien et les conseils précieux durant mes années d'études.

J'adresse mes remerciements les plus chers, à mes parents Samir et Omelkhir pour leur support incontestable qui m'a permis de poursuivre mes rêves, ma sœur et mon frère pour leur amour inconditionnel, mes très chers Nicole, Nicolas et Charlette qui m'ont soutenu durant mes moments les plus difficiles. Je remercie également mes ami(e)s Mariem, Soulaima, Farouk qui m'ont permis de voir plus loin de la fragilité de l'instant. Je remercie les grandes familles Akremi, Hamrouni et Coolbrook pour tous les encouragements, l'amour et la bienveillance sans retenue à mon égard. Merci à vous tous d'avoir cru en moi, merci d'avoir illuminé mes journées nuageuses. C'est grâce à vous tous que je suis maintenant la personne dont je suis fière.

Enfin, je remercie les organismes subventionnaires qui m'ont soutenu durant mes années d'étude au doctorat, notamment la mission universitaire de Tunisie à Montréal, les représentants du ministère de l'enseignement supérieur et la recherche scientifique en Tunisie, le laboratoire pathokinésiologie, l'école de réadaptation, la faculté de médecine et la faculté des études supérieures postdoctorales de l'Université de Montréal pour l'octroi des bourses et les fonds qui ont permis de réaliser ce projet de recherche.

Chapitre 1 : Introduction

L'accident vasculaire cérébral (AVC) est un problème de santé majeur dans le monde. Il demeure une première cause d'handicap chez les personnes âgées (Cudennec, 2019; Feigin et al., 2019). Un AVC engendre des conséquences fonctionnelles importantes qui affectent l'autonomie de la personne. Il est reconnu que 50% des impacts fonctionnels post-AVC sont dus à des déficits moteurs au niveau du membre supérieur (MS) (Winstein et al., 2016). Ces déficits se manifestent par une faiblesse musculaire, une spasticité, un déficit de la coordination et du contrôle moteur. La récupération motrice du MS après un AVC est lente et difficile ce qui rend la réadaptation un réel défi clinique (Stinear et al., 2020). Malgré les multiples interventions existantes en réadaptation, seulement 5% des personnes post-AVC ayant eu une atteinte sévère récupèrent la totalité de la fonction de la main (Sathian et al., 2011). Une meilleure compréhension des déficits de coordination bilatérale et l'exploration des nouvelles approches pour leur réadaptation permettraient d'améliorer la fonction des MS après un AVC. Les déficits de la coordination bilatérale des MS affectent considérablement la performance des activités de la vie quotidienne (AVQ) (Kang & Cauraugh, 2014a, 2014b; Kim & Kang, 2020).

L'exécution de ces activités fonctionnelles bilatérales symétriques et asymétriques requiert une bonne coordination entre les MS, nommée la coordination bilatérale. Un mouvement coordonné est défini par l'ajustement dans le temps et dans l'espace (temporo-spatial) des deux MS, une force adéquate selon le mouvement à effectuer et une synchronisation entre les muscles ou les groupes musculaires sollicités. Ainsi pour effectuer un mouvement fonctionnel, comme porter une boîte avec les deux mains d'un point A à un point B, une coordination du déplacement des deux membres et une force suffisante pour maintenir et déposer la boîte sont nécessaires. Malgré qu'un mouvement incoordonné semble être facile à remarquer lors de son exécution, la mesure des déficits de coordination bilatérale est très complexe et elle dépend du contexte et de l'objectif visé. Les déficits de coordination bilatérale post-AVC sont peu abordés dans la littérature (Kantak et al., 2017).

Les quelques études qui ont documenté les déficits de coordination bilatérale après un AVC ont évalué des tâches d'atteinte ou des tâches de pointage bilatérales effectuées en mode symétrique pour le sens et la direction des mouvements aux MS. Ces études démontrent que les personnes

après un AVC effectuent un mouvement plus lent et plus dévié (par rapport à la trajectoire optimale) comparées à des personnes en santé témoignant d'une altération de l'ajustement temporo-spatial et de la coordination bilatérale du mouvement (Kang & Cauraugh, 2015b; Kantak et al., 2017). Des déficits temporels et spatiaux sont également présents lors des mouvements bilatéraux indépendants de pointage suivant des trajectoires asymétriques (Rose & Winstein, 2013) ou lors d'un mouvement asymétrique fonctionnel durant lequel les MS coopèrent pour effectuer la tâche comme ouvrir un tiroir avec une main et appuyer sur un bouton avec l'autre main de façon simultanée (Kantak et al., 2016). Les déficits de coordination sont principalement liés à la faiblesse musculaire et la diminution de force du membre parétique par rapport au côté non-parétique. (Lodha, Coombes, et al., 2012). En plus de cette asymétrie de forces des MS, les personnes après un AVC présentent une plus grande différence des profils de force entre les MS par rapport à des personnes en santé. (Kang & Cauraugh, 2015b; Lodha, Coombes, et al., 2012; Lodha, Patten, et al., 2012). Les déficits temporels, spatiaux et de force du MS s'observent avec une atteinte de l'organisation posturale du corps durant le mouvement (Cirstea et al., 2003; Kantak et al., 2016). Toutefois, la coordination bilatérale post-AVC est souvent évaluée sans inclure l'évaluation de l'organisation du reste du corps durant le mouvement. Pour effectuer un mouvement coordonné des MS, d'autres parties du corps (membres inférieurs et tronc) sont sollicitées pour assurer la stabilité du geste. Entre autres, les membres inférieurs et le tronc s'ajustent durant le mouvement afin d'organiser la posture corporelle et garder un état d'équilibre. La faiblesse musculaire du MS parétique mentionnée précédemment affecte aussi l'organisation posturale et donc la performance motrice et la coordination des MS (Messier et al., 2005). Il est déjà documenté que les déficits de coordination unilatérale du MS peuvent être liés à des déficits d'organisation posturale notamment un déplacement exagéré du tronc ou une asymétrie de répartition du poids du corps (Bruyneel et al., 2021; Cirstea et al., 2003; Levin et al., 2002). Toutefois, plus rares sont les évidences liant l'organisation de la posture et la coordination bilatérale des MS lors d'un mouvement dynamique bilatéral chez les personnes post-AVC. L'évaluation de l'organisation posturale dans la présente thèse sera mise en relation avec la performance de tâches de poussées bilatérales symétriques et asymétriques des MS à différents niveaux d'efforts.

En résumé, la coordination bilatérale des MS et l'organisation posturale après un AVC ont surtout été évaluées en mode symétrique selon la direction et le sens du mouvement (Kantak et al., 2017) et à un seul niveau d'effort. Or, les AVQ incluent des mouvements bilatéraux à effort symétrique

comme déplacer le même bol avec les deux mains mais aussi des mouvements à effort asymétrique comme couper des légumes, déplacer un verre plein et un verre vide ou éplucher une orange. Dans la présente thèse, la coordination bilatérale des MS et la posture lors des mouvements de poussées symétriques et asymétriques selon le niveau d'effort seront évaluées. Ces mouvements évalués sont classés selon le diagramme de Kantak et al. (2017) comme des tâches bilatérales symétriques et indépendantes (l'atteinte de l'objectif ne nécessite pas une coopération entre les MS). L'objectif principal de cette thèse est de contribuer à l'avancement des connaissances sur la coordination bilatérale après un AVC. Plus précisément, ce travail vise à objectiver les déficits de coordination bilatérale des MS sous différentes conditions lors des mouvements de poussées avec efforts symétriques et asymétriques en comparant les personnes après un AVC à des personnes en santé. La stratégie d'organisation posturale est également explorée afin d'examiner plus globalement les déficits de coordination bilatérale des MS chez ces personnes.

Vue d'ensemble de la thèse :

Cette thèse débute par une recension des écrits pour établir le niveau de connaissance en lien avec les déficits de coordination bilatérale et la stratégie d'organisation posturale des personnes après un AVC, l'effet de la perturbation et de l'adaptation motrice sur la coordination des MS (Chapitre 2). Ce chapitre est suivi de la présentation des objectifs principaux et secondaires de la thèse ainsi que des hypothèses (Chapitre 3). Ensuite, la méthodologie utilisée est abordée dans le chapitre 4. Celle-ci se concentre sur les principaux éléments méthodologiques de la première étude réalisée de 2017 à 2019 et ne reprend pas explicitement toute la méthodologie des trois manuscrits. Certaines spécificités de mesure ou d'analyse des données sont présentées dans la partie « méthodes » de chaque manuscrit. Les résultats des travaux de la première étude font l'objet de trois manuscrits qui sont présentés successivement dans le chapitre 5. Le premier manuscrit porte sur les déficits de la coordination bilatérale des MS lors des poussées bilatérales symétriques à deux niveaux d'effort, le deuxième aborde l'effet d'introduction imprévue des perturbations de symétrie de force sur la coordination bilatérale des MS et le troisième étudie l'organisation posturale durant des mouvements de poussées bilatérales symétriques et asymétriques à deux niveaux d'effort.

Une deuxième étude a été prévue pour cette thèse. Elle a été initiée mais a dû être interrompue en phase de collecte des données en raison de la pandémie du virus COVID-19 (en mars 2020). L'objectif était d'évaluer l'effet de protocoles d'entraînement basés sur le concept d'augmentation

de l'erreur sur la coordination bilatérale et la récupération fonctionnelle des MS chez les personnes après un AVC. Afin de rendre compte du travail réalisé en lien avec cette deuxième étude, le chapitre 6 présente le protocole ainsi que l'avancement de la collecte afin d'inspirer les futures recherches ou d'une poursuite éventuelle de l'étude. Puis, les résultats de ces travaux et les facteurs qui peuvent l'influencer sont discutés dans le chapitre discussion (Chapitre 7) lequel est suivi d'une section sur les limites de l'étude, les perspectives cliniques et les avenues de recherche. Enfin, un chapitre de conclusion de la thèse (Chapitre 8), les références autres que celles des manuscrits et quelques annexes supplémentaires clôturent ce travail.

Chapitre 2 : Recension des écrits

2.1 L'accident vasculaire cérébral

2.1.1. L'accident vasculaire cérébral : définition et répercussions

L'AVC touche une personne chaque trois secondes dans le monde et 50 000 canadiens chaque année (Feigin et al., 2019; Mendis, 2011). Une incidence mondiale est estimée à 23 millions en 2030 (Mendis, 2011). Il est prévu qu'un total de 726 000 canadiens vivront avec les séquelles d'un AVC en 2038 (Krueger et al., 2015). L'AVC est la deuxième cause de décès et de handicap dans le monde (Feigin et al., 2019) et la troisième cause de mortalité au Canada (Canada, 2017). Il entraîne des conséquences lourdes: des incapacités fonctionnelles à long terme chez 80% des survivants (Lindsay et al., 2019). En termes d'économie, l'AVC coûte environ 3,6 milliards de dollars chaque année en soins de santé et en pertes de revenu pour les personnes atteintes au Canada (Krueger et al., 2012) alors que le coût humain est inestimable.

L'AVC est un déficit neurologique soudain et anarchique causé par l'arrêt de la circulation sanguine cérébrale. Dans 80% des cas, il est dû à une ischémie c'est-à-dire à l'obstruction d'une artère cérébrale par un caillot sanguin ou une athérosclérose. Vingt pour cent (20%) des AVC sont dus à une hémorragie intracérébrale ou sous-arachnoïdienne suite à la rupture d'une artère cérébrale. L'AVC touche un peu plus fréquemment les hommes que les femmes (53% vs. 47%), cependant le taux de mortalité à la suite d'un AVC ischémique est plus élevé chez les femmes (Lindsay et al., 2019). Une conséquence fréquente de l'AVC est une faiblesse de l'hémicorps controlatéral à l'hémisphère cérébral lésé menant à une perte de la motricité et un déficit de sensibilité auxquels s'ajoutent des troubles d'équilibre et de la coordination motrice. L'AVC peut aussi être accompagné d'une paralysie faciale, de troubles de la parole, de compréhension et des problèmes de cognition.

L'atteinte motrice de l'hémicorps après un AVC engendre des répercussions fonctionnelles importantes affectant l'autonomie des personnes dans leur vie quotidienne, puisque 50% des impacts sont liés à des déficits moteurs au niveau des MS (Kwakkela et al., 2004; Winstein et al., 2016). Ces déficits limitent la fonction d'un grand nombre de personnes et seulement 5% d'entre elles récupèrent complètement l'usage de leur MS après la réadaptation (Sathian et al., 2011). La faiblesse du MS, une conséquence directe de l'atteinte du cortex moteur et souvent

prédominante, est observée avec plusieurs autres déficits tels que l'atteinte de la sensibilité, de la coordination motrice, du tonus et des limitations de l'amplitude articulaire (Canning et al., 2004; Wagner, 2007). La faiblesse peut toucher plusieurs groupes musculaires, elle est plus importante en distal qu'en proximal et le niveau de sévérité varie d'une personne à l'autre. Des synergies motrices anormales, l'atteinte du tonus musculaire (spasticité) (Raghavan, 2015; Richards et al., 2015) et les déficits du contrôle moteur (Raghavan, 2015; Winstein et al., 1999) peuvent occasionner une incoordination intra et inter-MS (Kisiel-Sajewicz et al., 2011). Ces synergies anormales se définissent par une perte de la capacité à activer adéquatement, en temps et en durée, les muscles en fonction des contraintes de l'environnement (Canning et al., 2000). Raghavan (2015) avance que l'entraînement de stratégies motrices pourrait s'avérer utile pour la récupération des patrons de mouvements normaux. Dans les sections suivantes, quelques moyens d'intervention pertinents dans la prise en charge après un AVC sont présentés.

2.1.2. La prise en charge des personnes après un AVC

La prise en charge en urgence des personnes après un AVC débute par un traitement médical pour stabiliser le tableau hémodynamique de la personne avec des prises d'anticoagulants, des antihypertenseurs et des anti-inflammatoires (Wein et al., 2017). Après un AVC, les personnes peuvent subir une opération chirurgicale pour dissoudre le caillot sanguin ou évacuer l'hémorragie. Après la stabilisation de la personne, la réadaptation peut commencer avec l'autorisation médicale. La personne peut être prise en charge par un physiothérapeute et un ergothérapeute pour un programme de réadaptation motrice et sensorielle ainsi qu'un plan de réintégration à la vie quotidienne (Winstein et al., 2016). La période après l'AVC se présente en trois phases distinctes et successives: la phase aiguë commence au moment de l'AVC jusqu'à sept jours plus tard; ensuite, la phase subaiguë s'enchaîne de sept jours à six mois; et enfin la phase chronique à partir des six mois après l'AVC (Bernhardt et al., 2017). La récupération de l'autonomie de la personne après AVC dépend de la sévérité de son atteinte et du délai avant le début de la réadaptation suite à l'AVC (Paolucci et al., 2000).

2.1.3. La réadaptation du membre supérieur post-AVC

La récupération motrice du MS après un AVC est lente et difficile et rétablir la fonction s'avère un vrai défi en clinique. Présentement, plusieurs interventions de réadaptation sont proposées pour améliorer la fonction motrice au niveau du MS atteint. Parmi ceux-ci, on retrouve : l'entraînement

orienté vers la tâche, l'entraînement unilatéral et bilatéral, la thérapie induite par la contrainte et la thérapie miroir (Langhorne et al., 2009; Oujamaa et al., 2009; Pollock et al., 2014). Certains divisent la réadaptation du membre parétique après un AVC en deux grandes approches. La première approche présente la réadaptation par restriction de l'utilisation du membre non-parétique comme la thérapie induite par la contrainte prônant l'entraînement unilatéral du membre parétique. La deuxième approche consiste au contraire à encourager l'utilisation du membre non-parétique lors de mouvements fonctionnels pour stimuler le MS (van Delden, Peper, Beek, et al., 2012). Cette deuxième approche se base sur l'effet neurophysiologique de l'activité du membre non-parétique sur les cortex lésionnel et controlésionnel (Stinear et al., 2014).

Certaines études en neurophysiologie ont montré une augmentation de l'activité neuronale après l'AVC au niveau de l'hémisphère controlésionnel (Dodd et al., 2017). Cette augmentation de l'activité controlésionnelle au niveau du cortex moteur primaire et du cortex prémoteur est associée à la non-utilisation du MS parétique (Kokotilo et al., 2010). Une des hypothèses établies est que cette hyperactivité controlésionnelle inhibe l'activité du cortex lésé via le phénomène d'inhibition interhémisphérique (Feydy et al., 2002). Cette inhibition engendre une réduction de l'activité de l'hémisphère atteint et pourrait retarder la récupération motrice (Buetefisch, 2015; Dodd et al., 2017; Ward et al., 2003). Ce déséquilibre interhémisphérique varie selon le temps après la lésion : il serait à son maximum en phase aiguë, puis il diminuerait progressivement (Bonstrup et al., 2015). En vue de rétablir cet équilibre interhémisphérique, certains auteurs préconisent l'entraînement bilatéral des MS (Mudie & Matyas, 2000). Selon les données en neuroimagerie (par l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle), une augmentation de l'activité de cortex moteur primaire lésionnel est observée en phase subaiguë suite à un mouvement bilatéral par rapport à un mouvement unilatéral de préhension (Staines et al., 2001). En plus, la pratique des mouvements bilatéraux permettrait d'activer des réseaux neuronaux dans les deux hémisphères simultanément et de réduire l'effet de l'inhibition interhémisphérique du cortex controlésionnel sur le lésionnel (Cauraugh & Summers, 2005). L'augmentation de l'activité neuronale dans les deux hémisphères est corrélée à une amélioration de la fonction des MS (Pundik et al., 2015). D'où, la suggestion d'utiliser un entraînement bilatéral en réadaptation des personnes en phase subaiguë afin de contrôler le mécanisme d'inhibition interhémisphérique et de stimuler potentiellement le niveau d'activité neuronale au niveau de l'hémisphère atteint via le recrutement des neurones non endommagés par l'AVC (Mudie & Matyas, 2000). D'ailleurs, l'étude de Stinear et ses collègues

(2014) démontre que l'entraînement bilatéral rétablit l'équilibre corticomoteur entre les deux cortex moteurs et l'inhibition interhémisphérique chez les personnes en phase subaiguë d'AVC. Cet effet physiologique est maintenu jusqu'à 26 semaines après l'entraînement (Stinear et al., 2014). Grâce au mécanisme d'inhibition interhémisphérique, la pratique de l'entraînement bilatéral est privilégiée pour engendrer de meilleurs effets sur la récupération des MS que d'autres types d'entraînement notamment l'unilatéral (McCombe Waller et al., 2008; Summers et al., 2007; Wu et al., 2013).

L'entraînement bilatéral des MS effectué avec un dispositif robotique fait l'objet de plusieurs études chez les personnes après un AVC. Un robot est défini comme un dispositif électromécanique préprogrammé à distance par un ordinateur, muni d'un manipulateur multifonctionnel (Pignolo, 2009). Il permet à l'évaluateur de contrôler les paramètres du mouvement comme la durée, l'intensité de la résistance, le type des mouvements selon le niveau des déficits du participant et l'objectif de l'entraînement (Pignolo, 2009). Il existe plusieurs types de dispositifs robotiques utilisés auprès des personnes post-AVC. Ceux-ci offrent différents types d'entraînement (passif, assisté, entièrement actif, ou actif résisté contre une force constante ou variable). Le dispositif robotique peut également afficher une rétroaction visuelle simultanée sur un écran pour maintenir la motivation du participant (Hatem et al., 2016). L'utilisation de ces dispositifs permet au thérapeute de quantifier d'une manière fidèle et précise l'évolution de la performance du participant à travers des mesures cinétiques et cinématiques (Cao et al., 2014). En plus, l'entraînement par un robot permet de personnaliser un programme d'entraînement, d'augmenter le nombre de répétitions, de bien doser la demande et de suivre objectivement et en temps réel l'évolution de la performance du participant.

Malgré que les directives publiées pour la réadaptation post-AVC appuient l'efficacité de l'entraînement assisté par robot pour récupérer la fonction du MS (Winstein et al., 2016), quelques revues systématiques rapportent une ambiguïté (van Delden, Peper, Beek, et al., 2012; van Delden, Peper, Kwakkel, et al., 2012) et même des résultats contradictoires quant à son efficacité (Sainburg et al., 2013; Sheng et al., 2016). Par exemple, l'étude de Renne et ses collaborateurs (2020) montre que l'entraînement bilatéral présente des effets similaires à l'entraînement unilatéral sur tous les paramètres biomécaniques (force statique et niveau de force générée par chaque MS) et fonctionnels mesurés (score du Fugl Meyer). Seuls les participants ayant une lésion sous-corticale montrent une meilleure performance fonctionnelle suite à un entraînement bilatéral des MS

(Renner et al., 2020). Certaines études rapportent que l'entraînement bilatéral n'a pas mené à une amélioration des scores de certaines mesures de la fonction ou de la préhension comme le Box and block test (Han & Kim, 2016). Ces résultats divergents quant à l'effet de l'entraînement bilatéral pourraient s'expliquer par une grande variabilité des mesures, des paramètres d'entraînement (durée, fréquence et type) et de l'hétérogénéité des déficits ainsi que du site de la lésion des participants (Sheng et al., 2016). De futures études avec des mesures cinématiques sont nécessaires pour préciser les paramètres qui sont modifiés par l'entraînement bilatéral. Ceci permettrait d'établir des approches thérapeutiques personnalisées en fonction des déficits de chaque personne pour améliorer la performance des MS après AVC (Kwakkel et al., 2008). D'autres études montrent que l'entraînement bilatéral en post-AVC semble plus efficace que l'entraînement unilatéral pour améliorer la force des MS et la qualité du mouvement (Richardson et al., 2021). Aussi, cet entraînement a montré une augmentation de l'amplitude articulaire des épaules (Han & Kim, 2016) et améliore la fonction de la main (Stoykov et al., 2019; Stoykov et al., 2009). La revue de Kwakkel et al. (2008) montre que l'entraînement robotique améliore la fonction et le contrôle moteur avec des augmentations de 7% à 8% des scores aux Fugl-Meyer et Chedoke McMaster Stroke Assessment (CMSA) par rapport à d'autres interventions (par exp. stimulation neuromusculaire fonctionnelle, des tâches d'atteinte unilatérale). En plus, les effets de l'entraînement robotique sur la fonction sont transférés à d'autres tâches fonctionnelles. Cette généralisation des effets à d'autres activités incite les chercheurs à recommander ce type d'entraînement pour la réadaptation du membre parétique après un AVC. En plus de l'utilisation des MS, l'élément répétition présent dans plusieurs AVQ (déplacer une assiette, manger avec une fourchette et un couteau, se coiffer, etc.) pourrait contribuer aux améliorations observées sur la fonction.

Par ailleurs, certaines études chez les personnes après un AVC ont aussi montré une meilleure coordination motrice des MS lors des mouvements d'atteinte et fonctionnels (par exp. boire un verre d'eau) lorsque l'entraînement bilatéral (par exp. entraînement robotique basé sur des AVQ ou des mouvements d'atteinte) est comparé à l'entraînement unilatéral (Johnson et al., 2011; Lewis & Perreault, 2009). Cette meilleure coordination découlerait d'une amélioration du couplage des MS pour les paramètres temporo-spatiaux, d'une meilleure symétrie de la vitesse et des mains dans l'espace (Johnson et al., 2011) et ceci particulièrement chez les personnes ayant des déficits moteurs plus prononcés (Lewis & Perreault, 2009). À noter que l'évaluation de l'effet de l'entraînement sur la coordination motrice est peu étudiée dans la littérature, de même, la

coordination bilatérale des MS est sous-évaluée (Kantak et al., 2017). Malgré l'absence de consensus par rapport à son effet sur la fonction motrice, les revues recommandent tout de même l'utilisation de l'entraînement bilatéral pour améliorer la coordination bilatérale des MS des personnes après un AVC. Cet effet sur la coordination des MS est intéressant pour la fonction et appuie aussi l'utilisation des robots pour entraîner les personnes après AVC.

En résumé, les études récentes explorent principalement l'effet de l'entraînement bilatéral sur l'amélioration de la performance motrice et fonctionnelle alors que la coordination motrice est peu étudiée (Sainburg et al., 2013) particulièrement la coordination bilatérale des MS et son implication dans les AVQ. La coordination motrice post-AVC est un concept complexe. La section suivante définit la coordination motrice bilatérale et rapporte les déficits de coordination documentés chez les personnes après un AVC.

2.2. La coordination motrice bilatérale

2.2.1. Définition

Un geste coordonné se caractérise par des relations spatio-temporelles bien définies entre les segments impliqués (Delignières et al., 2009; Shirota et al., 2016). Par exemple, un mouvement d'atteinte d'un objet devant soi exige une extension du coude associée à une flexion simultanée de l'épaule, ensuite une flexion dorsale du poignet et une extension des doigts sont enchaînées pour effectuer une prise adéquate en fonction de la forme et la grandeur de l'objet à tenir.

En fonction du mouvement demandé, des segments impliqués et de l'approche d'évaluation utilisée, différents types de coordination motrice sont rapportés dans la littérature. La coordination motrice peut être segmentaire ou intersegmentaire. La coordination segmentaire implique l'action des muscles agonistes et antagonistes (telle que l'activation des fléchisseurs et des extenseurs du coude). La coordination intersegmentaire réfère à une coordination entre différents segments du corps. Il peut s'agir d'une coordination entre des segments d'un même membre (par exp. avant-bras et bras du même côté), de deux membres d'un même côté (par exp. bras et jambe) ou encore d'une coordination des segments de membres des deux côtés du corps (par exp. deux bras). Cette dernière coordination est appelée coordination bilatérale. Elle peut être homologue si les segments sont les mêmes (par exp. extension des deux genoux lors du passage assis debout) ou analogue si les segments sont différents (par exp. membre supérieur droit et membre inférieur gauche). Si la coordination bilatérale implique une utilisation importante de la main, le terme utilisé est alors

« coordination bimanuelle ». Finalement, il existe aussi une coordination entre les membres, supérieurs ou inférieurs, et le tronc, par exemple lors des mouvements d'atteinte du membre supérieur, une coordination est observée entre le tronc et le(s) membre(s). Tel que rapporté par Kantak et al., (2017), la coordination motrice bilatérale varie donc en fonction de l'objectif et de la nature du mouvement effectué.

En plus de l'aspect du couplage des segments, évalué par la quantification des paramètres temporels et spatiaux du mouvement, certains auteurs ajoutent d'autres paramètres essentiels à la coordination motrice comme l'équilibre des tensions musculaires (Piret & Bézières, 1971), la synchronisation entre les différents muscles impliqués, en termes des délais et d'intensité d'activation. Ces paramètres d'activité musculaire sont par exemple, analysés dans les études biomécaniques sur la coordination motrice et seront abordés plus tard dans cette section. Les paramètres ciblés pour évaluer la coordination varient aussi en fonction du domaine d'études. Les études neurophysiologiques, les études biomécaniques incluant l'électromyographie, et les études cliniques analysent différemment la coordination motrice (Shirota et al., 2016). Dans les études biomécaniques, la coordination est définie par « une relation mécanique » entre les segments résultante d'une activation musculaire et d'un déplacement spatio-temporel adéquat pour effectuer un mouvement précis (Shirota et al., 2016). Un mouvement coordonné implique des contractions suffisantes des muscles concernés dans un ordre successif et à un temps précis, afin de créer un déplacement précis des segments impliqués et donc un mouvement articulaire stable. Pour leur part, les études en neurophysiologie définissent la coordination comme un processus neurologique complexe qui implique les voies afférentes et efférentes et l'activation des aires corticales pour envoyer les commandes motrices aux muscles impliqués dans un mouvement donné. La coordination motrice entre les membres peut être exprimée par une synchronisation des aires intracorticales et un équilibre interhémisphérique qui permet d'effectuer un mouvement précis (Debaere et al., 2004; Wahl et al., 2016).

Dans les études cliniques, la coordination motrice est perçue comme un élément de stabilité des interactions entre les membres qui résultent un exercice efficace et précis (Kelso et al., 1979; Scholz & Kelso, 1990). Autrement dit, un mouvement coordonné est un mouvement qui montre le moins de variabilité possible dans les profils des membres (profils de force, ou profils temporo-spatiaux) après plusieurs essais pour effectuer un mouvement efficace qui répond à l'objectif(s) du clinicien. La stabilité du mouvement est acquise après plusieurs essais et elle doit joindre l'objectif

de l'exercice (la précision du mouvement, l'atteinte d'une force donnée, la non-déviation du trajet, etc.). Malgré que certains cliniciens considèrent la coordination motrice comme un élément de perfectionnement du mouvement (Piret & Béziers, 1971), le décalage temporel ou spatial ou de force observé entre les MS durant un mouvement bilatéral de la vie quotidienne peut entraver son efficacité (par exp. échapper un bol de soupe tenue par les deux mains à cause d'une instabilité, avoir un décalage temporel entre les mains pour taper bilatéralement sur le clavier d'un ordinateur). Alors les trois éléments : stabilité, efficacité et précision sont interreliés et interchangeables pour définir la coordination pour un mouvement donné. Selon la théorie du système dynamique (« *Dynamical system theory or Dynamic pattern theory* »), pour réaliser un mouvement bimanuel coordonné symétrique (en phase) ou asymétrique (anti-phase), les deux MS doivent montrer une certaine stabilité des interactions entre les différents segments en mouvement (Kelso et al., 1979; Scholz & Kelso, 1990). Selon cette théorie, l'interaction entre les segments est stable, c.-à-d. le mouvement bilatéral est régulier entre les deux MS si l'apprentissage en vue de coordonner les MS est acquis par la pratique (Swinnen, 2002). Au fil des répétitions, les MS arrivent à stabiliser leurs mouvements à la suite des interactions entre le système sensorimoteur (comme le niveau de déficits proprioceptifs, la capacité d'apprentissage, etc.) et les facteurs environnementaux (tels que la rétroaction). Ceci est en lien avec la théorie du modèle interne qui considère la coordination bimanuelle comme le résultat de la modification de la représentation du modèle interne selon les contraintes motrices, cognitives et perceptives imposées par la tâche et l'environnement (Yokoi et al., 2011). La personne doit donc ajuster ses mouvements en fonction des contraintes ou des perturbations qui apparaissent durant l'exécution pour répondre à l'objectif de la tâche. Alors la coordination est basée sur la relation mécanique temporelle et spatiale entre les MS, et sur l'interaction entre le système sensorimoteur et l'environnement lors de l'exécution du mouvement. Cette définition « clinique » de la coordination justifie que la réadaptation de la coordination devrait avoir pour objectif la récupération des mouvements fonctionnels stables et précis, se manifestant par des profils symétriques entre les MS selon l'objectif de l'exercice (Piret & Béziers, 1971).

Pour la coordination bilatérale, Kantak et al. (2017) introduisent également la notion d'objectif commun ou indépendant de la tâche. Lors de l'exécution d'une tâche dont les MS ont un objectif commun, les deux MS peuvent effectuer les mouvements de façon parallèle (comme transférer une boîte avec les deux MS simultanément) ou de façon coopérative (comme tenir une bouteille avec

une main alors que l'autre main ouvre le bouchon) (Kantak et al., 2017). Malgré que ces différents types de mouvements soient très utilisés dans les activités quotidiennes, les études sur la coordination bilatérale des MS abordent majoritairement les tâches symétriques (en phase) avec objectif commun, étant donné qu'elles sont davantage répétables lors des essais, simples et plus faciles à évaluer (Kantak et al., 2017).

2.2.2. Évaluation de la coordination bilatérale

Dans la présente thèse, la coordination motrice est analysée avec une approche mixte, biomécanique et clinique. Pour la composante biomécanique, l'étude se concentre sur les mouvements de poussée bilatérale *en phase (in-phase)* des MS (coordination bilatérale homologue et parallèle). Lors d'un mouvement bilatéral *en phase*, les groupes musculaires homologues (par exp. les fléchisseurs de l'épaule et extenseurs du coude de chaque MS) doivent se contracter simultanément pour assurer un déplacement articulaire équivalent des deux membres au même moment et d'une façon symétrique. Selon Swinnen (2002), les mouvements bilatéraux en phase présentent moins de variabilité de profil du membre, c.-à-d. plus stables que les mouvements anti-phase et le passage d'un mouvement en phase à un mouvement en anti-phase est plus difficile que l'inverse. De même, à la suite à d'une perturbation, les paramètres cinématiques du mouvement bilatéral demeurent plus stables si les deux MS se déplacent en phase qu'en anti-phase (Swinnen, 2002).

Dans le présent projet, les mouvements bilatéraux simultanés sont linéaires et effectués par les deux MS dans le même sens et dans la même direction. Les poussées sont générées selon différents niveaux d'efforts, soit à 15% et 30% de la force maximale (FM) d'une façon symétrique entre les deux MS ou asymétriques lorsqu'un MS est résisté à un niveau de 30% de la FM et l'autre à 15% de la FM. On parle alors d'un mouvement cinématiquement symétrique mais produit à des efforts symétriques et asymétriques.

Tout comme la définition de la coordination bilatérale, son évaluation documentée dans la littérature est variable selon le domaine d'étude et l'objectif de la tâche. Les sections suivantes présentent les différentes mesures de coordination bilatérale utilisées dans les domaines biomécanique et clinique. Étant donné que l'évaluation de la coordination peut être très large, les prochaines sections se limitent aux mesures les plus pertinentes et les plus fréquemment utilisées et recommandées selon la littérature.

2.2.2.1. Évaluation biomécanique de la coordination bilatérale

L'étude de la cinématique et cinétique des membres permet de mieux quantifier les mouvements complexes et contribue donc à une meilleure compréhension de la coordination bilatérale des MS.

L'évaluation biomécanique s'effectue depuis une vingtaine d'années via un système d'analyse du mouvement en trois dimensions (3D) dans le but de quantifier le déplacement des segments dans leur environnement. Avec ce système d'analyse 3D couplé avec des capteurs de forces, les données cinématiques et cinétiques pertinentes à la coordination bilatérale des MS sont enregistrées. Elles sont fréquemment couplées aux données de l'activité musculaire collectées avec un système électromyographique (signal EMG). La prochaine section détaille ce système d'analyse ainsi que les mesures biomécaniques de la coordination bilatérale des MS.

2.2.2.1.1. *Système d'analyse du mouvement en 3D*

Les mouvements articulaires sont très variables d'une articulation à une autre étant donné leurs structures anatomiques, les degrés de liberté et la fonction des membres, ce qui rend la mesure des interactions entre les MS complexe. Pour quantifier les mouvements et la relation entre les segments, les études biomécaniques utilisent plusieurs systèmes d'analyse du mouvement.

L'un des systèmes d'analyse du mouvement les plus utilisés en biomécanique chez l'humain est le système d'analyse 3D. Il peut être utilisé dans un laboratoire de recherche comme dans un milieu clinique pour décrire le mouvement, détecter les déficits ou comparer entre différents groupes ou interventions (Rutherford & Hubley-Kozey, 2014). Le système est composé de marqueurs placés sur les segments à évaluer (comme l'humérus). Des caméras enregistrent les coordonnées 3D de ces marqueurs. Ces systèmes sont précis et quantifient la cinématique des segments avec une bonne fidélité (à une fréquence de 30, 50 ou 60 Hz) (Bourne et al., 2011; Ehara et al., 1995; Karduna et al., 2001).

2.2.2.1.2. *Les mesures cinématiques de coordination*

En concordance avec la définition de la coordination bilatérale, les mesures cinématiques incluent des paramètres temporels et spatiaux qui permettent de mesurer l'ajustement temporo-spatial des segments durant le mouvement. Les mesures cinématiques permettent de comparer le comportement des deux MS en termes de symétrie et de décalage entre les membres. Lors des mouvements bilatéraux symétriques (en phase), une symétrie temporelle et spatiale doit être observée entre les MS (Swinnen, 2002). La symétrie temporelle entre les membres est mesurée

par la durée du mouvement, le délai d'initiation du mouvement et les mesures de vitesse. Deux MS parfaitement coordonnés présentent une vitesse semblable, un court délai d'initiation du mouvement et un court délai du pic de la vitesse entre les MS. La durée du mouvement permet de mesurer l'asymétrie du temps d'exécution de chaque membre par rapport à l'autre alors que le délai d'initiation permet de comparer le décalage temporel du début du mouvement entre les deux MS. La durée du mouvement est parmi les variables recommandées pour évaluer la performance des MS durant les mouvements d'atteinte chez les personnes après un AVC (Patterson et al., 2011). Cette mesure doit être associée à la mesure de délai d'initiation du mouvement bilatéral afin d'évaluer la symétrie des durées mais aussi la synchronisation du début du mouvement entre les membres (Kantak et al., 2016; Patterson et al., 2011). Cependant, les mesures de la durée et du délai sont insuffisantes pour quantifier la symétrie entre les membres : par exemple la durée des poussées peut être semblable entre les MS alors que la vitesse n'est pas stable ou saccadée d'un membre par rapport à un autre au cours du mouvement. Les mesures du pic de la vitesse (délai et vitesse maximale) et/ou des nombres d'unités du mouvement (UM) de la main permettent de comparer la régularité du mouvement entre les MS chez les personnes après un AVC (Murphy et al., 2015; Valevicius et al., 2018). L'UM est défini par une accélération suivie par une décélération (« un minimum et un maximum local de vitesse ») observées sur le profil de vitesse du membre en mouvement avec un intervalle minimal de 150 ms entre les UM (Murphy et al., 2011). Une différence entre le minimum et le maximum local de vitesse qui excède 20 mm/s représente un pic de vitesse.

Les mesures de corrélation entre les MS sont parmi les mesures les plus souvent recommandées pour évaluer la coordination motrice (Shirota et al., 2016; Tomita et al., 2017). La corrélation entre les deux MS est mesurée par la corrélation croisée, appelée « *cross-correlation* ». Elle s'effectue sur un profil de force ou de vitesse (ou autre) afin d'étudier le degré de couplage et de décalage entre les deux membres lors d'un mouvement bilatéral simultané. Les résultats de corrélation croisée fournissent un coefficient de corrélation (CCC) et un délai temporel (nommé « *time lag* »). Le CCC mesure le degré de couplage des deux profils des membres indépendamment du paramètre temporel, c.-à-d. le niveau de similitude de la variation des profils lors du mouvement quand le délai temporel est nul et que les deux profils des deux MS sont superposés. Le délai temporel entre les profils des deux MS quantifie le degré de synchronisation temporelle entre les deux MS lors de l'exécution du mouvement.

Chaque paramètre temporel permet de mettre en évidence la lenteur d'exécution du mouvement et l'interaction temporelle entre les membres par les délais temporels, soit la réactivité d'un membre par rapport au retard de l'autre. Ces mesures doivent être comparées à celles d'un groupe de personnes en santé afin d'avoir des données de référence du mouvement évalué. Le tableau 1 ci-bas rapporte les qualités psychométriques de ces mesures de coordination motrice.

La coordination bilatérale des MS est évaluée également dans sa composante spatiale par l'amplitude du mouvement (excursion) et les déplacements articulaires du tronc, de l'épaule, et du coude. L'amplitude du mouvement permet de comparer l'asymétrie spatiale globale des MS. Toutefois, comme il s'agit d'un paramètre global, il peut inclure des compensations, c'est-à-dire que d'autres articulations peuvent contribuer à l'amplitude de mouvement du MS. Il faut donc aussi caractériser la position des segments qui peuvent compenser le manque d'amplitude à une articulation. Par exemple, un mouvement du tronc pourrait compenser pour un manque d'extension du coude dans un mouvement d'atteinte. Les mesures des déplacements articulaires évaluent le degré de sollicitation du tronc ainsi que la stratégie d'ajustement spatial entre les différentes articulations (par exp. coude, épaule) (Murphy et al., 2015; Valevicius et al., 2018). Un diagramme angle/angle ou une phase relative des déplacements de l'épaule (en flexion) et du coude (en extension) de chaque membre permettent d'évaluer la coordination spatiale interarticulaire chez les personnes après un AVC (Murphy et al., 2011; Tomita et al., 2017). Les diagrammes de chaque membre sont comparés pour évaluer la contribution de chaque articulation ce qui permet de déterminer la stratégie de coordination spatiale entre les MS. Un déplacement articulaire symétrique du coude et de l'épaule entre les MS est attendu dans le groupe contrôle témoignant d'une bonne coordination bilatérale spatiale. Cependant, cette mesure quantitative demeure intuitive sans mesure quantitative standardisée et les notions du temps et du délai des déplacements articulaires sont absentes. Puisque les variables décrites ci-haut ne permettent pas d'associer plusieurs paramètres temporels et spatiaux, d'autres mesures biomécaniques qui le permettent ont été développées à cet égard.

Tableau 1. Qualités psychométriques des mesures utilisées pour évaluer la coordination motrice des MS chez les personnes après un AVC

Mesure	Fidélité	Validité évaluée	Sensibilité aux changements	Changement minimal détectable
CAHAI (Barreca, Startford, et al., 2005)	CCI=0,97 (v.9) test-retest CCI=0,98 (fidélité inter-juges) α =0,98 (Cohérence interne)	Validité discriminative Validité prédictive Validité de contenu	AUC=0,95	6,3 points
ABILHAND (Simone et al., 2011)	CCI=0,99 α =0,99 (Cohérence interne)	Validité discriminative Validité de contenu Validité de construit	AUC=0,90 Sensibilité de 92% Spécificité de 80%	-
Durée du mouvement	CCI=0,94 (Patterson et al., 2011)	Validité discriminative (Murphy et al., 2011)	AUC= 0,77 (Murphy et al., 2013) Sensibilité de 94,7% Spécificité de 82,6% (Murphy et al., 2011)	2,5 à 5 secondes (Murphy et al., 2013) >50% de la mesure initiale (Wagner et al., 2008)
Vitesse maximale	CCI=0,94 (Patterson et al., 2011)	Validité discriminative (Murphy et al., 2011)	Sensibilité et spécificité 94,7% (Murphy et al., 2011)	>50% de la mesure initiale 24,4 - 61,3 m/sec (Wagner et al., 2008)
Temps du pic maximal (Délai du pic maximal)	CCI=0,83 (Wagner et al., 2008)	-	-	45,8 - 81,8 secondes (Wagner et al., 2008)
Unité du mouvement	CCI=0,88 (Schneiberg et al., 2010)	Validité discriminative (Murphy et al., 2011)	AUC=0,84 (Murphy et al., 2013) Sensibilité de 100% Spécificité de 94,7% (Murphy et al., 2011)	3 à 7 unités (Murphy et al., 2013)
Amplitude du mouvement (°)	CCI=0,78-0,95 (Wagner et al., 2008)	-	-	24,3-53,7° (Wagner et al., 2008)
Déplacement du tronc	CCI=0,94 (Patterson et al., 2011)	-	AUC = 0,75 Sensitivité 0,58% Spécificité 0,82%	2 à 5 cm dans le plan antéropostérieur (Murphy et al., 2013)

*CCI (Coefficient de corrélation intra-classe) > 0,7 montre une fidélité excellente; ** α Alpha de Cronbach (mesure de la cohérence interne) > 0,8 est jugée excellente; ***AUC de ROC (Aire sous la courbe ROC) =1 sensibilité aux changements parfaite, et >0,7 sensibilité acceptable. Note : les mesures cinématiques sont évaluées majoritairement lors des mouvements d'atteinte ou l'exercice de boire avec un verre chez les personnes ayant subi un AVC en phase chronique.

2.2.2.1.3. Les autres mesures cinématiques

Récemment, plusieurs auteurs ont développé des algorithmes pour évaluer la coordination bilatérale des MS comme des index de régularité, index de coordination bimanuelle (Xu et al., 2017), index de synergie bilatérale (Kang & Cauraugh, 2017; Togo & Imamizu, 2015). Par exemple, Xu et ses collègues (2017) considèrent que le mouvement d'atteinte bilatéral est composé d'un chevauchement de plusieurs sous-mouvements qui doivent être considérés pour analyser sa régularité. Les auteurs ont développé l'index de régularité qui réfère à la stabilité du mouvement. Il est calculé en fonction de la durée, de la distance, du temps d'initiation du mouvement et du profil de vitesse de chaque sous-mouvement (Xu et al., 2017). De même un indice de coordination bimanuelle est développé à partir d'un algorithme du trajet et d'un algorithme de vitesse (Xu et al., 2017). L'indice est comparé à une valeur de référence d'une coordination bimanuelle optimale pour quantifier le niveau d'altération observé. Ces algorithmes complexes tiennent en compte à la fois des paramètres temporels et spatiaux pour produire une seule mesure qui permet d'évaluer la coordination bilatérale.

Contrairement aux autres mesures cinématiques isolées de la coordination bilatérale décrites plus haut, ces index n'ont pas fait l'objet d'études méthodologiques pour valider leurs qualités psychométriques en termes de validité, fidélité et sensibilité aux changements. En plus, ces algorithmes sont développés en fonction de l'exercice effectué, réduisant ainsi la possibilité de généraliser cette mesure à d'autres études qui utilisent un exercice différent et même de comparer les résultats d'une étude à une autre qui utilise un autre algorithme (Balasubramanian et al., 2015).

2.2.2.1.4. Les mesures cinétiques

La coordination bilatérale est aussi évaluée par les forces produites par chacun des membres durant le mouvement. La moyenne, la FM et le délai de la FM sont les mesures cinétiques les plus fréquentes de la coordination bilatérale (Kang & Cauraugh, 2015b; Lewis & Perreault, 2009). Les forces sont mesurées par des dynamomètres ou des capteurs de forces selon le type de mouvements ou d'efforts bimanuels réalisés (comme la préhension). Les forces peuvent aussi être déduites des accélérations mais cette méthode est moins précise. Les forces mesurées à l'aide des capteurs mesurent la force globale du membre. Elle ne permet donc pas d'en déduire les forces à chacune des articulations à moins d'utiliser une analyse dynamique inverse; une approche plus complexe qui permet d'estimer les moments articulaires. Parfois, il est aussi possible d'enregistrer les forces aux pieds où même sur le siège lors de tâches assises effectuées avec les pieds au sol. Dans ce cas,

des plateformes de forces sont aussi placées au niveau des pieds et du siège (Bruyneel et al., 2021). L'activité musculaire EMG peut aussi être enregistrée aux membres inférieurs et au tronc pour mieux comprendre l'activation des muscles lors des tâches bilatérales (Dickstein et al., 1999; Kisiel-Sajewicz et al., 2011). La mesure de force au niveau de l'hémicorps et des pieds permet d'évaluer les stratégies d'ajustement postural durant le mouvement et de mieux comprendre les déficits de coordination bilatérale des MS chez les personnes après un AVC.

Puisque les personnes après un AVC présentent des déficits de la force musculaire du membre parétique, les paramètres temporo-spatiaux seuls sont insuffisants pour dresser le tableau des déficits de la coordination bilatérale des MS. Alors la mesure cinétique des forces des poussées est pertinente à inclure afin de détecter une éventuelle asymétrie de force entre les MS chez les personnes après un AVC par rapport à des personnes en santé. En conclusion, bien que ces mesures biomécaniques soient fréquemment utilisées pour évaluer la coordination et la performance motrice des MS chez les personnes après un AVC, la fidélité et la validité de certaines d'entre elles demeurent inconnues (Murphy et al., 2015). Une grande variabilité des mesures et de l'objectif de son utilisation (évaluer la coordination inter-articulaire, coordination tronc-MS, coordination inter-MS) a été constatée entre les études. Le choix de ces mesures doit être jugé selon la nature de la tâche effectuée (mouvement d'atteinte ou une activité fonctionnelle comme boire un verre d'eau) et l'objectif de l'évaluation. En plus de l'évaluation biomécanique, une évaluation clinique de la coordination bilatérale dans un contexte d'activité fonctionnelle sera pertinente dans le cadre de la réadaptation du MS post-AVC.

De son côté, l'évaluation clinique de la coordination utilise des tests cliniques connus qui impliquent l'utilisation d'un seul membre ou d'un travail collaboratif des deux MS. Ces mesures cliniques permettent d'évaluer la coordination lors de tâches à objectif commun ou indépendant laquelle se rapproche de la coordination observée dans les activités de tous les jours. La section suivante présente les mesures et les paramètres d'évaluation de la coordination bilatérale des MS.

2.2.2.2.Évaluation clinique de la coordination bilatérale

La coordination réfère à la qualité, la stabilité et l'efficacité d'un mouvement fonctionnel. Malgré son importance pour la réalisation des activités de la vie quotidienne, peu de chercheurs ont mesuré spécifiquement la coordination bilatérale dans les études cliniques. L'évaluation de la coordination bilatérale des MS est souvent incluse dans une mesure de la fonction des MS ou du degré

d'indépendance des personnes dans la réalisation des activités quotidiennes avec les MS. Par exemple, la coordination est incluse dans une sous-section du Fugl-Meyer ; une échelle qui évalue l'atteinte sensorimotrice du MS atteint.

Shirota et ses collègues (2016) rapportent sept outils de mesure qui incluent l'évaluation de la coordination bilatérale des MS. La revue cite la version modifiée du « Jebsen test of hand function », le « Purdue Pegboard test », l'« Assisting Hand Assessment (AHA) » comme des outils qui permettent une évaluation indirecte de la coordination. Cependant, six outils sur sept évaluent la coordination bimanuelle lors des tâches de préhension sans considérer le mouvement des bras. L'absence d'outils de mesure clinique de la coordination bilatérale des MS chez les personnes après un AVC a été constatée. Afin de pallier cette pénurie, certains outils de mesure de la fonction bilatérale ont été recommandés pour évaluer la coordination bilatérale comme le « Chedoke Arm and Hand Activity Inventory (CAHAI) » et le questionnaire d'ABILHAND (Shirota et al., 2016). Toutefois, les outils d'évaluation clinique ne permettent que de mesurer l'effet du déficit de coordination sur l'exécution des activités quotidiennes ou de la fonction du MS (Shirota et al., 2016). En d'autres mots, l'évaluation clinique se concentre sur la réalisation de la tâche demandée sans quantifier objectivement l'exécution en termes de coordination entre les membres (Shirota et al., 2016). Les mesures cliniques ne permettent alors pas d'étudier la coordination bilatérale d'une manière précise pour détecter les déficits selon les paramètres temporo-spatiaux du mouvement des MS. L'évaluation clinique seule ne permet donc pas d'expliquer les “anomalies” du mouvement et le mécanisme sous-jacent des déficits de la fonction bilatérale (Ozturk et al., 2016). Par conséquent, l'analyse biomécanique est recommandée pour déterminer et expliquer les déficits de coordination bilatérale des MS d'une manière objective (Ozturk et al., 2016; Shirota et al., 2016; Tomita et al., 2017).

Ce travail de thèse inclut différentes mesures biomécaniques qui couvrent les paramètres spatiaux, temporels, de force, de déplacement du tronc et d'ajustement postural afin d'assurer une évaluation rigoureuse de la coordination bilatérale des MS des personnes après un AVC. La prochaine section aborde les déficits de coordination bilatérale constatés chez les personnes après un AVC.

2.3. La coordination bilatérale après un AVC

Tel que précédemment défini, la coordination est le résultat d'une interaction entre les segments et l'environnement, ce qui implique une perception sensorimotrice suffisante pour effectuer le mouvement demandé d'une façon efficace. La perception sensorimotrice permet de conceptualiser l'environnement et d'utiliser les informations reçues (par exp. l'objectif de la tâche, la rétroaction, la proprioception) pour activer les segments et ajuster le mouvement dans le temps (Piret & Béziers, 1971). Ainsi une atteinte au niveau du système sensorimoteur, qui affecte l'exécution d'un mouvement stable, précis et efficace, perturbe aussi la coordination bilatérale (Piret & Béziers, 1971). Après un AVC au niveau cortical, le système sensorimoteur est atteint et des déficits de coordination des paramètres temporels, spatiaux et autres peuvent donc être observés chez ces personnes.

2.3.1. Déficiences de coordination bilatérale temporelle

Les déficits de coordination temporelle ont été rapportés lors de mouvements symétriques tels qu'un mouvement similaire à un mouvement d'atteinte (Kantak et al., 2016) et lors de mouvements asymétriques tels qu'une tâche de pointage (Rose & Winstein, 2013).

La coordination temporelle bilatérale des MS des personnes après un AVC a été évaluée à l'aide de plusieurs mesures cinématiques décrites précédemment. Il est important de noter que les variables utilisées pour quantifier les déficits de coordination sont choisies en fonction de l'objectif de l'exercice. Par exemple, si la rapidité constitue l'un des objectifs de l'exercice effectué, le temps d'exécution sera une variable pertinente pour évaluer la coordination temporelle bilatérale. Comme mentionné dans la définition plus-haut, la coordination bilatérale est un ajustement temporo-spatial entre les MS qui résulte un mouvement efficace et précis. L'efficacité et la précision sont déterminées par les auteurs selon le contexte et l'objectif de l'exercice effectué (par exp. une rapidité du mouvement, une réduction des erreurs de trajectoire, l'atteinte d'une force donnée, etc.).

Les déficits de coordination bilatérale des MS chez les personnes après un AVC sont caractérisés par une lenteur du mouvement ; le temps d'exécution est prolongé et la vitesse est réduite par rapport à des personnes en santé (Kantak et al., 2016). En plus, les personnes après un AVC ont un plus long délai d'initiation entre les MS lors d'un mouvement bilatéral (par exp. flexion des coudes) en comparaison à des personnes en santé (Dickstein et al., 1993; Kantak et al., 2016). Le membre parétique présente un profil de vitesse irrégulier se traduisant par une augmentation du nombre

d'UM, un indicateur d'un déficit de coordination temporelle (Murphy et al., 2018). La faiblesse musculaire et le déficit sensoriel du membre parétique sont les principaux éléments à l'origine de cette lenteur d'exécution. Les déficits de coordination bilatérale temporelle semblent être associés à la sévérité de l'atteinte post-AVC puisque les personnes post-AVC ayant des déficits moteurs modérés montrent un certain ajustement temporel entre les MS (par exp. manifesté par des pics de vitesse similaires) (Harris-Love et al., 2005; Lewis & Perreault, 2009; Metrot et al., 2013). Toutefois, un mouvement bilatéral coordonné requiert non seulement un ajustement des membres dans le temps mais aussi dans l'espace. Dans la prochaine section, les déficits de coordination bilatérale spatiale des personnes après un AVC sont présentés.

2.3.2. Déficiences de coordination bilatérale spatiale

Les paramètres spatiaux et temporels sont interreliés, une évaluation cinématique adéquate de la coordination bilatérale exige l'inclusion de ces deux paramètres. Selon la littérature, les personnes après AVC présentent aussi un déficit de coordination bilatérale spatiale (Rose & Winstein, 2013). Par exemple, lors d'un mouvement de pointage bilatéral asymétrique, elles montrent des profils des déplacements spatiaux moins corrélés entre les MS même chez les personnes post-AVC ayant un déficit moteur léger par rapport à des personnes en santé (Rose & Winstein, 2013). Selon ces auteurs, la coordination spatiale entre les MS est plus déficitaire que la coordination temporelle (Rose & Winstein, 2013). Malgré l'importance de l'ajustement spatial des deux MS sur la performance d'un mouvement fonctionnel, la coordination spatiale est peu explorée chez les personnes après un AVC (Kantak et al., 2017; Rose & Winstein, 2013).

En plus de l'évaluation cinématique des déficits de la coordination bilatérale des MS, majoritairement restreinte à l'évaluation des mouvements symétriques, quelques analyses cinétiques ont été effectuées auprès des personnes après un AVC afin de détecter les déficits de coordination bilatérale de la force des MS.

2.3.3. Les déficits de coordination bilatérale des forces

Les études ont rarement rapporté les données cinétiques pour caractériser les déficits de coordination bilatérale des MS chez les personnes post-AVC. Il est communément documenté que les personnes après un AVC présentent une asymétrie de force entre les MS lors d'un mouvement bilatéral. Par exemple, lors d'une extension bilatérale symétrique des doigts, le membre parétique produit 30% de la force totale des MS versus 45% de force produite par le membre non-dominant

chez les personnes en santé (Lodha, Coombes, et al., 2012; Lodha, Patten, et al., 2012). En plus des mesures d'asymétrie de force, certaines études se sont intéressées au profil des forces produites durant le mouvement (en termes de synchronisation et de décalage temporel), ainsi qu'au niveau de symétrie des forces entre les MS. Pour les tâches bimanuelles de préhension, les profils des forces diffèrent davantage de ceux des participants en santé avec des CCC plus faibles (Lodha, Coombes, et al., 2012). Les profils de force des personnes après un AVC sont plus variables d'un essai à un autre et plus irréguliers entre leurs MS par rapport à des personnes en santé (Kang & Cauraugh, 2015b). En plus, les analyses de corrélation de profils de force montrent une augmentation du délai temporel entre les MS lors de l'extension bilatérale des doigts à 25% et 50% de leur FM (Lodha, Coombes, et al., 2012). Les résultats des études suggèrent que le déficit de coordination de force est influencé par le niveau d'effort (la force requise) et la tâche demandée. Par exemple, la coordination est meilleure lors d'une tâche de préhension que lors d'un mouvement d'extension des doigts (Lodha, Patten, et al., 2012). En plus, la coordination bilatérale entre les MS serait meilleure à 50% de la FM par rapport à 5% de la FM chez les personnes en santé (Lodha, Coombes, et al., 2012; Lodha, Patten, et al., 2012).

2.3.4. Déficiences sensorimotrices et coordination motrice

L'exécution d'un mouvement coordonné dans l'espace implique une perception sensorimotrice afin d'établir un schéma moteur précis. La perception sensorimotrice permet de conceptualiser l'espace extérieur, c.-à-d. déterminer les dimensions spatiales et temporelles sur lesquelles se base le mouvement demandé (Piret & Béziers, 1971). Une atteinte du système sensoriel entraîne un déficit de la coordination motrice (Piret & Béziers, 1971). Par exemple, une atteinte des afférences proprioceptives peut perturber la représentation du schéma corporel dans l'espace, perturber l'organisation spatiale et temporelle du geste, et ainsi altérer la coordination motrice. Après un AVC, les personnes ayant un déficit sensorimoteur sévère utilisent davantage les mouvements du tronc pour prolonger l'excursion du membre parétique lors d'un mouvement d'atteinte unilatéral au lieu de tendre le coude parétique (Cirstea et al., 2003). L'exagération du déplacement du tronc est liée à plusieurs facteurs tels que l'incoordination interarticulaire des MS et le niveau de déficience sensorimotrice (Cirstea et al., 2003; 2000). De même, ces personnes montrent une lenteur d'exécution du mouvement d'atteinte (Kantak et al., 2016) leur laissant ainsi plus de temps pour ajuster le mouvement du membre parétique lors d'une tâche bilatérale fonctionnelle (par exp. prendre une boîte avec les deux MS). Afin de compenser ces déficiences sensorimotrices, les personnes

post-AVC utilisent la rétroaction visuelle externe pour corriger le mouvement de leurs MS (Kang & Cauraugh, 2015a). En comparaison à des personnes en santé, les personnes post-AVC montrent une difficulté à atteindre la force requise en absence de rétroaction visuelle par rapport au même exercice avec une rétroaction visuelle (Kang & Cauraugh, 2015a). Cette dépendance visuelle permet à la personne post-AVC de mieux performer pour exécuter la tâche (Patton & Huang, 2012). En résumé, la dépendance visuelle est proportionnelle à la sévérité des déficits moteurs et proprioceptifs du membre parétique. Alors il semble y avoir une corrélation entre le niveau d'atteinte sensorimotrice et l'altération de la coordination bilatérale des MS chez les personnes après un AVC.

Des techniques de réadaptation récentes se basent sur l'utilisation de la rétroaction sensorielle dans le but de stimuler le système nerveux pour accélérer la récupération motrice chez les personnes post-AVC. Parmi ces techniques, le concept d'augmentation de l'erreur (AE), fondé sur l'introduction d'erreurs ou de perturbations imprévues, est utilisé pour améliorer l'adaptation du SNC à une nouvelle condition (Israely & Carmeli, 2016b; Reisman, Bastian, et al., 2010). Ce concept fait appel aux stratégies d'adaptation et d'apprentissage moteur pour « prendre conscience » et réduire des erreurs exagérées du mouvement suite à des perturbations visuelles, proprioceptives ou autres. Ce concept est intéressant pour évaluer le couplage entre les membres et voir l'impact d'une perturbation sur la coordination bilatérale des MS. Dans la section suivante, une description de ce concept, son mécanisme d'adaptation et d'apprentissage, ainsi que son effet sur la performance motrice et la coordination sont décrits.

2.4. Adaptation motrice et concept d'augmentation de l'erreur

2.4.1. Les paradigmes: contrôle, apprentissage et adaptation motrice

Avant de présenter le concept d'AE par la rupture de symétrie, il est judicieux de présenter d'abord les paradigmes de contrôle moteur soutenant l'effet et le potentiel de ce concept, notamment au niveau de l'apprentissage et de l'adaptation motrice. Cette section débute par l'explication des notions d'apprentissage et d'adaptation motrice liée au concept d'introduction de perturbation imprévue durant un mouvement symétrique répétitif.

2.4.2. L'adaptation motrice et l'apprentissage moteur

D'abord, l'adaptation motrice telle que définie par Martin et ses collègues (1996), est le processus de modification et d'ajustement des mouvements appris au cours de la pratique, basé sur une

rétroaction d'erreur disponible à la suite d'une nouvelle condition ou des perturbations apparentes (Martin et al., 1996). En effet, durant la pratique d'une tâche motrice, le SNC planifie le déroulement du mouvement en fonction ses caractéristiques (position de la cible et des segments, force nécessaire, vitesse d'exécution, etc.) et mémorise la stratégie de son exécution. Lorsque le mouvement est perturbé, les erreurs d'exécution apparaissent puisque le SNC est incapable de prédire correctement la nouvelle demande. Au cours des essais, le SNC ajuste la dynamique des membres pour être de plus en plus précis par la mise à jour de la nouvelle condition requise. Dès la suppression des perturbations, des erreurs apparaissent de nouveau dans les premiers essais (nommées les *post-effets*) liés aux ajustements retenus de la condition de perturbation, c'est alors qu'une désadaptation a lieu pour corriger le mouvement et retourner à la condition initiale (Reisman, Bastian, et al., 2010). Les *post-effets* mettent en évidence un vrai paradigme d'adaptation motrice (Helm & Reisman, 2015). La présence des *post-effets* témoigne du fait que les ajustements de la condition de perturbation sont mémorisés à court terme (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994a). Cette mémorisation de l'adaptation motrice permet à certains auteurs de considérer l'adaptation comme un élément de l'apprentissage moteur à court terme (Helm & Reisman, 2015). Le lien entre l'adaptation et l'apprentissage moteur est basé sur l'effet des corrections effectuées lors des deux phases (en perturbation et en *post-effets*) qui permettent d'acquérir de nouvelles stratégies de correction et d'apprendre de nouveaux comportements moteurs à long terme (Reisman, Bastian, et al., 2010). Malgré ce lien étroit, la distinction entre les notions d'adaptation et d'apprentissage est importante. L'apprentissage moteur est un concept plus global composé de plusieurs éléments, et peut être influencé par divers facteurs autres que le processus d'exécution motrice. En effet, l'apprentissage moteur réfère à l'acquisition des nouvelles capacités motrices à la suite d'une pratique et la rétention de cette performance acquise après un temps sans pratique. Par définition, l'apprentissage moteur est un ensemble de processus liés à la pratique ou l'expérience menant à des changements permanents dans les mouvements ou le comportement moteur de la personne (Schmidt et al., 2019). Ces comportements moteurs reflètent un processus interne qui résulte une amélioration au cours de la pratique, cette phase est nommée l'acquisition. Cette phase est suivie de la phase de rétention, définie par une période sans pratique du mouvement acquis. Enfin, la phase de transfert est définie par la capacité de maîtriser des tâches similaires à celles des tâches acquises (Schmidt et al., 2019). Dans le cadre de ce projet, seulement la phase d'acquisition sera mise en évidence.

2.4.3. Effet de l'apprentissage et l'adaptation motrice sur la plasticité cérébrale

Plusieurs régions corticales et sous-corticales, principalement la région dorsolatérale du lobe préfrontal, le cortex sensorimoteur, le cortex moteur primaire, le cervelet, et les ganglions de base sont responsables de l'apprentissage et de l'adaptation motrice (Izawa et al., 2012; Nissen & Bullemer, 1987). Ces régions (incluant le réseau neuronal visuomoteur) sont activées suite à la pratique d'un mouvement d'atteinte avec une rétroaction visuelle de la force des MS et de la position de la cible chez les personnes après un AVC (Archer et al., 2018). En ce sens, les études récentes sur la réalité virtuelle auprès des personnes après un AVC montrent que la pratique avec une rétroaction augmente l'activité au niveau du cortex sensorimoteur ipsilésionnel, le cortex prémoteur controlésionnel, et l'aire motrice supplémentaire bilatéralement (Jang et al., 2005). En effet, la rétroaction favorise la plasticité cérébrale après un AVC (Subramanian et al., 2010). La plasticité cérébrale est définie par la réorganisation de la représentation des régions motrices corticales (c.-à-d. le cortex moteur primaire, l'aire motrice supplémentaire) suite à un apprentissage ou une expérience (Hallett, 2007). Cette plasticité cérébrale résulte des changements physiologiques au niveau du système des neurotransmetteurs tels que l'amélioration de l'efficacité synaptique et qui peuvent être persistants (remodelage des dendrites) (Hallett, 2007). Ces changements neurophysiologiques corrélaient significativement avec l'amélioration de la fonction chez les personnes après un AVC. La présence de la rétroaction durant un mouvement répétitif résulte alors des changements neurophysiologiques sous-jacents à l'amélioration de l'apprentissage et l'adaptation motrice chez les personnes (Subramanian et al., 2010). Cet effet de présence d'une rétroaction visuelle ou haptique (proprioceptive) durant la pratique du mouvement a été largement utilisé pour améliorer le contrôle moteur chez les personnes après un AVC. Par exemple, la rétroaction a été manipulée soit pour provoquer une exagération ou une réduction des erreurs durant la pratique dans le but de corriger le mouvement via le déclenchement d'un processus d'adaptation motrice. Le concept d'AE est l'un des paradigmes qui ont utilisé la manipulation de la rétroaction pour corriger le mouvement et améliorer la performance motrice chez ces personnes. La section suivante présente ce concept et son effet sur la performance motrice des personnes après un AVC.

2.5. Concept de l'augmentation de l'erreur

2.5.1. Définition du concept de l'augmentation de l'erreur

Le concept d'AE est basé sur l'application de perturbations durant l'exécution d'un mouvement répétitif résultant en une exagération des erreurs et ayant pour but l'adaptation du SNC à un nouvel environnement (Israely & Carmeli, 2016b; Reisman et al., 2005). En effet, les erreurs résultantes des perturbations fournissent une rétroaction sensorielle qui permet d'ajuster les mouvements répétitifs à une nouvelle condition exigée programmée par le dispositif robotique ou par l'évaluateur. Lors de l'exécution d'un mouvement bilatéral, ce concept d'AE brise la symétrie entre les MS. Le concept de perturbation par asymétrie induite présenté ci-bas est inspiré de ce concept d'AE puisqu'il adopte le même processus de contrôle moteur. L'asymétrie induite entre les MS est considérée la perturbation qui provoque une exagération des erreurs dans un concept d'AE.

2.5.2. Phases du concept d'AE

Le concept d'AE est composé de trois périodes distinctes : 1) une phase de base ou de référence où le participant effectue son entraînement avec des mouvements répétitifs sans l'introduction de perturbations, 2) une phase d'adaptation durant laquelle les perturbations sont induites par une modification de la rétroaction sensorielle et où le participant doit ajuster son mouvement à la suite de ces perturbations, 3) la phase de désadaptation (appelé aussi « *washout* »), les perturbations sont retirées et le participant doit s'ajuster au retour de la nouvelle condition de pratique sans erreur. Des phénomènes d'adaptation et de désadaptation peuvent être observés et évalués durant ces deux dernières phases chez les personnes en santé et les personnes post-AVC en les comparant à la phase de base. Ces phénomènes visent principalement à corriger le mouvement pour réduire les erreurs induites par les perturbations. En effet, la phase de désadaptation s'accompagne de *post-effets* où les tentatives de corrections du mouvement se manifestent. Après les *post-effets*, un retour à la période de base sans erreurs est observé. Les *post-effets* au MS requièrent de répéter plusieurs fois le mouvement (~250) durant la phase d'adaptation et ils peuvent être observés dans les 100 premiers essais en phase de désadaptation (Lam et al., 2006; Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994b). Plus l'introduction aux perturbations est graduelle, plus les *post-effets* sont diminués et moins observés (Israely & Carmeli, 2016b). Ces périodes mettent en évidence les capacités d'adaptation motrice des participants. En effet, cette période est le résultat de l'utilisation par le SNC du modèle interne pour contrôler et corriger le mouvement (Lam et al., 2006). À la fin de la phase de

désadaptation, le participant peut montrer un mouvement plus régulier et précis par rapport à la phase de base résultant du phénomène d'adaptation et d'apprentissage moteur.

2.5.3. Processus neuronal et contrôle moteur

Lors de l'exécution d'un mouvement volontaire, le SNC commande les mouvements des membres selon les caractéristiques de force, vitesse et amplitude nécessaires pour son exécution. La planification des mouvements des membres est initiée avant le début de l'exercice à travers la conception du modèle interne. Le modèle interne est défini par un ensemble des processus neuronaux capables de simuler des comportements et qui mènent à commander les étapes du mouvement selon ses conditions initiales données (Fautrelle, 2011). Autrement dit, le cerveau modélise l'interaction des systèmes sensoriel, moteur et environnemental pour créer un mouvement selon des conditions données (Fautrelle, 2011).

Lors d'un changement imprévu des paramètres de l'exercice ou de la dynamique des membres, particulièrement si l'exercice est répétitif, des erreurs d'exécution paraissent. Ces erreurs stimulent le SNC à intervenir pour ajuster les mouvements en temps réel, qui correspond au phénomène observé lors de la phase d'adaptation dans le protocole d'AE. Lors du retour à la phase de base des mouvements répétitifs sans erreurs, le SNC prend un peu de temps pour ajuster la dynamique des membres à la nouvelle condition. Des ajustements progressifs paraissent dans le sens inverse de ce qui est observé au début de la phase d'adaptation afin de rééquilibrer les paramètres du mouvement, qui sont les *post-effets*. Par ailleurs, la période de désadaptation ne détruit pas la mémoire motrice, mais elle inhibe instantanément son effet avant sa réutilisation définie par un processus de consolidation suite à l'apprentissage des nouvelles tâches (Tallet et al., 2015). La mémoire motrice définie par un processus de consolidation à la suite de l'apprentissage des nouvelles tâches (Tallet et al., 2015). Durant le mouvement répétitif, le participant apprend à effectuer le mouvement en phase de référence, à corriger ses erreurs à la suite de la perturbation et il manifeste une meilleure performance en phase de désadaptation. L'importance d'exécuter un mouvement cyclique ou répétitif est un élément crucial pour déclencher un processus d'adaptation et de désadaptation. Israely et ses collègues (2016) suggèrent une semaine de séances répétitives de pratique avec des phases d'adaptation et désadaptation, permet au participant d'apprendre à "calibrer ses mouvements" pour effectuer moins d'erreurs ou une meilleure performance. D'où l'importance d'inclure des

périodes suffisamment longues et répétitives d'au moins une semaine pour mener à un apprentissage au niveau du SNC (Israely & Carmeli, 2016b).

Il y a un besoin de préciser qu'en plus de la théorie du modèle interne, d'autres concepts théoriques peuvent soutenir le mécanisme et les effets sous-jacents au concept de l'augmentation de l'erreur comme la théorie des systèmes dynamiques (Scholz, 1990) ou la théorie du point de défi optimal (Guadagnoli & Lee, 2004).

2.5.4. Types de rétroaction utilisés dans le concept d'AE

Le protocole d'AE est utilisé par l'intermédiaire de plusieurs types de rétroaction donnée en temps réel d'une façon isolée ou simultanée au participant durant sa pratique des essais répétés. La rétroaction haptique (proprioceptive) fournie via un changement de forces, qui dévient le mouvement du trajet désigné, ou par une modification de la rétroaction visuelle sur la position de la cible ou de la main du participant sont les types de rétroaction les plus fréquemment utilisés. Les études utilisent le protocole de l'AE avec des dispositifs robotiques qui induisent des erreurs en phase d'adaptation à travers la modification de la rétroaction haptique parfois couplée à une rétroaction visuelle présentée sur un écran donné en temps réel. Les études montrent que l'apparition et l'augmentation des erreurs stimulent le SNC qui prend conscience des erreurs et corrige le mouvement (Patton & Huang, 2012). Il semble que les personnes après un AVC présentent une meilleure adaptation du SNC à la suite de l'apparition d'erreurs qui exagèrent la différence plutôt que des erreurs qui les réduisent (Liu et al., 2018). Cependant, le niveau d'exagération des erreurs du membre perturbé par rapport à l'autre influencerait aussi le processus d'adaptation motrice. Le choix de l'importance de l'erreur semble un élément important dans l'application de ce concept (Reisman et al., 2005).

2.5.5. Effet de l'ampleur de l'asymétrie (perturbation) créée dans le concept de l'AE

Le niveau d'adaptation motrice est observé en fonction de l'ampleur de l'asymétrie créée entre les membres des personnes post-AVC. Certaines études ont comparé les différents ratios d'asymétrie de la vitesse de la marche entre les membres inférieurs (MI) (de 2 :1 jusqu'à 4 :1), c.-à-d. la vitesse est doublée d'un membre par rapport à un autre, soit un pied qui marche deux fois plus rapide que l'autre pied (2:1), ou triplée d'un membre par rapport à un autre (3:1) (Patton & Huang, 2012; Wei et al., 2005). Les corrections observées et les réajustements moteurs durant la phase de désadaptation sont de moins en moins importants avec des ratios élevés (3:1 et 4 :1) (Patton &

Huang, 2012; Wei et al., 2005). Selon l'étude de Reisman (2005), un ratio de 2:1 d'asymétrie est optimal pour rapporter le plus d'effet d'adaptation motrice lors d'une marche sur un tapis roulant à double courroie. À noter que ces effets du ratio ont été évalués seulement aux MI. À notre connaissance, aucune étude n'a déterminé le ratio d'asymétrie optimal pour les MS et dans ce travail, nous avons donc opté pour un ratio 2 :1 à l'image des études aux MI. Il faut noter que ce concept d'AE a été l'objet de plusieurs études récentes visant à évaluer son potentiel pour améliorer la récupération motrice chez les personnes à la suite d'une lésion du SNC (Israely & Carmeli, 2016b).

2.5.6. Effet du protocole AE sur la marche chez les personnes après un AVC

Aux MI, le protocole d'AE a été introduit par Reisman et ses collègues (2010) chez les personnes après un AVC lors de la marche sur un tapis à double courroie. Cet équipement permet d'imposer une vitesse différente de marche (marche asymétrique) aux MI lors de la phase d'adaptation. L'entraînement de la marche basé sur le protocole d'AE a montré des résultats prometteurs pour l'adaptation et l'amélioration des paramètres de la marche chez les personnes en santé (Reisman et al., 2005) et les personnes après un AVC (Betschart et al., 2018; Reisman et al., 2007). En plus, un exercice de marche sur tapis roulant basé sur le protocole d'AE avec une application d'une force verticale sur le MI durant la marche à travers un dispositif robotique montre une amélioration de l'apprentissage moteur chez des personnes en bonne santé (Emken & Reinkensmeyer, 2005). Cette amélioration est manifestée par une réduction de 26% du temps requis pour la détection et l'ajustement de l'augmentation de la force verticale (qui est la perturbation) (Emken & Reinkensmeyer, 2005). Alors, une augmentation de la force verticale appliquée permet de corriger le mouvement par l'apprentissage par l'erreur observée et la mise à jour du modèle interne (Emken & Reinkensmeyer, 2005; Shadmehr et al., 2010).

Au niveau de la coordination bilatérale, l'entraînement basé sur le protocole d'AE réduit l'asymétrie du mouvement entre les MI chez les personnes après un AVC. Cette amélioration de la marche est caractérisée par des changements des paramètres spatio-temporels. Une diminution significative de l'asymétrie de la longueur du pas de 21% à 9% a été observée après 12 séances d'entraînement avec le membre parétique posé sur la croix la plus lente (Reisman, McLean, et al., 2010). Cette réduction de l'asymétrie est conséquente à une augmentation de la longueur des pas des deux MI, particulièrement le membre ayant un court pas et elle a été maintenue jusqu'à trois

mois de suivi (Reisman et al., 2013). Aussi, une amélioration de la symétrie du temps du double appui est observée à la fin de l'entraînement par rapport à la phase de référence chez la même population (Reisman et al., 2007). On se doit de préciser qu'à la suite d'une de l'introduction d'une perturbation, deux effets distincts découlant du processus d'adaptation motrice ont été constatés : un effet réactif et un effet adaptatif.

Les travaux de Reisman et ses collègues (2005, 2007, 2013) ont mis en évidence ces effets résultant du protocole d'AE et ils ont constaté que les personnes en santé comme les personnes après un AVC réagissent différemment au protocole en fonction des paramètres d'évaluations utilisés. Par exemple, des effets d'adaptation qui mènent à des changements persistants dans le temps ont été observés au niveau des paramètres inter-membres comme la longueur du pas et le temps du double appui. Durant la phase d'adaptation du protocole d'AE, ces paramètres montrent un lent changement qui amène à corriger l'effet perturbant (asymétrie de vitesse des courroies). Ensuite, en début de la phase de désadaptation, une inversion des effets d'asymétrie (par rapport au début de la phase d'adaptation) est observée puisque la remise des courroies à des vitesses identiques constitue une nouvelle perturbation; ce qui permet d'observer les post-effets. (Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2013; Reisman et al., 2007). Ces effets d'adaptation sont marqués par une différence significative entre la phase de référence et la phase d'adaptation ainsi qu'entre la phase de référence et le début de la phase de désadaptation. Ces effets adaptatifs sont maintenus dans le temps et résultent en une amélioration de l'apprentissage moteur et de la coordination bilatérale des MI (Reisman et al., 2013). Certains auteurs supposent que ces effets adaptatifs sont contrôlés par le SNC précisément le cervelet (Bastian, 2006).

Contrairement à ces effets adaptatifs, les paramètres intra-membres comme le temps d'appui et la longueur de foulée montrent des effets réactifs à la suite des perturbations : C.-à-d. qu'un changement brusque, court et immédiat du paramètre est observé au début de la phase d'adaptation et au début de la phase de désadaptation. Il n'a pas d'adaptation progressive ni de post-effets (Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007). Ces effets réactifs témoignent d'une activité réflexe résultant d'un contrôle spinal suite à l'activation des afférences spinales (Bouyer, 2011).

Bien que la distinction de ces effets soit importante à la compréhension de l'effet du protocole d'AE sur la coordination bilatérale des membres, on note qu'à notre connaissance, ces effets n'ont pas fait l'objet d'études spécifiques aux MS. De même, aucune étude n'a documenté l'effet du

protocole d'AE sur l'activité neuronale des structures cérébrales impliquées pour confirmer les hypothèses par rapport au lien neurophysiologique décrites précédemment.

En résumé, les études évaluant le protocole d'AE sur la biomécanique de la marche et la coordination des MI suggèrent que le protocole d'AE représente une approche dynamique qui semble efficace pour symétriser certains paramètres de marche chez les personnes après un AVC. Suite à ces résultats prometteurs, des études récentes ont évalué l'effet de ce protocole sur la performance des MS auprès de ces participants.

2.5.7. Effet du protocole AE sur la performance des MS chez les personnes après un AVC

L'effet du protocole d'AE sur la performance motrice des MS a été récemment exploré avec des dispositifs robotiques. À notre connaissance, 17 articles originaux ont évalué cet effet chez les personnes en santé et les personnes ayant des lésions neurologiques, parmi celles-ci seulement dix études ont inclus des personnes après un AVC. Ces études ont montré que les personnes après un AVC avec différents niveaux d'atteinte (Cesqui, 2008), sont capables d'adapter les mouvements de leur MS parétique à la suite de perturbations visuelles de la position de ce membre. Cette adaptation s'exprime par une réduction d'erreur de la déviation de la main (Alexoulis-Chrysovergis et al., 2013; Liu et al., 2018). Les évaluations cinématiques utilisées sont restreintes à l'erreur de trajectoire mesurée par la déviation du trajet du membre perturbé par rapport à son trajet optimal. Seulement Givon-Mayo et ses collaborateurs (2014) ont étudié le profil de vitesse du membre parétique lors des mouvements d'atteinte en protocole d'AE basé sur des perturbations de force. Les personnes après un AVC ont montré une meilleure coordination unilatérale du membre parétique manifestée par un profil de vitesse plus régulier et un trajet moins dévié à la fin de la séance par rapport à la phase de référence (Givon-Mayo et al., 2014). Ceci démontre l'importance de l'évaluation biomécanique du mouvement avant, pendant et après la perturbation (Israely & Carmeli, 2016b).

Deux études seulement ont évalué l'effet du protocole d'AE en mode bilatéral chez les personnes après un AVC en phase chronique (Abdollahi et al., 2018; Majeed et al., 2015). Le protocole d'AE a été appliqué via des perturbations de force et des erreurs visuelles du trajet du membre parétique (à un facteur de 1.5 c.-à-d. la position visualisée est placée une fois et demie par rapport à sa vraie position) lors d'une tâche d'atteinte effectuée via un dispositif robotique. Après six séances d'entraînement, une amélioration significative de la performance motrice a été constatée par le

score du Fugl-Meyer (Abdollahi et al., 2018; Majeed et al., 2015). Ces résultats montrent non seulement la capacité d'adaptation préservée après l'AVC mais aussi le fort potentiel de ce concept qui permet aux deux MS d'interagir et de corriger le mouvement à la suite des perturbations. Les résultats de l'effet d'un entraînement basé sur l'AE sur la coordination bilatérale des MI suggèrent que l'amélioration de la performance des MS pourrait être associée à une meilleure coordination des MS. À notre connaissance, aucune étude n'a utilisé des mesures biomécaniques et cliniques pour quantifier la coordination bilatérale lors d'un protocole type d'AE.

En plus des déficits sensorimoteurs post-AVC, les déficits de contrôle postural et d'équilibre affectent la performance motrice et la coordination des MS. La section suivante décrit l'implication du contrôle postural dans les mouvements des MS et son effet sur la performance motrice des personnes après un AVC.

2.6. L'organisation posturale chez la personne post-AVC

L'organisation posturale réfère à l'équilibre qui est défini par Horak (1987) comme la capacité de maintenir le centre de pression du corps à l'intérieur du polygone de sustentation. Elle permet d'ajuster la posture pour maintenir le corps en équilibre durant un mouvement donné (Garland et al., 2009). En plus des déficits sensorimoteurs et des déficits de contrôle moteur, les déficits de contrôle postural sont fréquents après un AVC. Ces derniers ont été rapportés dès la phase aiguë après un AVC et ils persistent même après la période de réadaptation (Geurts et al., 2005; Jamal et al., 2019).

Les déficits posturaux post-AVC se manifestent, entre autres, par une augmentation des oscillations du centre de pression ou du centre de masse, une exagération du mouvement du tronc durant les mouvements des MS et une asymétrie de la répartition du poids du corps entre les deux hémicorps en position assise (Behm et al., 2010; Dean et al., 1999; van Nes et al., 2008). L'évaluation des déficits de l'organisation posturale s'effectue par des mesures cinématiques comme le déplacement du tronc ou du centre de pression ou des mesures cinétiques de la force de réaction (force verticale) à la surface d'appui (comme le sol). Les mesures des forces verticales enregistrées sur les plateformes de force permettent entre autres de mesurer la répartition du poids du corps entre les deux hémicorps ou entre des segments en appui sur des surfaces munies de capteurs. Les personnes après un AVC montrent une asymétrie de la répartition du poids du corps des hémicorps lors des mouvements des MS, lors du passage assis-debout, ou même au repos. Par exemple en position

assise au repos avec les mains posées sur les poignées d'un exerciceur bilatéral, les personnes après un AVC mettent plus de poids sur le côté parétique que le côté non-parétique (Bruyneel et al., 2021). D'autres études mentionnent une légère asymétrie non significative entre les hémicorps des personnes post-AVC lors d'une position assise immobile (Tessem et al., 2007) ou une faible mise en charge vers le côté parétique (une asymétrie inférieure à 10%) lorsque les bras sont croisés sur le tronc (Roy et al., 2006). Durant un mouvement dynamique, elles déplacent jusqu'à 80% de leur poids vers l'hémicorps non-parétique (Chou et al., 2003; Dean et al., 1999) alors que les personnes en santé montrent une répartition égale du poids du corps entre les deux hémicorps (Martins et al., 2011). Lors des mouvements d'atteinte en position assise, les personnes après un AVC transfèrent leur poids des cuisses vers les pieds avec une exagération du déplacement antérieur du tronc (Dean et al., 1999; Messier et al., 2005). La charge sur les pieds augmente pour supporter le poids du corps vers la fin de l'excursion des MS alors un transfert du poids vers les pieds et une hyper sollicitation du tronc sont de plus en plus importants lorsque l'excursion du mouvement d'atteinte dépasse 100% de la longueur du MS (Dean et al., 1999). De même, le déplacement antérieur du tronc permet de prolonger l'excursion du mouvement qui atteint jusqu'au 140% de la longueur du bras (Dean et al., 1999). L'organisation posturale après l'AVC affecte la performance des MS durant le mouvement (Garland et al., 1997; Geurts et al., 2005; Horak et al., 1984; Messier et al., 2005). Lorsque les personnes post-AVC effectuent des mouvements du MS qui sollicitent le contrôle postural (par exp. en raison d'une perturbation subite), on observe une réduction de la vitesse d'exécution et de l'excursion du mouvement réalisé (Garland et al., 1997; Geurts et al., 2005; Horak et al., 1984). Cette réduction de vitesse et de l'amplitude du mouvement d'un membre par rapport à un autre affecte l'ajustement temporo-spatial entre les deux MS durant le mouvement bilatéral. Alors, les stratégies d'organisation de la posture durant un mouvement bilatéral donné affectent la coordination bilatérale des MS. Il sera alors judicieux d'inclure l'évaluation de la stratégie d'organisation posturale afin de comprendre les mécanismes sous-jacents les déficits de coordination bilatérale et de performance motrice après un AVC.

Une étude récente effectuée par notre équipe dans le cadre de ce même projet de recherche, a quantifié l'organisation posturale et la coordination bilatérale des MS chez les personnes après un AVC lors des poussées maximales statiques (Bruyneel et al., 2021). Les résultats de cette étude montrent une asymétrie de la répartition du poids du corps en plus d'une asymétrie de force de poussée entre les MS (Bruyneel et al., 2021). Afin d'effectuer une tâche statique, les personnes

post-AVC transfèrent leur poids du corps davantage vers le pied parétique par rapport à des personnes en santé qui montrent une répartition égale entre les deux côtés (Bruyneel et al., 2021). En plus, les personnes post-AVC montrent une force verticale moins coordonnée entre les mains et les pieds que les personnes en santé (Bruyneel et al., 2021). Cette organisation a été étudiée lors de poussées bilatérales statiques maximales des MS. Il serait intéressant de poursuivre l'évaluation pour des niveaux d'effort sous-maximaux et lors de poussées dynamiques. Vu que la stratégie d'organisation posturale affecte la coordination bilatérale des MS, il est important d'inclure le contrôle postural lors de l'évaluation de la coordination bilatérale après un AVC. En plus, l'organisation posturale est un élément important à considérer dans la récupération sensorimotrice et la réadaptation fonctionnelle post-AVC.

De plus des déficits de coordination bilatérale des MS qui demeurent peu documentés, à notre connaissance aucune étude n'a évalué l'organisation posturale post-AVC lors des mouvements dynamiques des MS à différents niveaux d'effort symétriques et asymétriques.

Chapitre 3 : Objectifs et hypothèses

3.1 Objectif général de la thèse

Déterminer les déficits de la coordination bilatérale des MS et l'organisation posturale lors des poussées bimanuelles symétriques et asymétriques à différents niveaux d'effort chez les personnes après un AVC par rapport à des personnes en santé.

3.2 Objectifs spécifiques

En comparant les personnes après un AVC à les personnes en santé, les objectifs spécifiques sont de :

1. Quantifier les déficits de coordination bilatérale des MS à deux niveaux d'effort selon les paramètres temporels, spatiaux.
2. Déterminer l'effet de l'introduction de perturbation par l'asymétrie du niveau d'effort durant un mouvement répétitif de poussés bilatérales sur la coordination bilatérale temporo-spatiale des MS.
3. Analyser l'organisation posturale et la performance motrice des MS lors d'un mouvement bilatéral de poussée symétrique et asymétrique à différents niveaux d'effort.

3.3 Hypothèses

Selon le niveau de connaissance actuel établi par la littérature, il est supposé que :

1. Les personnes post-AVC présenteront des déficits de coordination bilatérale qui augmentent avec le niveau d'effort et qui peuvent se manifester sur les paramètres temporo-spatiaux et de forces des MS.
2. La perturbation par l'asymétrie de niveau d'effort durant les poussées bilatérales résulte une meilleure coordination entre les MS durant la phase de post-perturbation par rapport à la phase de référence résultante d'un effet d'adaptation à l'asymétrie de force.
3. Les personnes post-AVC présentent une organisation posturale différente des personnes en santé. Cette organisation se manifeste par une asymétrie de répartition du poids au niveau des mains, cuisses et pieds, une asymétrie des forces des poussées au niveau des MS, et une exagération du déplacement du tronc qui augmentent avec l'asymétrie et l'augmentation de l'effort.

Chapitre 4: Méthodologie

La présente section présente la méthodologie d'une étude expérimentale de nature exploratoire qui a permis la rédaction des trois articles présentés dans le chapitre « Résultats ». Les informations présentées ne reprennent pas l'entièreté des éléments méthodologiques spécifiques aux articles mais abordent certains aspects communs et pertinents à décrire.

4.1. Devis de recherche

Cette étude exploratoire transversale présente un devis expérimental avec un groupe contrôle. Cette étude compare le groupe expérimental des participants ayant eu un AVC par rapport à des personnes en bonne santé (groupe contrôle).

4.2. Participants

Les participants post-AVC devaient avoir eu un AVC unilatéral en phase subaiguë ou chronique, avoir une flexion active au poignet d'au moins 10 degrés ainsi qu'une préhension suffisante pour maintenir la poignée de l'exerciseur (stage ≥ 2 au Chedoke McMaster Stroke Assessment (CMSA)-section main (Gowland et al., 1993). Les critères d'exclusion étaient : 1) une atteinte cérébelleuse, 2) une douleur entravant les mouvements aux MS, 3) une incapacité de préhension à la main parétique, 4) un déficit sensoriel grave à la main (anesthésie), 5) une aphasie de compréhension, 6) une instabilité cardio-respiratoire non contrôlée, 7) une incapacité à tolérer 30 minutes d'exercice physique d'intensité modérée en position assise, 8) un déficit cognitif avec un score inférieur à 25/30 au Folstein «*Folstein Mini-Mental Exam*» (Folstein et al., 1975), 9) une condition médicale grave (maladies cardio-respiratoires, systémiques ou neurologiques évolutives ou instables), 10) demeurer à plus de 35km de l'installation du centre de recherche.

Les participants en bonne santé formant le groupe contrôle étaient exclus s'ils étaient incapables de tolérer 30 minutes d'exercice physique, ou s'ils présentaient des douleurs ou un inconfort au niveau des MS qui pouvaient affecter les mouvements des MS.

L'approbation du comité éthique de la recherche clinique du centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR) a été obtenue le 11 avril 2017 sous le numéro CRIR-1202-0117. Le certificat d'approbation du comité éthique figure dans l'Annexe 1.

4.3. Recrutement

Les participants ont été recrutés selon la méthode d'échantillonnage par convenance par l'étudiante responsable (HA). Le recrutement pour la première étude s'est déroulé entre juillet 2017 et

décembre 2018. Les médecins physiatres, les physiothérapeutes et ergothérapeutes cliniciens à l'unité de neurologie de l'*Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM)* ont été informés du projet et nous ont aidés pour le recrutement en identifiant les participants potentiels et intéressés parmi leurs patients. D'autres participants étaient recrutés de bouche à oreille et à travers les anciens participants post-AVC qui ont signé et accepté d'être contactés pour participer à de futurs projets. Nous avons contacté également les archives de l'*institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique de Montréal (IURDPM)* afin d'identifier les clients répondants à nos critères de sélection. Après une première sélection des dossiers archivés, les personnes responsables des archives médicales ont communiqué la liste des participants potentiels à l'agente administrative du centre de recherche. Cette dernière a contacté les participants potentiels par téléphone pour sonder leur intérêt à participer au projet de recherche. Ceux qui étaient intéressés ont été rappelés par l'étudiante responsable afin de leur expliquer le projet et vérifier leur éligibilité. Si la personne était admissible et qu'elle acceptait de participer, elle était alors convoquée au centre de recherche de l'IRGLM.

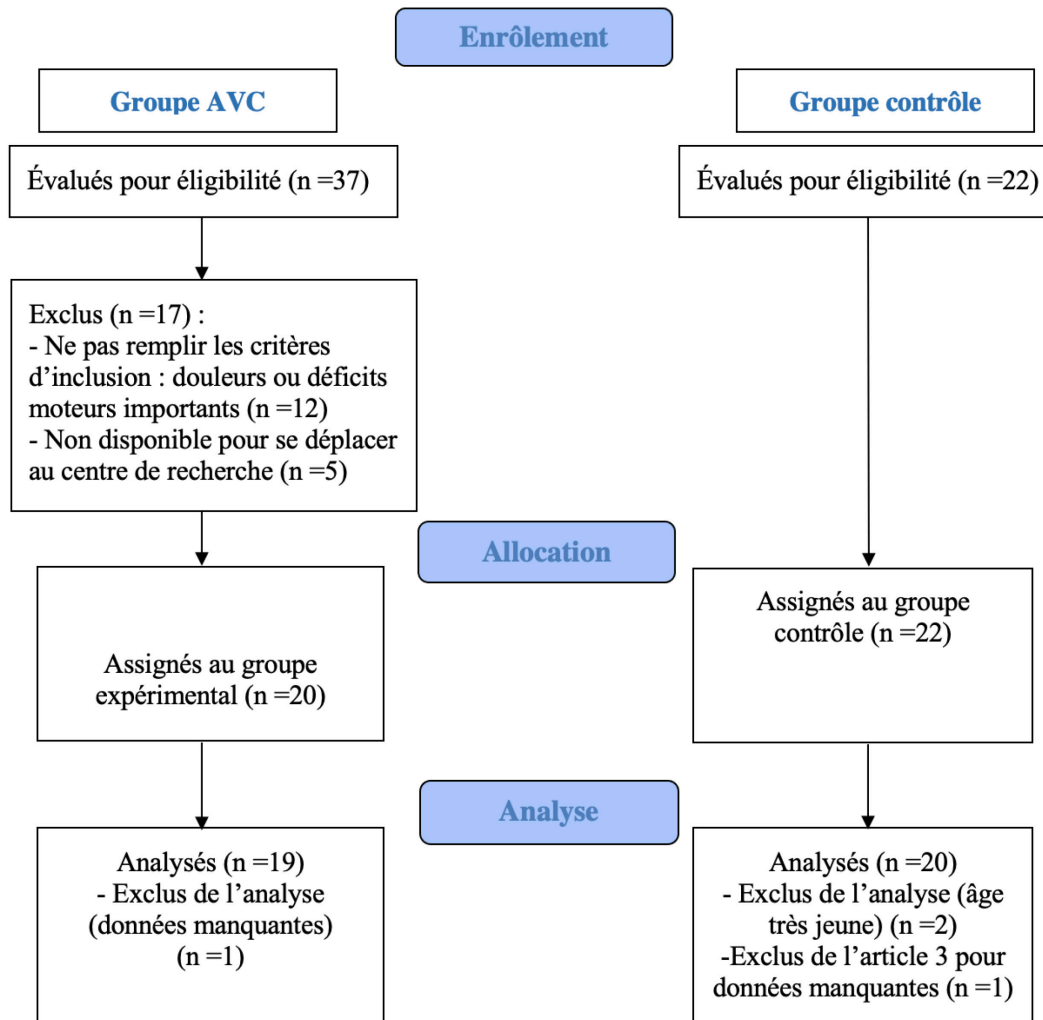


Figure 1. Diagramme de Flux de CONSORT modifié (étude 1)

4.4.Procédures

Après leur arrivée au centre de recherche, le participant recevait les explications en lien avec le projet et son déroulement. Après avoir été informé à sa satisfaction de son implication volontaire dans le projet, le participant signait un formulaire de consentement conformément aux pratiques recommandées par le comité d'éthique à la recherche (CÉR) des établissements du CRIR (voir Annexe 2). Toutes les mesures et les évaluations s'ont été réalisées en une seule séance de trois heures environ. La séance était composée de deux parties distinctes : l'évaluation clinique et l'évaluation biomécanique. L'évaluation clinique incluait la collecte des données démographiques et anthropométriques ainsi que des données liées aux déficiences et aux incapacités des

participants. L'évaluation biomécanique incluait la collecte des données cinématiques et cinétiques lors des mouvements des MS effectués sur l'exerciseur. Ces données ont été collectées par l'étudiante responsable (HA) avec l'aide d'un ingénieur de l'équipe de recherche.

4.4.1. Évaluation clinique

Les données démographiques et anthropométriques liées à l'âge, le sexe, l'indice de masse corporelle (IMC) et des informations sur l'AVC (date, localisation et traitements associés) des participants ont été recueillies en début de séance.

Le Chedoke McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1993) a été utilisé pour caractériser la fonction motrice du MS atteint après l'AVC. Pour compléter l'évaluation des déficits des participants, le Box and Block Test (BBT) a été utilisé. Il permet d'évaluer la fonction des MS et la dextérité manuelle grossière (Mathiowetz et al., 1985). Le BBT consiste à déplacer le nombre maximum des blocs d'un compartiment à un autre pendant une minute avec une main. Le test est repris pour le côté opposé. Ce test est simple, rapide et il a montré de bonnes qualités psychométriques (Hebert et al., 2014; Platz et al., 2005). La sensibilité sommaire de la main atteinte a été déterminée par le degré de perception au toucher des filaments de Semmes-Weinstein au niveau de l'éminence thénar permettant ainsi d'éliminer les participants ayant une perte sévère de la sensibilité à la main. Le degré de spasticité aux doigts, au poignet, au coude et à l'épaule du membre atteint a été évalué avec l'échelle de Levin et Hui Chan (1992) Tous ces outils de mesure présentent de bonnes qualités psychométriques et ils sont couramment utilisés dans les milieux cliniques.

4.4.2. Exerciseur double

Un exerciseur double (ED) a été développé par l'équipe du laboratoire de pathokinésiologie du CRIR. Il permet d'évaluer et de rééduquer les MS en utilisant un seul bras, les deux bras en mouvements synchrones ou asynchrones en position assise ou debout. La programmation de l'exerciseur permet d'imposer différentes forces de résistance, amplitudes et vitesses d'exécution. Il est composé de deux systèmes identiques qui permettent des poussées linéaires des MS en aller-retour sur une distance de 75 cm à la hauteur du bassin (mouvement similaire à un mouvement d'atteinte d'une cible devant soi, en demeurant parallèle au sol; voir Figure 2A). Les poignées de l'ED sont instrumentées avec des plateformes qui permettent d'enregistrer les forces produites sur le système ainsi que les moments dans les plans antéro-postérieur, vertical et médio-latéral. Les deux servomoteurs sont reliés et contrôlés par un ordinateur (port USB). Le servomoteur permet le

contrôle du torque (force), de la position et de la vitesse des poignées. L'ED est couplé avec un siège instrumenté et des plateformes de forces sous les pieds permettant d'enregistrer les changements de force aux membres inférieurs (cuisses et pieds) lors des mouvements des MS en position assise.

4.4.3. Rétroaction visuelle et verbale

Pendant la session, le participant avait accès à une rétroaction visuelle présentée sur un écran d'ordinateur placé devant lui. Le niveau de force requis par le participant était représenté par deux zones vertes (une pour chaque MS), représentant un écart de $\pm 5\%$ autour de la force à produire, soit le niveau de force équivalent à 15% et 30% de FM tandis que la force exécutée par chaque MS était représentée par une ligne rouge (Figure 2B) en temps réel. Une consigne verbale était donnée au participant au début de la séance pour réduire les compensations et améliorer la précision de la poussée : « gardez le dos droit, les pieds à plat, essayez de maintenir la ligne rouge, représentant votre force, dans les zones vertes et ceci durant tout le mouvement de poussée vers l'avant »; « essayez de réaliser ces mouvements d'une façon fluide, sans vous arrêtez ». Ces instructions verbales étaient répétées au besoin au cours de la séance, par exemple si l'évaluateur voyait que le participant commençait à bouger un peu plus le tronc.

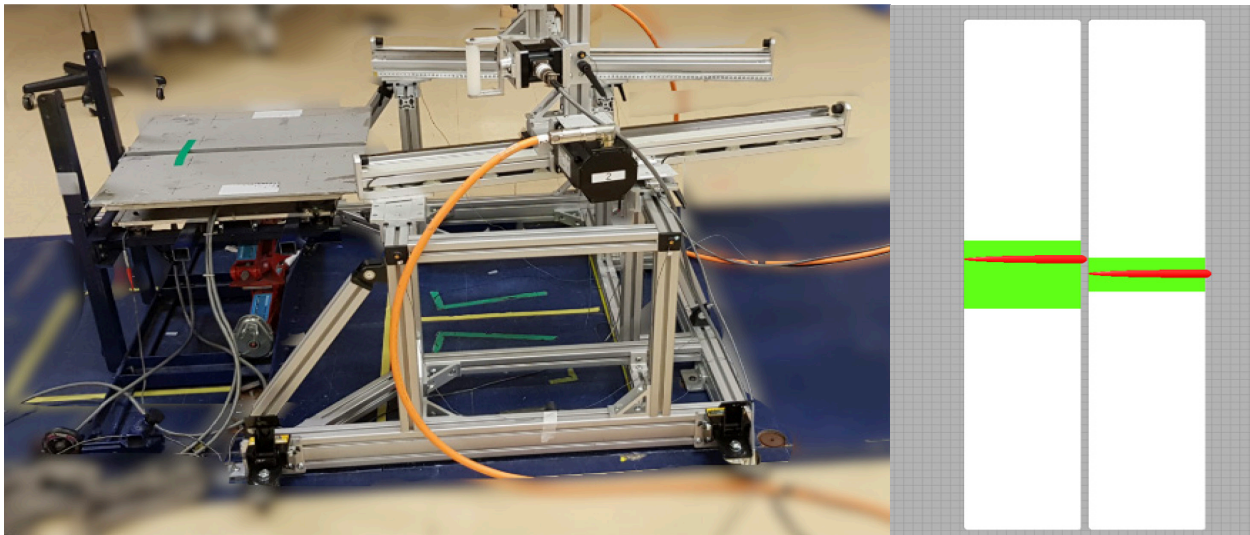


Figure 2. L'exerciceur bilatéral et la rétroaction visuelle. A) L'exerciceur bilatéral instrumenté et B) la rétroaction visuelle affichée sur l'écran de l'ordinateur placé devant l'exerciceur. La rétroaction visuelle montre le niveau de force produite par le participant au niveau de chaque poignée, par la ligne rouge, par rapport à la force requise soit 15% ou 30% de la force maximale

$\pm 5\%$ (les aires en vert). Plus la ligne rouge est élevée dans les colonnes blanches, plus la force produite est importante.

4.5.L'instrumentation et l'analyse biomécanique

En plus des plateformes de forces, l'analyse biomécanique est effectuée via un système d'analyse du mouvement Optotrak (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada). Ce système enregistre à une fréquence d'acquisition de 60 Hz, la position des marqueurs placés bilatéralement sur l'axe médio-latéral du poignet, du coude et de l'épaule (les épines scapulaires) ainsi que sur le tronc supérieur (épineuse de la vertèbre T8, C7) et inférieur (épineuse de la vertèbre T12). Les coordonnées des marqueurs sont ensuite filtrées avec une fréquence de coupure de 6 Hz (filtre Butterworth de 4e ordre sans déphasage).

Les données traitées ont permis d'obtenir les paramètres temporels (durée de la poussée, les délais d'initiation et de fin du mouvement, la vitesse maximale, le délai du pic de la vitesse maximale, le profil de vitesse durant le mouvement), spatiaux (l'excursion, le profil de la position des bras) et de force (FM statique, le profil de force durant le mouvement). Les équipements (sauf ED) sont conventionnels et ont été utilisés dans plusieurs études antérieures (par exp. (Bruyneel et al., 2021; Duclos et al., 2008; Nadeau et al., 2008)).

4.5.1. Force maximale

Des essais de poussée bilatérale effectués simultanément avec les MS ont été enregistrés pour évaluer la FM volontaire et statique de chaque membre. Le participant devait pousser contre les poignées de l'ED qui sont immobilisées à 50% de la distance de poussée mesurée de chaque membre. Avant de commencer l'enregistrement de la mesure de force, il est demandé au participant de pousser simultanément avec les deux bras contre les deux poignées fixées de l'exerciseur, le plus fort possible, sans bouger le dos ou les pieds et de maintenir leur effort pour quelques secondes. Aucune rétroaction visuelle n'était donnée pour cette mesure. Une pause de 30 secondes était allouée entre les essais jusqu'à l'obtention de deux valeurs ne différant pas plus de 10% (habituellement 2-3 essais). La valeur la plus élevée de force des essais a été utilisée pour fixer la résistance durant les poussées (15% ou 30%FM) ainsi que pour les analyses des données.

4.5.2. Distance de poussée

Avant de débiter les mouvements dynamiques, il fallait déterminer la distance de la poussée de chaque membre. En position assise, au début du mouvement de poussée, le participant avait les bras à 20° d'abduction, les coudes à 90° de flexion, et les poignets à ~ 10° de flexion dorsale. Après

l'enregistrement de cette mesure de référence, on lui demandait d'allonger les bras en poussant sur les poignées libres de résistance jusqu'à une extension quasi complète. Cette nouvelle position (position finale) était enregistrée et correspondait à la distance maximale de poussée. Ces deux mesures permettaient à l'ED de contrôler le début et la fin des poussées et la différence des deux valeurs correspondait à la distance de poussée. Durant ces mesures, le participant devrait maintenir les pieds à plat placés sur un schéma des pieds posés sur les plateformes de force insérées dans le sol, les genoux étaient fléchis à 90° degrés, et le dos droit.

4.5.3. Durée de la poussée

La durée de la poussée (en seconde) est définie par l'intervalle du temps entre l'initiation de la poussée jusqu'à l'arrivée des poignées à la fin de la distance de poussée pour chaque membre. La poussée débute quand le MS exerce une force plus que 5 N pour déplacer les poignées de l'ED dans le plan sagittal vers le distal et elle achève quand la poignée arrive à sa position finale prédéfinie. La durée de poussée est une mesure complémentaire pour caractériser la coordination bilatérale temporelle des MS en comparant les durées des deux MS.

4.5.4. Délais d'initiation des poussées

Le moment d'initiation du mouvement est défini par le début de déplacement des poignées de l'ED dans le plan sagittal, soit le moment où le MS génère une force de plus que 5 N pour déplacer les poignées. Les délais d'initiation des poussées sont mesurés par la différence du temps du début de poussée entre les deux MS. Les délais d'initiation des poussées sont exprimés en secondes et en pourcentage relatif à la durée de poussée du membre parétique (ou non-dominant). Le délai d'initiation du mouvement est une mesure de la coordination bilatérale temporelle utilisée auprès des personnes post-AVC lors des mouvements symétriques (Lewis & Perreault, 2009; Metrot et al., 2013). Un court délai d'initiation du mouvement qui tend vers zéro montre que les deux MS se déplacent simultanément, ce qui traduit une meilleure coordination temporelle bilatérale (Kantak et al., 2016).

4.5.5. Délais de la fin des poussées

Le temps de la fin du mouvement est défini par l'arrivée des poignées de l'ED à la position finale prédéfinie. Les délais de la fin des poussées sont mesurés par la différence du temps de fin de la poussée entre les deux MS. Les délais de la fin des poussées sont exprimés en pourcentage relatif à la durée du cycle de poussée du membre parétique (ou non-dominant).

4.5.6 Vitesse maximale

La valeur de la vitesse maximale correspond à la valeur maximale rapportée sur le profil de vitesse de la poussée de chaque MS. Elle s'exprime en m/s. Plus la vitesse maximale est comparable entre les deux MS, mieux est la coordination bilatérale. Cette mesure est complémentaire aux autres variables pour caractériser les déficits de coordination bilatérale, cependant l'absence des valeurs références empêchent la détermination d'un mouvement coordonné versus un mouvement incoordonné. Les valeurs fournies par un groupe contrôle des personnes en santé sont nécessaires pour constituer comme référentiel de comparaison.

4.5.7. Moment du pic de la vitesse maximale

Le pic de la vitesse maximale correspond au pourcentage du cycle de la poussée où la vitesse atteint son maximum. Plus le pourcentage de la vitesse maximale est similaire entre les deux MS, mieux est la coordination bilatérale.

4.5.8. Coefficient de corrélation croisée et délais temporeux

L'analyse de la corrélation croisée implique deux variables : le coefficient de corrélation (CCC) et le délai temporel (*Time lag (TL)*) qui permettent d'évaluer respectivement le degré de similitude et de décalage temporel entre les deux membres lors de la poussée bilatérale. Le CCC est une mesure recommandée pour l'évaluation de la coordination bilatérale des MS (Tomita et al., 2017).

Par définition, la corrélation croisée mesure le degré de similitude de la variabilité d'une série donnée par rapport à une autre (Bourke, 1996; Tomita et al., 2017). Un coefficient égal à 0 correspond à l'absence de corrélation entre les deux séries c.-à-d. deux MS (Tomita et al., 2017). Plus le coefficient s'approche de 1, plus la corrélation est forte et cela indique que les deux séries évoluent dans le temps dans le même sens (mouvement bilatéral en-phase). Quand le coefficient de corrélation s'approche de -1, c'est l'indication que les deux variables évoluent dans un sens inverse.

Comme défini auparavant, le TL entre les profils des deux MS quantifie le niveau de synchronisation entre les deux profils des MS en termes de temps lors de l'exécution du mouvement, c.-à-d. le décalage du temps entre les deux profils pour qu'ils soient superposés.

- i. $TL = 0$: absence de décalage entre les profils
- ii. $TL < 0$: Le MS parétique (ou non-dominant) est en avance de x% du MS non-parétique (ou dominant)

- iii. $TL > 0$: Le MS parétique (ou non-dominant) est en retard de $x\%$ du MS non-parétique (ou dominant)

Note : *Le x présente l'unité du temps qui définit le cycle d'un mouvement donné, dans la présente étude le mouvement se déroule sur un cycle de 0% à 100%.*

Les mesures de coefficient de corrélation et de décalage temporel sont effectuées sur les profils de force, de vitesse et de position (déplacement des poignées sur les rails) des MS lors poussées afin d'évaluer la coordination bilatérale dans ses composantes spatiales et temporelles. Les avantages et les limites de cette mesure sont présentés en Annexes (voir Annexe 3).

4.5.9. La répartition du poids du corps

La répartition du poids du corps est mesurée à travers la force verticale enregistrée par les six plateformes de force placées au niveau des poignées de l'exerciseur, sous le siège, et sous le sol vis-à-vis la position des pieds durant les mouvements. Ces plateformes de force permettent de mesurer la force de réaction exercée par le corps sur ces trois surfaces d'appui durant les mouvements bilatéraux en position assise au niveau des mains, cuisses et pieds. La force verticale enregistrée de chaque côté permet de déterminer l'asymétrie du poids du corps entre les côtés. La répartition du poids du corps au niveau de chaque hémicorps est déterminée par la somme des forces verticales produites par la cuisse et le pied.

4.5.10. Le déplacement du tronc

Le système Optorak 3D permet d'obtenir la position du tronc via les marqueurs actifs placés sur le dos (C7, les épines scapulaires-T8, T12) et bilatéralement sur les deux acromions et d'enregistrer son déplacement dans l'axe antéropostérieur. Le déplacement du tronc est mesuré par la position de déplacement maximal moins la position de déplacement minimal dans l'axe antéropostérieur.

4.5.11. Le protocole des mouvements de poussées bilatérales

La séance des poussées bilatérales avec les MS est composée de cinq conditions (Figure 3):

- i. **Phase de référence** : trois minutes avec les deux membres se déplaçant simultanément à une résistance symétrique (soit 15% ou 30% de la FM).
- ii. **Phase de perturbation** : six minutes avec le membre parétique (ou non-dominant chez le groupe contrôle) poussant deux fois plus fort (30% de la FM) que le côté non-parétique (ou non-dominant) (15% de la FM) (Cycle I).
- iii. **Phase post-perturbation** : trois minutes avec les deux membres se déplaçant à la même résistance (15%).

Ces trois phases ont été répétées une deuxième fois en modifiant le côté qui résiste le plus en phase de perturbation, c.-à-d. en poussant 30% de la FM par le côté non-parétique (ou dominant) et 15% de la FM par le côté parétique ou non-dominant (Cycle II dans la figure 3). Comme mentionné auparavant, les résultats des études précédentes montrent que le ratio de vitesse 2:1 entre les membres inférieurs permet le mieux de mettre en évidence les effets du protocole de l'entraînement basé sur le concept de l'AE (Reisman et al., 2005), d'où le choix de 15% versus 30% de la FM des MS dans le protocole de notre étude. Le choix de 15% et de 30% comme niveau d'effort est basé sur le niveau de tolérance des personnes après un AVC durant les 12 minutes de poussées résistantes. Après quelques tests pilotes avec des participants post-AVC ayant de différents niveaux de déficit moteurs au niveau des MS, la combinaison de 15% et de 30% de la FM semble la plus adéquate, elle ne provoque pas des douleurs à l'effort. La fatigue était minime et ne semble pas avoir des effets sur les résultats de l'étude.

Essai	Phase de référence		Phase de perturbation	Phase de post-perturbation
15% FM avec les deux MS	30% FM avec les deux MS	15% FM avec les deux MS	Cycle I- 15% Dominant (non-parétique) + 30% Non-dominant (parétique)	15% FM avec les deux MS
			Cycle II- 30% Dominant (non-parétique) + 15% Non-dominant (parétique)	
1 min	1 min	1 min	6 min	3 min
Mode symétrique			Mode asymétrique	Mode symétrique
1	2	3	4	5

Figure 3. Le protocole de déroulement de la pratique des mouvements bilatéraux

4.6. Analyses des données

Les délais de début et de fin de la poussée sont définis par le premier et le dernier pourcentage du cycle du mouvement. Le cycle du mouvement de poussée de 0% à 100% est défini par le début de déplacement des marqueurs de poignée non-dominant ou parétique lorsqu'une force supérieure à 5N est appliquée contre les poignées de l'exerciseur (0%) jusqu'à l'arrivée des marqueurs à la fin de leurs distances (100%). Les données biomécaniques (telles que la force, la vitesse, et la position des mains) sont calculées à partir de la moyenne d'environ 15(\pm 3) essais de poussée. Les CCC sont

exprimés en valeur absolue afin de les comparer entre les groupes et entre les différentes phases et conditions. Les forces verticales sont comparées entre les côtés, les conditions et les groupes à 4 (20%, 40%, 60% et 80%) instants du cycle de poussée. Des données manquantes de deux participants post-AVC en fin de la phase d'adaptation ont été remplacées par la moyenne de groupe afin de préserver la puissance statistique de l'étude (avec N=19). De même, trois participants du groupe contrôle ont été exclus du troisième article (N=17) par manque des données de contrôle postural.

4.7. Analyses statistiques

Des statistiques descriptives pour les variables continues (moyenne et écart-type ou médiane et intervalle interquartile) et ordinales (fréquence et pourcentage), ont été utilisées pour quantifier les caractéristiques des sujets (âge, masse, taille, dominance, côté de l'atteinte), les données cliniques et biomécaniques (forces maximales, durée, distance des poussées). La normalité de la distribution des données (Shapiro Wilks test) est vérifiée pour toutes les variables dépendantes. Pour vérifier l'hypothèse de la présente étude, des analyses de variance (ANOVA) sur mesures répétées sont utilisées si les données sont normalement distribuées pour les comparaisons intergroupes, entre les périodes et entre les conditions. Cependant, lorsque les ANOVA sont significatives ou en présence d'interaction, des tests post-hoc (tests de t) sont utilisés pour localiser les différences. Les analyses post-hoc sont corrigées par correction de Bonferroni lorsque nécessaires pour le nombre de comparaisons. Dans le cas de données anormales, le test Mann-Whitney a été utilisé pour effectuer les comparaisons intergroupes et le test Wilcoxon pour comparer les données entre les périodes ou les conditions. La corrélation entre les variables cliniques et biomécaniques est vérifiée par le test de Spearman ou le test de Pearson dans le cas échéant. Un niveau de probabilité inférieur à 0.05 est considéré comme significatif pour toutes les analyses. Toutes les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel SPSS (version 25.0 pour Windows et 27.0 pour Mac).

Chapitre 5 : Résultats

Les résultats de la première étude présentée dans la méthodologie (Chapitre 4) sont présentés dans les trois articles scientifiques suivants :

Article 1. Bilateral motor coordination during upper limb symmetric pushing movements at two levels of force resistance in healthy and post-stroke individuals”. Cet article sous le numéro HMS-D-21-00104-R3, est publié dans le Journal of Human Movement Science.

Article 2. Effect of an error augmentation protocol on bilateral upper limb coordination in persons after stroke. Cet article est en voie de soumission au Journal of Topics in stroke rehabilitation.

Article 3. Postural organization during bilateral upper limb symmetric and asymmetric pushing tasks for in individuals after stroke and healthy controls. Cet article est en voie de soumission au Journal Posture and Gait.

Contribution des auteurs :

L’auteur principal (HA) a contribué à la rédaction de la version préliminaire des trois articles, les versions suivantes étaient corrigées et ajustées selon les commentaires des directrices de recherche et les autres auteurs du manuscrit. Voici la contribution détaillée de chacun des auteurs :

- Haifa Akremi : Développement et administration du projet, collecte des données, recrutement, analyse des données, rédaction et correction des manuscrits - version originale.
- Johanne Higgins : Conceptualisation du projet, supervision des collectes des données, révision et édition des manuscrits.
- Sylvie Nadeau : Conceptualisation du projet, supervision des collectes et analyse des données, révision et édition des manuscrits.
- Rachid Aissaoui : Conceptualisation et développement de l’exerciceur, validation, révision des manuscrits.
- Amine Guediri : Participation à la collecte des données, analyses des données, présentations des résultats sur l’article 3.

5.1 Article 1: Bilateral motor coordination during upper limb symmetric pushing movements at two levels of force resistance in healthy and post-stroke individuals

Haifa Akremi, M.Sc^{a,b}, Johanne Higgins, PhD^{a,b}, Rachid Aissaoui, PhD^{b,c}, Sylvie Nadeau, PhD^{a,b}

^a École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal
C.P.6128 Succ. Centre-ville, Montréal QC, Canada, H3C 3J7

^b Laboratoire de pathokinésiologie, Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique de Montréal-Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR)

^c École de Technologie Supérieure (ETS) and Imaging and Orthopaedics Research Laboratory, Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM), Montréal, Canada

***Corresponding author:**

Sylvie Nadeau, PhD

Full professor

École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal

Address:

Pavillon du Parc, Bureau 402-18

C.P.6128 Succ. Centre-ville, Montréal QC, Canada, H3C 3J7

Email : sylvie.nadeau@umontreal.ca

Phone : +01 514-343-2253

Declarations of interest: none.

Title: 147 characters including spaces

Abstract: 327 words

Main text: 5634 words

References: 35

Figures 6

Tables 2

Highlights

- 1- Individuals with moderate UL motor impairment showed overall good spatial and temporal coupling of the UL.
- 2- Increasing the level of force exerted on the handles prolonged the duration of the pushes in the stroke group and slightly affected the coordination of the velocity parameter.
- 3- Devices that allow bilateral training are promising to promote recovery of UL function after stroke.

5.1.1 Abstract

Background: Impairments of the upper limb (UL) are common after a stroke and may affect bilateral coordination. A better understanding of UL bilateral coordination is required for designing innovative rehabilitation strategies.

Objective: To assess bilateral coordination after stroke using time-distance, velocity and force parameters during an UL bilateral task performed by simultaneously pushing handles on a bilateral exerciser at two levels of force.

Methods: Two groups were included to assess bilateral coordination on a newly designed bimanual exerciser- One group of individuals at least 3 months post-stroke (n = 19) with moderate impairment and one group of healthy individuals (n = 20). Participants performed linear movements by pushing simultaneously with both hands on instrumented handles. The task consisted of two one-minute trials performed in sitting at two levels of participants' maximum force (MF): 30% and 15%, with visual feedback. Time-distance parameters, spatial, velocity and force profiles were compared between groups, between levels of resistance and the first part (0-50%) and entire duration of the pushing cycles (0-100%).

Results: The mean pushing time was longer at 30% MF compared to 15% MF in the stroke group. Spatial profiles, represented by hand positions on the rail, revealed that the paretic hand lagged slightly behind throughout the cycle. For velocity, both groups displayed good coordination. It was less coupled at 30% than 15% MF and a trend was observed toward more lag occurrence in the stroke group. Except for lower forces on the paretic side in the stroke group, the shape of the force profiles was similar between groups, sides and levels of resistance. For all parameters, the coordination was good up to 75% of the pushing cycle and decreased toward the end of the cycle.

Conclusions: Individuals after stroke presented with overall spatial and temporal coupling of the UL during bilateral pushing movements. The relay of information at different levels of the nervous system might explain the coordinated pushing movements and might be interesting for training UL coordination.

Key words: Stroke, bilateral coordination, upper limb, exerciser, rehabilitation

5.1.2 Introduction

Most daily living activities such as reaching for an object with both hands require simultaneous interactive coordinated movements between the two upper limbs (UL) to be successfully

performed. As individuals post-stroke present with sensorimotor deficits in their paretic UL (Richards et al., 2015), their bilateral coordination is decreased thereby affecting the performance of daily activities (Kantak et al., 2017; Lai et al., 2019). Traditionally, bilateral motor coordination is defined through temporal and spatial relationships between UL (Shirota et al., 2016; Swinnen, 2002). Using a pragmatic concept, Johansson et al. (2001) defined bilateral coordination as an effective manipulation of the environment by the two UL to perform a task. Bilateral motor coordination can thus be defined as the ability to adjust the concurrent use of both UL in time and space to execute a synchronized and effective task.

Previous studies have shown that the temporal characteristics of bilateral coordination are affected after stroke (Ustinova et al., 2006; Waller et al., 2006). A longer movement time (Kantak et al., 2016) and a late peak velocity (Waller et al., 2006) of the paretic UL as well as an increased delay of movement initiation between UL (Kantak et al., 2016) during bilateral UL tasks have been observed (Harris-Love et al., 2005). Although these deficits are improved with bilateral training and rehabilitation, the UL movements showing better synchronization and less variability, they remain present at the chronic stage (Metrot et al., 2013).

After a stroke, deficits are also observed in the spatial characteristics of bilateral movements (Rose & Winstein, 2013). It has been shown that compared to healthy controls, individuals post-stroke demonstrate less spatial than temporal strength coordination between UL when producing bimanual aiming movements and the paretic hand performs less vertical displacement than the non-paretic hand (Rose & Winstein, 2013). Similarly to temporal deficits, the amplitude and spatial variability of the movement are also improved under a bimanual condition compared to a unimanual condition (Lewis & Perreault, 2009). The better coordination between UL resulted from better spatiotemporal performance of one limb compared to other depending on the task requirement (Lodha, Coombes, et al., 2012; Rose & Winstein, 2004). It has also been shown that inter-limb coupling effects during bilateral movements can produce an immediate improvement in paretic arm reaching performance (Harris-Love et al., 2005).

Temporal and spatial movement characteristics are highly associated with forces produced over time. Indeed, studies have shown that the impaired force production by the paretic hand after stroke altered the performance of bilateral tasks (Lodha, Coombes, et al., 2012; Lodha, Patten, et al., 2012) a direct consequence of the asymmetry of maximal force (MF) between sides (Mercier et al., 2004). Furthermore, bilateral UL coordination depends on the level of the effort required. For example,

during a grip task, the paretic hand contributed less than the non-paretic hand during a MF task compared to when a submaximal force was required (5%, 25% and 50% of MF) (Lodha, Patten, et al., 2012). Moreover, healthy persons presented better bilateral coordination characterized by higher correlation and a decreased time lag between UL force profiles when a higher force is required, which was not observed in persons with stroke (Lodha, Coombes, et al., 2012). Some authors have reported less regularity and more time lag in the force profiles between hands during bilateral tasks (Kang & Cauraugh, 2015b; Kim & Kang, 2020). Surprisingly, few studies have documented the bilateral force coordination in individuals after stroke during bimanual or bilateral UL tasks (Kang & Cauraugh, 2015a, 2015b; Kim & Kang, 2020).

Despite the importance of bilateral coordination between UL in performing bilateral functional activities, UL bilateral coordination deficits after stroke are still not well characterised (Kantak et al., 2017). The objective of this study was thus to assess inter-limb coordination during a UL bilateral task performed by simultaneously pushing handles placed on rails of a bilateral exerciser in individuals after stroke and in healthy controls. The spatio-temporal and force parameters were compared between groups and between two levels of resistance (15% and 30% of the participants' MF) applied to the handles to verify our hypotheses that individuals with stroke would have more asymmetry between UL and less bilateral coordination than healthy controls and that higher forces required to push the handles during the pushing movements would amplify these differences.

5.1.3 Methods

5.1.3.1 Study design

An exploratory experimental study with repetitive measures of force, velocity and position of UL during one pushing movement session comparing individuals with stroke to healthy controls.

5.1.3.2 Participants

A convenience sample of 19 stroke participants (10 females) were compared to a sample of 20 healthy participants (11 females). A sample size calculation was not performed due to a lack of available data at the time of the study. The stroke and healthy participants had to be 18 years or over and were recruited from the past clientele of a rehabilitation institute and from the community, respectively from April 2017 to January 2019. Inclusion criteria for stroke participants were having had a first stroke more than three months ago and a Chedoke-McMaster stroke assessment (CMSA) (Gowland et al., 1993) score above two (UL subscale) and three (hand subscale). This latter criteria ensuring ability to hold the handles of the exerciser. Individuals were excluded if they

had severe sensory deficits or UL pain, aphasia or cognitive deficits that would impede their ability to comprehend or perform the experiment. Before the experiment, all participants signed a consent form approved by the research ethics board of the research center that conformed to the ethical standards of the Declaration of Helsinki. The project was approved by the ethics board of the CRIR (Interdisciplinary Research center in Rehabilitation of Greater Montreal) under the reference CRIR-1202-0117.

5.1.3.3 Clinical evaluation

Sociodemographic and clinical variables were collected to characterize healthy and stroke participants in terms of age, gender and handedness. For stroke participants, time post-stroke and side of hemiparesis were also collected, and sensorimotor deficits were assessed using routinely used clinical tests.

Sensation (touch) was assessed using three Semmens-Weinstein wires (5.18; severe deficit, 4.31; hypoesthesia and 4.17; normal) (Levin et al., 1978) while participants had their eyes closed. The assessor touched the thenar eminence of the paretic hand three times. The level of deficit was determined according to which wire the participant was able to feel at least twice starting with the thickest wire.

Spasticity of the elbow flexors and extensors was assessed in a seated position using the composite spasticity index developed by Levin and Hui Chan (1992) which comprises the tendon jerk, resistance to passive flexion and clonus. A score on a Likert scale is attributed to each item and the total score indicates: 0 – 9 = mild spasticity, 10 – 12 = moderate spasticity, 13 – 16 = severe spasticity (Levin, 1992).

Unilateral gross manual dexterity was measured using the Box and block test (BBT) (Mathiowetz et al., 1985). This test consists of displacing blocks with one hand for one minute from one compartment of a box to another. The BBT presents a good reliability and validity for individuals with stroke (Lin et al., 2010; Platz et al., 2005). Approximate normal values for healthy individuals aged 60 and over are between 60 and 75 blocks per minute (Mathiowetz et al., 1985).

5.1.3.4 Bilateral exerciser and experimental set-up

An instrumental bilateral exerciser (Figure 4) was developed at the pathokinesiology laboratory of the CRIR. The exerciser allows for linear pushing movements of the UL similar to a forward reaching movement. The linear movements are performed by pushing the handles placed on the rails of the exerciser and instrumented with AMTI MC3 platforms, simultaneously with both

hands. The force signals, one on each side, obtained from the platforms are ultimately redirected to the servomotors and read by the software. The servomotors allow for the control of the resistance applied to the handles, their velocity and position on the rails according to a chosen mode of control. If the force set is under or over the specified force, the velocity of the handle is decreased near zero or is increased proportionally to the force applied.

When using the exerciser, participants are seated on a chair (Nadeau et al., 2008) feet flat on the floor, knees and hips at 90° of flexion and their pelvis centered on the seat, back straight and not supported. At the end of the pushing movement, the handles return passively at a velocity of 0.2 m/s. Considering the aim of the present study was to assess bilateral coordination during pushing movements, the passive return movement was not analyzed. Participants' hand positions during task performance were captured by active markers placed on both handles of the exerciser and coupled with a motion analysis system (OPTOTRAK, Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada) allowing to obtain kinematic data of the handles which consequently represent participants' hand positions during task performance. During the pushing movement, the required resistive force value was continuously compared with the participants' instantaneous generated force following a typical closed-loop control based on admittance i.e. when the error of the system is positive, the hand displacement begins with a transducer that transforms the actual measured force to a velocity by the following relationship (1 N generate a 0.066 m/s). Forces and positions were processed at a frequency of 100 Hz. Force data were filtered using a zero-phase lag, low-pass, second-order Butterworth filter (10 Hz cut-off frequency).

5.1.3.5 Experimental task

Prior to starting the experimental task, the maximum pushing distance and the MF were determined for each limb. The MF was measured using an AMTI (6 degrees of freedom) sensor fixed on the handle on each side.

The maximum pushing distance was defined as final position - initial position of the handles (Figure 5). The initial position was determined with 90 degrees of elbow flexion, UL alongside the body at 20 degrees of abduction with both hands holding the handles. The wrists were in neutral position. The final position was determined at near maximum elbow extension bilaterally without leaning forward. No forces were applied when determining the maximum pushing distance, except for a friction force inherent to the system (under 1 N).

The MF of each UL was used to set the resistance of the handles for the experimental task. The highest force value of 2 trials within a 10% difference was retained to determine the 15% and 30% of the MF. All participants pushed with both UL simultaneously on the blocked handles at 50% of the maximum pushing distance for each UL for approximately 3s, time to reach a plateau, without compensation visually observed at the trunk. Participants were asked not to bend forward, if they did, they were told to correct their posture and keep their back straight.

The protocol for the experimental tasks started with a familiarization period when participants pushed both handles resisted at 15% of their MF at their comfortable velocity, for one minute. This trial was not included in the analysis. The next two trials of one-minute duration each were performed under two different conditions: 30% and 15% MF also at comfortable velocity. The resistance levels of 15% and 30% of MF were chosen based on the level of effort that persons after stroke can tolerate to avoid tiredness during the task according to pilot testing (unpublished pilot data). During the task, a visual feedback of the imposed resistance and of the pushing force produced by the participant were displayed on a screen placed in front of the participant (Figure 4-B), providing instantaneous information about the force of pushing detected on the handles during the movement. On the screen, the red line moves with the force produced by the participants. Participants were instructed to “push simultaneously with both UL, as smoothly as possible during the entire movement” trying to keep their force (red line) within the green area. The instructions and presentation of feedback were simple and standardized. At the end of the session, participants were asked if they experienced pain or discomfort.

5.1.3.6 Data analysis

For the purpose of comparing between the stroke group and the healthy group, the paretic UL was matched to the non-dominant UL and the non-paretic UL was matched to the dominant UL. Movement onset and offset were defined respectively from the time corresponding to the first and the last 1% of the pushing distance when markers on the handles moved in the sagittal plane. The mean of 15 (± 3) trials (~ 1 s per push) executed for each UL for one minute for each condition (15% and 30% MF) were used to determine pushing force, velocity, as well as spatial (hand position) and temporal parameters (movement initiation delay).

Cross-correlations coefficients (CCC) were used to compare similarity between profiles of a parameter between sides. Time lags (TL; in percentage of pushing cycle) were used to quantify how these profiles needed to be shifted to obtain the maximal CCC values. These maximal CCC

measure the strength of the coupling between both limbs during the pushing movement for hand position, velocity and force profiles in the pushing direction (Tomita et al., 2017). A negative TL reveals that the paretic (or non-dominant) side is ahead of the non-paretic (or dominant) side. We applied the cross-correlation technique over two periods; from 0% to 50% and from 0% to 100% to compare the bilateral coordination at the beginning and during the entire pushing cycle. The signals were detrended. Thus prior to being submitted to cross-correlation each signal (s) was differentiated ($s'(t)=s(t+1) - s(t)$), removing some trend that might have been present in the data. Onset delay was defined as the difference in time between the initiation of the movement by the non-paretic (or dominant) UL and that of the paretic (or non-dominant) UL (see figure 2). The movement onset delay was used to assess the bilateral temporal coordination between ULs (Lewis & Perreault, 2009; Metrot et al., 2013). Shorter delays of initiation indicate that both hands start moving closer in time and thus in a coordinated manner (Kantak et al., 2016). The onset delay was expressed in seconds and relatively to the paretic or non-dominant UL cycle duration. Figure 2 illustrates the compilation of variables (force and position) from sample data, the retrieval of the onset delay, the pushing distance and the pushing cycle.

5.1.3.7 Statistical analysis

SPSS (version 26) was used to perform statistical analyses. Distribution normality for all dependent continuous variables were assessed with the Shapiro Wilks test. Type of stroke, paretic side, time post stroke and light touch sensation are presented as numbers and percentages. CMSA, BBT and spasticity scores are presented as medians and 25th and 75th percentiles. A Chi-squared test and a t-test were used to compare sex frequency and age between groups respectively.

Maximal force, duration and distance of pushing and onset delay are presented as means and standard deviations or medians and interquartile ranges. Repeated measures three way-(2x2x2) (groups x UL side x level of resistance) ANOVA and t-tests were used for pairwise comparisons between groups, within groups and between conditions (15% MF and 30% MF).

Velocity, force and hand position profiles between ULs were compared using CCCs and time lags (TLs) expressed as percentage of the cycle. The absolute value of CCCs was presented with means and standard deviations for each group. The number and proportion of participants with a TL different from 0 for a given parameter are presented for each group. Chi-squared tests were used to compare the proportion between groups and conditions. Mann-Whitney and Wilcoxon tests were

used to compare the amplitude of time lag between groups and conditions (15% MF and 30% MF) for the period 0-100%.

For each parameter (hand position, velocity and force), an ANOVA was used to test for the effects of group (stroke vs. control; between factors), period (0-50% vs. 0-100%) and condition (15%MF vs. 30%MF), the last two factors being repeated measures on CCCs. If an interaction was present, pairwise comparisons were performed. ANOVAs were also used to depict magnitude differences (asymmetry) between ULs in both groups at 0, 25, 50, 75 and 100% of the pushing cycle. Statistical significance was set at $P < 0.05$ and adjusted for multiple comparisons when appropriate.

5.1.4 Results

Demographic characteristics did not differ between groups except for age which was slightly lower in the control group (61.6 ± 14.4 yrs vs. 51.0 ± 14.9 yrs, $P = 0.03$).

Stroke participants had a moderate UL motor impairment with a median of the summed score (hand and UL) of 11/14 on the CMSA. The UL gross manual dexterity was lower on the paretic side according to BBT: 32 blocks transferred with paretic side vs. 53 blocks with the non-paretic side ($P < 0.01$). Four participants (21%) presented a sensory deficit of the paretic hand. All stroke participants had mild spasticity ($\leq 9/16$) in their elbow flexor and extensor muscles except one participant who presented with moderate spasticity (13 for the flexors and 11 for the extensors according to Levin and Hui Chan scale) (Table 2).

5.1.4.1 Maximal force

For the maximal force, there was an interaction effect (group-by-UL; $F(1,37) = 5.45$; $P = 0.025$). Stroke participants produced a lower bilateral static maximal pushing force on the paretic UL (paretic UL: 107.4 ± 34.6 N; non-paretic UL: 127.5 ± 42.4 N; $t(19) = 3.126$; $P = .006$), while healthy participants had similar values (non-dominant UL: 140.2 ± 40 N; dominant UL: 140.1 ± 41 N; $P > .05$). The maximal force also differed between groups with the paretic UL value lower than the non-dominant UL ($t(37) = 2.733$; $P = 0.010$). For healthy participants, the mean forces 15%MF and 30%MF were 20.6 ± 5.3 N and 41.1 ± 10.6 N on the non-dominant side and 21.5 ± 6.7 N and 43.0 ± 13.5 N on the dominant side. Corresponding mean values for participants post-stroke were 16.1 ± 5.2 and 32.2 ± 10.4 N on the paretic side and 19.1 ± 6.4 N and 38.3 ± 12.7 N on the non-paretic side.

5.1.4.2 Pushing distance

The pushing distance did not differ between conditions (15% vs. 30% MF) for the two groups. There was a significant group-by-UL side interaction ($F(1, 37) = 8.80$; $P < 0.01$) revealing a greater

pushing distance on the non-paretic UL than paretic UL ($F(1, 18)=11.32$; $P<0.01$) and no difference between UL for control group (Table 3).

5.1.4.3 Movement duration

The mean time to execute the pushing movement was near 1.0 s (Table 3). A group-by-condition interaction was found ($F(1, 37)=5.62$; $P=0.02$) indicating a significant longer time for the 30% MF condition on both sides in the stroke group ($F(1, 18)=5.84$; $P=0.03$). No difference was observed between sides for the control and stroke groups.

5.1.4.4 Onset delay

In both groups, the mean onset delay between UL was very short (less than .02 s) and no difference between factors or interactions were observed. For the onset delay expressed relatively to the movement duration (onset delay (%)), although the mean values of stroke were greater than healthy controls, the differences were not significant (Table 2).

5.1.4.5 Bilateral coordination

All participants were able to execute the task according to the instructions, pushing the handles bilaterally for one minute, maintaining their force in the target zone whilst pushing and relaxing when the handles returned and this for the two force level conditions, 15% and 30% MF (Figure 6).

To illustrate the intra-group variability, individual data are provided in figure 7 for the 30%MF condition.

Spatial parameter: The graphs A and B of figure 5 show the mean profile of the hand position on the rail in the pushing direction at 15% (A) and 30% (B) MF for both UL for both groups. The pushing cycles (mean of 15 trials) were normalized from 0 to 100% before averaging. The hand position profiles are quasi-linear and values between sides almost similar although slight, but statistically significant, differences between sides were observed for the stroke group in both conditions at 50%, 75% and 100% of the cycle (significant interaction group-by-side; post-hoc comparisons $P<.05$, Figure 5A-B). The paretic hand position was slightly behind the non-paretic one.

The graphs C and D (Figure 8) presents the relationships between hand position on the non-dominant or paretic side (y-axis) and hand position on the dominant or non-paretic side (x-axis). The values are close to the dashed identity line showing very good coordination between the sides in both groups and for both conditions. In accordance with this observation, the CCCs were very

high ($r > .99$) with no lag between the profiles for both conditions and groups. Results were not affected by the period analyzed (0-50% and 0-100%).

Velocity parameter: Figure 8 E-F shows the mean velocity profiles for both hands in the direction of the movement. At the beginning of the pushing cycle, as expected, the velocity was close to 0. It then reached its highest value (~ 0.4 m/s at 15% MF; ~ 0.35 m/s at 30% MF) in the first third of the pushing movement. Then, the velocity became more constant until the end of the movement where a rapid decrease was observed. The velocity profiles were similar between groups and hands. A significant side-by-group interaction was found and post hoc tests revealed a slower paretic hand velocity at 0% (for both conditions) and at 75% (15%MF) in the stroke group (Figure 8 E-F). This finding is also visible in the graphs G-H (Figure 8) with the velocity moving away from the identity line. Up to 75% of the pushing cycle, the stroke and the control group displayed good coordination between UL (Figure 8 G-H). Both groups became less coordinated afterward. In support of this observation, a main effect ($(1, 37) = 23.5, P < .001$) of the period analyzed was obtained with higher CCCs for the period 0-50% of the cycle than for the period 0-100% (Figure 9). A main effect ($F(1, 37) = 6.69, P = .014$) was also found for the factor condition with higher coefficients for the 15%MF than 30%MF conditions. No significant difference was observed between groups and no interactions were detected.

At 15% MF (period 0-100%), three participants in each group (16% and 15% of the stroke and control group, respectively) presented a lag in the velocity profile between sides. The corresponding numbers for the 30% MF condition were eight (42%) and five (25%). All participants who had a lag at 15% MF also had one at 30% MF. The lag was small in the control group at both levels of MF (15% MF: median [25th, 75th centiles]: 1.0% [-0.5, 3.0 and 30%MF: 1.0% [1.0, 2.0]). It was higher and more variable in the stroke group (15%MF: -3.0% [-20, 0] and 30%MF: 3.5 % [-5.25, 8.25]). The chi-square statistic approached the level of significance for lag frequency between groups ($P = 0.06$) and between conditions in the stroke group ($P = 0.074$). The amplitude of the time lag did not differ between groups and conditions.

Force parameter: Figure 8 I-J shows the pushing force profiles and the relationships between the forces produced by the hands (K-L). The shape of the profiles is similar between sides, groups and conditions. It is characterised by three main phases. From 0 to 20-30% of the cycle, there is a rapid decrease of the forces, then the values are generally constant up 80-95% where the forces start to increase until the end of the push. A difference in the magnitude of the force between the sides can

be observed for the stroke group with lower forces on the paretic side. At 15% MF, the comparison of values at 0, 25... 100% revealed lower forces on the paretic side at 0, 50 and 75% of the cycle while at 30% MF, all points differ (Figure 8 I-J). These differences in magnitude in the stroke group are also well observable on the graphs showing the relationship between the forces (Figure 8 K-L); for the stroke group, the forces at 15 and 30% deviate from the line of identity while for the control group, they are very close to this line. From these graphs, we also note that the relation changes at the end of the pushing cycle, mainly from 75 to 100% revealing less coordination between UL at the end of the pushing movement, much more appreciable in the stroke group. A force variation across subjects in each group and condition is reported (Figure 6). Both groups maintained their force in the target zone (approximately $15\% \pm 5\%$ and $30\% \pm 5\%$) with both UL and for both conditions. The ANOVA on the CCCs for the pushing force-series revealed no significant effect for the group and condition factors and no interaction. However, a main effect ($F(1, 37) = 35.76$; $P < .05$) was obtained for the cycle period (0-50% vs. 0-100%) with higher coefficients for the 0-50% period (Figure 9).

For the timing of the force-series between sides, two (11%) and six (32%; two were common) stroke participants showed better coefficients respectively at 15% and 30% MF when the series were shifted (15%MF: lag: 1% and -12% and 30%MF: -1.5% [-17.0, 1.25]) for the period 0-100%. A negative lag revealing that the paretic side is ahead of the non-paretic side. Corresponding lag results for the control group were zero and two (10%) participants (30% MF: lag: 2% and 4%). The chi-square statistic did not reveal a difference in lag frequency between groups and conditions ($P > 0.05$). The amplitude of the time lag did not differ between groups and conditions.

5.1.5 Discussion

The aim of the study was to investigate inter-limb coordination with spatiotemporal and force parameters during a symmetrical UL pushing movement in individuals after stroke and healthy individuals. We found that after a stroke, individuals with moderate UL motor impairment have overall preservation of their inter-limb coordination. Although the force exerted on the handles differed between sides, persons post-stroke were able to execute pushing movements in a coordinated manner keeping similar levels of effort on the handles bilaterally by both UL. Increasing the level of force exerted on the handles (30%MF vs. 15%MF) prolonged the duration of the pushes in the stroke group and slightly affected the coordination of the velocity parameter in both groups. A trend was observed for a greater number of stroke participants with a lag at

30%MF than at 15%MF (42% vs. 16%) for the movement velocity. The coordination decreased at the very end of the pushing movement in both groups. Our hypothesis is thus validated for the asymmetry component but invalidated for bilateral coordination and the influence of the level of force on bilateral coordination and this, for most of the parameters.

5.1.5.1 UL bilateral coordination

In the chronic phase after stroke, individuals demonstrated a clear persistence of inter-limb coupling when they executed the pushing movements. Although our task differed from those assessed in previous studies (Lewis & Perreault, 2009; Rose & Winstein, 2013), it resulted in robust bilateral spatial coordination, probably promoted by the symmetry of the movement which facilitated the adjustment of both arms in space (Swinnen, 2002). The parameters of tasks, such as symmetrical or asymmetrical, independent or common goal bilateral task are all that can influence bilateral UL coordination. It was established that symmetrical in-phase bilateral tasks are more stable, less variable between trials and easier to adjust temporal parameters between both UL than asymmetric tasks (Swinnen, 2002). For example, Kantak et al. (2016) demonstrated that persons after stroke presented with a more impaired bilateral coordination during an asymmetric cooperative functional task (open the drawer with one hand and press the button with the other hand) than during a symmetric reaching task to pick up a box (common goal). Moreover, authors concluded that temporal adjustment ability is altered especially when hands need to interact between each other to achieve a common goal, called cooperative tasks (Kantak et al., 2016). So, the independent and symmetric parameters of our bilateral pushing movements can explain the preserved bilateral coordination. We can suppose that if our suggested movement had been asymmetric and required a cooperative interaction between UL, we would have observed an impaired bilateral coordination.

The deficit severity and the onset stroke delay were some potential factors that can explain our results about the preserved bilateral coordination. Metrot et al. (2013) showed that stroke individuals with moderate motor deficits become coordinated during bilateral movement (reach to grasp task) at six weeks after onset of stroke. Our participants were at least three months post-stroke and they might have sufficient time to recover a good coordination. However, as commonly observed in stroke studies, a high variability across our stroke participants for force and velocity parameters was observed. Despite this intragroup variability, all participants were able to perform the pushing movement within a range of $\pm 5\%$ of the requested force.

Similar to our results, Rose et al. (2013) found an inter-limb coupling, albeit less strong than nondisabled control group, during an asymmetric task in the frontal plane where the head and gaze direction were unconstrained. The task consisted of moving both hands laterally with an increased vertical barrier on one side. From their study, Rose et al. (2013) concluded a more robust temporal than spatial coupling. This is not so obvious in our study. Like healthy participants, the coordination between sides in the stroke group was almost perfect for the hand position (high CCCs and no lag). The temporal parameters, although differences were not significant between groups, revealed more variability and the onset delays (in %) of the stroke individuals were three times the values of the healthy group. These results agree with the findings of Kantak et al. (2016) for a bilateral symmetric reaching task. Interestingly, we found that only individuals post-stroke increased the duration of the pushing task bilaterally at the higher force level (30%MF). This might be a strategy to allow more time for the paretic UL to move with the non-paretic UL and thus might indicate a strong temporal coupling between sides. The instructions and feedback modalities provided are factors that are known to affect the cognitive representation of the actions and thus inter-limb coordination (Shirota et al., 2016). For example, two separate visual feedback cursors for each hand presented during the pushing movement is a potential downside for the assessment of coordination. The study by Ranganathan and al. (2019) revealed that the use of separated visual feedback can distract the participants who share their attention between each cursor leading to more variability. As these elements vary between our study and others, they could explain the different strength of temporal and spatial coupling observed.

The hand velocity parameter, although not as asymmetrical as the force, was the one showing the most difference between groups in the inter-limb coupling. At 30%MF, both the CCC and the lag frequency approached the significant level with CCCs values lower and lag more frequent in the stroke than in the control group. Considering that our task was visually guided force and so no information was provided on the velocity parameters and that stroke affects the intrinsic feedback system, the absence of extrinsic feedback specific to this parameter could explain the trends observed. This is especially true at 30%MF condition because repeating the task for one minute was more demanding than at the 15%MF condition and it has been mentioned that “more difficult task” might influence more the inter-limb coupling (Rice & Newell, 2001). We are not aware of any studies that have compared inter-limb coupling on different dynamic parameters, but our results suggest that they could give rise to different interpretations. Our future studies will assess

the influence of asymmetric force level (15%MF on one side and 30%MF on the other side) on the hand position, velocity and force inter-limb coordination during dynamic pushing tasks.

Another interesting finding was the better inter-limb coordination for the cycle period of 0-50% compared to the 0-100% period, the latter included the additional period from 51 to 100%. The difference between the two periods indicates a clear desynchronization of the bilateral pushes in the last quarter of the task, affecting the velocity and force parameters in both groups. This supports an interesting little discussed result of Metrot et al. (2013) which shows greater delays between hands at the end compared to the beginning of a bilateral reaching task. It contrasts with one conclusion of Rose & Winstein (2013) who mention that adjustment in time of the non-paretic UL to the paretic UL was mainly during the deceleration phase of the movement. Since our bilateral movement differed from that of Rose & Winstein and our device controlled in some way the velocity and force at the end of the pushes, it is difficult to come to a definite conclusion.

5.1.5.2 Clinical perspectives

In addition to providing quantitative measures on bilateral coordination, the presence of bimanual coupling after stroke indicates that the non-paretic UL could be used as “a trainer” for the paretic UL (Sleimen-Malkoun et al., 2010) in the execution of bilateral tasks similar to the one we assessed. The exchange of information at different levels of the nervous system, for example, the position of the hands and the activation of the muscles, might explain the coordinated UL pushing we observed. We have no evidence that one side drove the other, even in individuals post-stroke, except for some of them showing negative lag meaning that the paretic side is ahead of the non-paretic one. Bilateral exercises are beneficial to enhance recovery after stroke because they involved different brain regions and pathways (Latimer et al., 2010; Pollock et al., 2010). It is necessary to continue to study bilateral training, including coordination, to better understand its role in facilitating recovery of UL function as well as to explore the relationship between biomechanical and clinical parameters of bilateral coordination.

5.1.5.3 Limits of the study

Participants of the stroke group had moderate and light motor deficits; they did not report fatigue or exacerbated pain and were able to complete the task with acceptable effort. This might prevent generalization to more impaired stroke individuals and to more complex tasks. In addition, we do not report trunk and angular UL joint displacements and muscle activities. Therefore, we cannot speculate on the contributions of the trunk and UL muscles to the results obtained on the bilateral

coordination. The analysis of coordination was calculated using the mean value (12-18 pushing cycles) which could have overestimated the level of coordination between sides. Lastly, we have presented the forces in the direction of the pushes, the forces in the non-movement directions as well as those under the thighs and feet might be interesting to examine as shown in a previous study on static pushing tasks (Bruyneel et al., 2021).

5.1.6 Conclusion

This study provides evidence that individuals with mild and moderate paresis post-stroke present a fairly good spatial and temporal coupling of the UL when they execute a bilateral pushing movement. The inter-limb coordination of the velocity parameter was slightly affected by the levels of force exerted (15% MF vs. 30% MF) on the handles in both groups and the second half of the push was slightly less coordinated than the first half. Few participants with stroke demonstrated a lag but the frequency increased at 30%MF suggesting that when higher exertion is required, some people may need to reduce their coordination between limbs to execute it.

5.1.7 Acknowledgments

We thank Philippe Gourdou, Michel Goyette and Daniel Martineau for the technical support and Benoit Emeraux for his help with data collection. Haifa Akremi holds graduate PhD scholarships from the Tunisian government, the rehabilitation school, the Faculty of medicine, and the Faculty of graduate and postdoctoral studies of Université de Montréal, Canada. The project is supported by Fondation RÉA and by Interactive technologies of engineering in rehabilitation (INTER: <https://regroupementinter.com/en/>), a strategic group financed by the Fonds de recherche sur la nature et les technologies (FQRNT) of Quebec.

5.1.8 References

- Bruyneel, A. V., Higgins, J., Akremi, H., Aissaoui, R., & Nadeau, S. (2021, Jun). Postural organization and inter-limb coordination are altered after stroke when an isometric maximum bilateral pushing effort of the upper limbs is performed. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 86, 105388. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105388>
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., Sanford, J., Barreca, S., Vanspall, B., & Plews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.

- Harris-Love, M. L., McCombe Waller, S., & Whittall, J. (2005, Nov). Exploiting interlimb coupling to improve paretic arm reaching performance in people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(11), 2131-2137. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.05.006>
- Johansson, R., Westling, G., Backstrom, A., & Flanagan, J. (2001). Eye-hand coordination in object manipulation. *J Neurosci*, 21, 6917–6932.
- Kang, & Cauraugh. (2015a, Feb 5). Bimanual force variability in chronic stroke: with and without visual information. *Neuroscience Letters*, 587, 41-45. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2014.12.028>
- Kang, & Cauraugh. (2015b, May). Force control in chronic stroke. *Neurosci Biobehav Rev*, 52, 38-48. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2015.02.005>
- Kantak, S., Jax, S., & Wittenberg, G. (2017). Bimanual coordination: A missing piece of arm rehabilitation after stroke. *Restor Neurol Neurosci*, 35(4), 347-364. <https://doi.org/10.3233/RNN-170737>
- Kantak, S., Zahedi, N., & McGrath, R. L. (2016, May). Task-Dependent Bimanual Coordination After Stroke: Relationship With Sensorimotor Impairments. *Arch Phys Med Rehabil*, 97(5), 798-806. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.01.020>
- Kim, & Kang. (2020, Feb). Bimanual Coordination Functions between Paretic and Nonparetic Arms: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Stroke Cerebrovasc Dis*, 29(2), 104544. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2019.104544>
- Lai, C. H., Sung, W. H., Chiang, S. L., Lu, L. H., Lin, C. H., Tung, Y. C., & Lin, C. H. (2019, Aug 2). Bimanual coordination deficits in hands following stroke and their relationship with motor and functional performance. *J Neuroeng Rehabil*, 16(1), 101. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0570-4>
- Latimer, C. P., Keeling, J., Lin, B., Henderson, M., & Hale, L. A. (2010). The impact of bilateral therapy on upper limb function after chronic stroke: A systematic review [Review]. *Disability and Rehabilitation*, 32(15), 1221-1231. <https://doi.org/10.3109/09638280903483877>
- Levin, M., Hui-Chan, CW., (1992). Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 85, 131–142.

- Levin, S., Pearsall, G., & Ruderman, R. (1978). Von Frey's method of measuring pressure sensibility in the hand: An engineering analysis of the Weinstein-Semmes pressure aesthesiometer. *The Journal of Hand Surgery*, 3(3), 211-216. [https://doi.org/10.1016/s0363-5023\(78\)80084-7](https://doi.org/10.1016/s0363-5023(78)80084-7)
- Lewis, G. N., & Perreault, E. J. (2009, Dec). An assessment of robot-assisted bimanual movements on upper limb motor coordination following stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 17(6), 595-604. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2009.2029315>
- Lin, K. C., Wu, C. Y., & Hsieh, Y. W. (2010). Responsiveness and validity of three dexterous function measures in stroke rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 47(6), 563-572.
- Lodha, N., Coombes, S. A., & Cauraugh, J. H. (2012, Apr). Bimanual isometric force control: asymmetry and coordination evidence post stroke. *Clin Neurophysiol*, 123(4), 787-795. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.08.014>
- Lodha, N., Patten, C., Coombes, S. A., & Cauraugh, J. H. (2012, Sep). Bimanual force control strategies in chronic stroke: finger extension versus power grip. *Neuropsychologia*, 50(11), 2536-2545. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2012.06.025>
- Mathiowetz, V., Volland, G., Kashman, N., & Weber, K. (1985). Adult Norms for the Box and Block Test of Manual Dexterity. *Am J Occup Therapy*, 39(6), 386-391. <https://doi.org/10.5014/ajot.39.6.386>
- Mercier, C., Bertrand, A. M., & Bourbonnais, D. (2004). Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching in hemiparetic subjects [Article]. *Experimental Brain Research*, 157(1), 32-42. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1813-x>
- Metrot, J., Mottet, D., Hauret, I., van Dokkum, L., Bonnin-Koang, H. Y., Torre, K., & Laffont, I. (2013, Mar-Apr). Changes in bimanual coordination during the first 6 weeks after moderate hemiparetic stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 27(3), 251-259. <https://doi.org/10.1177/1545968312461072>
- Nadeau, S., Desjardins, P., Briere, A., Roy, G., & Gravel, D. (2008, Mar). A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when sitting, rising from a chair and sitting down. *Med Biol Eng Comput*, 46(3), 299-306. <https://doi.org/10.1007/s11517-007-0301-z>

- Platz, T., Pinkowski, C., van Wijck, F., Kim, I.-H., di Bella, P., & Johnson, G. (2005). Reliability and validity of arm function assessment with standardized guidelines for the FugI-Meyer Test, Action Research Arm Test and Box and Block Test: a multicentre study. *Clinical Rehabilitation*, 19(4), 404–411. <https://doi.org/10.1191/0269215505cr832oa>
- Pollock, A., van Wijck, F., Morris, J., & Langhorne, P. (2010). Simultaneous bilateral training for improving arm function after stroke [Review]. *Cochrane database of systematic reviews (Online)*, 4, CD006432.
- Portney, L., & Watkins, M. (2009). *Foundations Of Clinical Research: Applications To Practice (3rd Edition)* (Upper Saddle River, NJ : Pearson/Prentice Hall ed., Vol. 892).
- Ranganathan, R., Gebara, R., Andary, M., & Sylvain, J. (2019, Mar 1). Chronic stroke survivors show task-dependent modulation of motor variability during bimanual coordination. *J Neurophysiol*, 121(3), 756-763. <https://doi.org/10.1152/jn.00218.2018>
- Rice, M. S., & Newell, K. M. (2001). Interlimb coupling and left hemiplegia because of right cerebral vascular accident. *The Occupational Therapy Journal of Research*, 21(1), 12-28.
- Richards, C., Malouin, F., & Nadeau, N. (2015). Stroke rehabilitation: clinical picture, assessment, and therapeutic challenge. In P. B. Res. (Ed.), (Vol. 218: 253-80). <https://doi.org/10.1016/bs.pbr.2015.01.003>
- Rose, D., & Winstein, C. (2013). Temporal coupling is more robust than spatial coupling: an investigation of interlimb coordination after stroke. *J Mot Behav*, 45(4), 313-324. <https://doi.org/10.1080/00222895.2013.798250>
- Rose, D. K., & Winstein, C. J. (2004). Bimanual Training After Stroke: Are Two Hands Better Than One? . *Topics in Stroke Rehabilitation*, 11(4), 20-30. <https://doi.org/10.1310/ncb1-jwaa-09qe-7txb>
- Shirota, C., Jansa, J., Diaz, J., Balasubramanian, S., Mazzoleni, S., Borghese, N. A., & Melendez-Calderon, A. (2016, Sep 8). On the assessment of coordination between upper extremities: towards a common language between rehabilitation engineers, clinicians and neuroscientists. *J Neuroeng Rehabil*, 13(1), 80. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0186-x>
- Sleimen-Malkoun, R., Temprado, J. J., Jirsa, V. K., & Berton, E. (2010, October). New directions offered by the dynamical systems approach to bimanual coordination for therapeutic

intervention and research in stroke. *Nonlinear Dynamics, Psychology, and Life Sciences*, 14(4), 435-462.

Swinnen, P. S. (2002). Intermanual coordination: From behavioural principles to neural-network interactions. *Nature Reviews Neuroscience*, 2.

Tomita, Y., Rodrigues, M. R. M., & Levin, M. F. (2017, Oct-Nov). Upper Limb Coordination in Individuals With Stroke: Poorly Defined and Poorly Quantified. *Neurorehabil Neural Repair*, 31(10-11), 885-897. <https://doi.org/10.1177/1545968317739998>

Ustinova, K. I., Fung, J., & Levin, M. F. (2006). Disruption of bilateral temporal coordination during arm swinging in patients with hemiparesis [Article]. *Experimental Brain Research*, 169(2), 194-207. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0136-5>

Waller, S. M., Harris-Love, M., Liu, W., & Whittall, J. (2006, January). Temporal coordination of the arms during bilateral simultaneous and sequential movements in patients with chronic hemiparesis. *Experimental Brain Research*, 168(3), 450-454.

Figures File

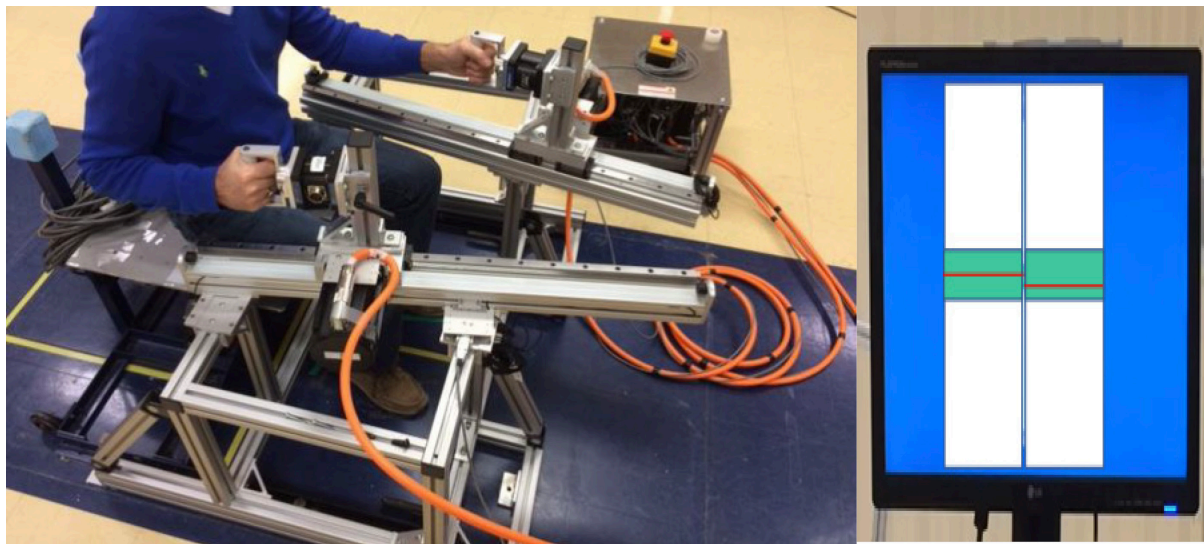


Figure 4. Bilateral exerciser (A) and visual feedback (B) instantaneously displayed during pushing tasks. The red line indicates the force applied by the participants on the handles when pushing. The green zone indicates the target to be reached either 30% or 15% of the max. force. A higher red line position indicates a higher force produced.

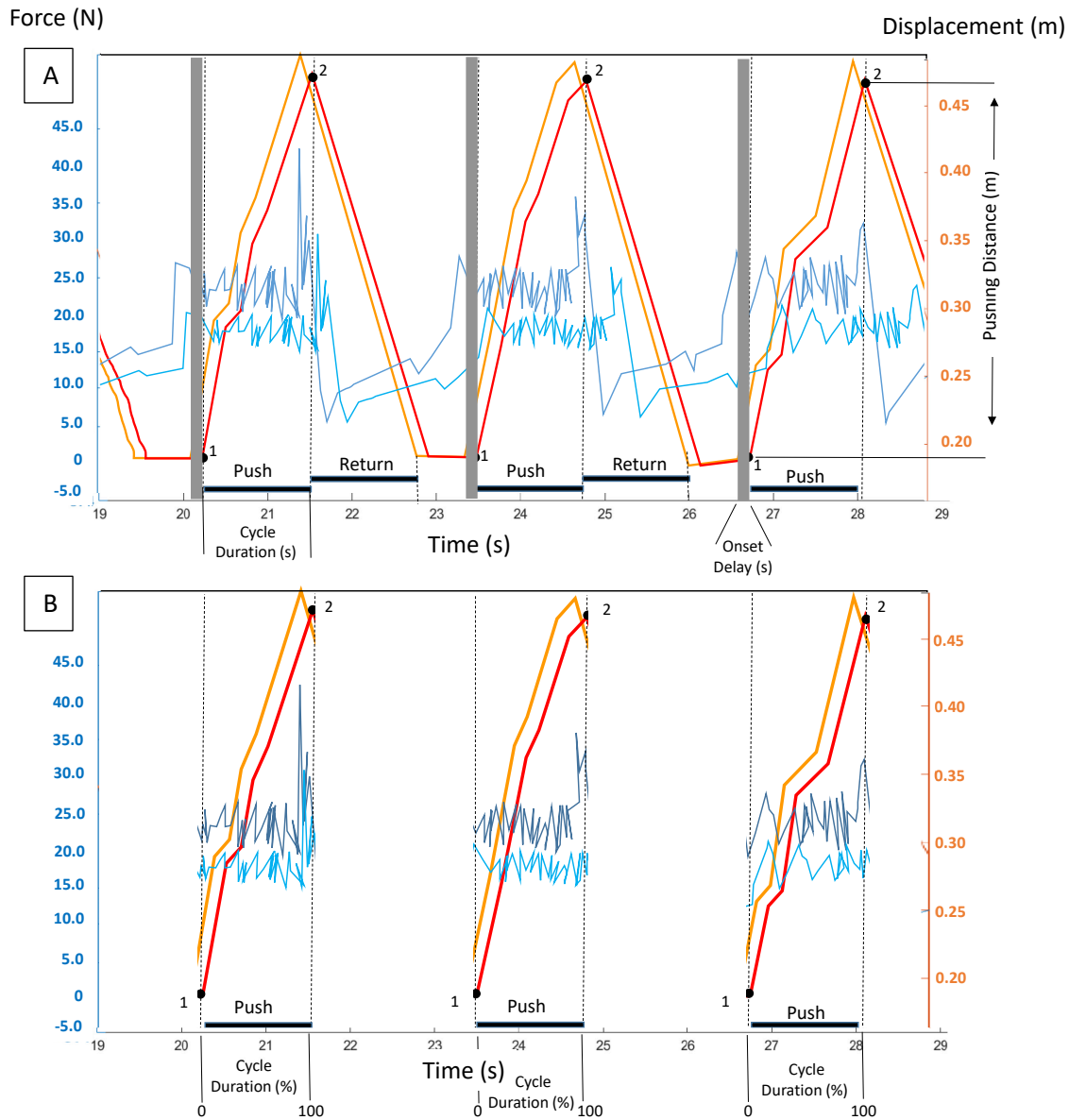


Figure 5. Part A): Sample data of three pushing cycles for both hands over time during the pushing phase and the passive return phase for one stroke participant. Light blue lines represent force profiles for the paretic hand while dark blue lines represent the force profiles for the non-paretic hand (left Y-axis). Displacement profiles are presented by red and orange lines for the paretic hand and non-paretic hands respectively (right Y-axis). The pushing distance is illustrated. The onset delay, calculated as the difference between the initiation of the movement between the paretic hand and the non-paretic hand, is represented by a grey rectangle at the beginning of each pushing cycle.

Part B): Pushing cycle from 0% to 100% calculated from the initial pushing movement (1) to the end of displacement (2) for the paretic hand. After temporal normalization, these cycles were averaged, and the mean calculated for each participant was used in the cross-correlation analysis.

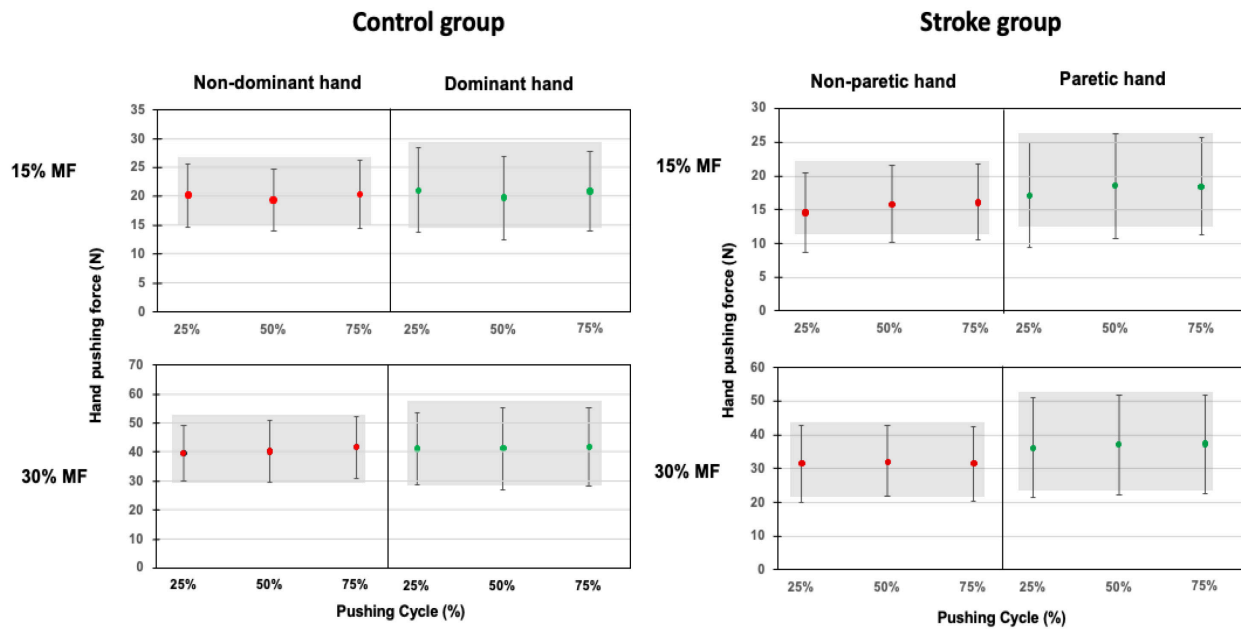


Figure 6. Pushing force at 15% MF and 30% MF for control (left figures) and stroke (right figures) groups presented at three points of the pushing cycle (25%, 50% and 75%). The mean force for the non-dominant and non-paretic UL is presented by the red dot and the standard deviation by the vertical line. The mean force of dominant and paretic UL is presented by the green dot. Figures showed that both groups maintained their force in the target zone ($15\% \pm 5\%$ and $30\% \pm 5\%$) with both UL and for both conditions.

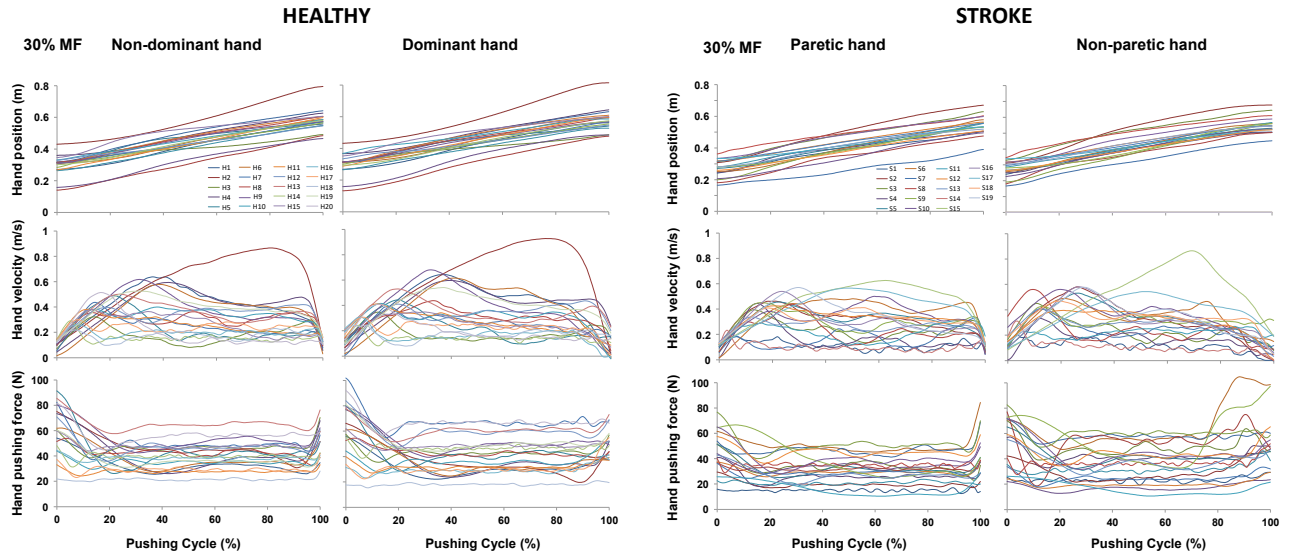


Figure 7. Individual data of hand position, velocity and force during the pushing cycle (from 0% to 100%) with each UL in each group (N=19 in the stroke group, N=20 in the control group) during the 30% MF condition to illustrate the scope of the intragroup variability for each parameter.

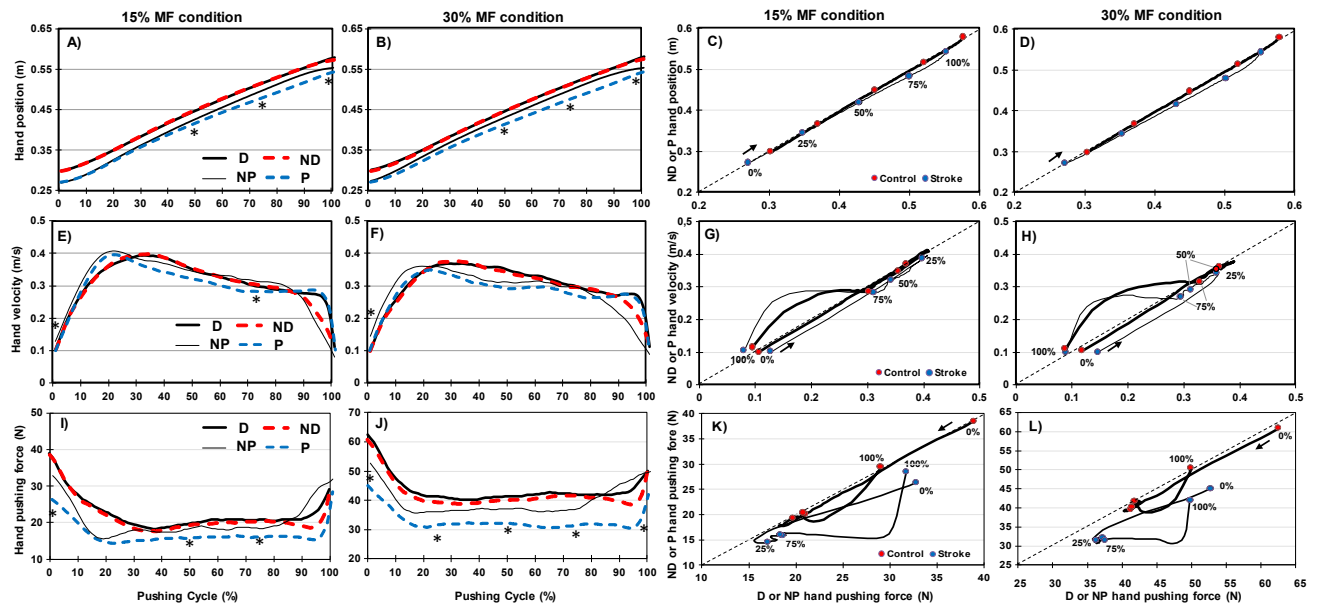


Figure 8. hand position profiles during bilateral pushing movement at 15% (A) and 30% (B) MF for stroke and control groups. The thin and thick full lines refer to the non-paretic and dominant hand, respectively. Corresponding dashed lines represent values of the paretic and non-dominant hand. * indicates a significant difference between position of the hands in the stroke group at 50%, 75% and 100% of the cycle. The beginning of the cycle, 0%, indicates the initial hand position (movement onset) and 100% refers to the end of the pushing cycle (final position of the hand; movement offset) on the non-dominant or paretic side. Values on the opposite side are presented relative to these cycles. C and D : Relationships between the hand positions on the rail with lines of identity (dashed lines). The arrow indicates the direction of the movement. The solid points indicate positions at specific percentage of the pushing cycle. E and F: Hand velocity profiles during the bilateral pushing movement for stroke and control group at 15% (E) and 30% (F) MF. G and H: Relationships between the hand push velocities with lines of identity (dashed lines). I and J: Hand force profiles during the bilateral pushing movement for stroke and control group at 15% (I) and 30% (J) MF. K and L: Relationships between the hand push forces with lines of identity (dashed lines).

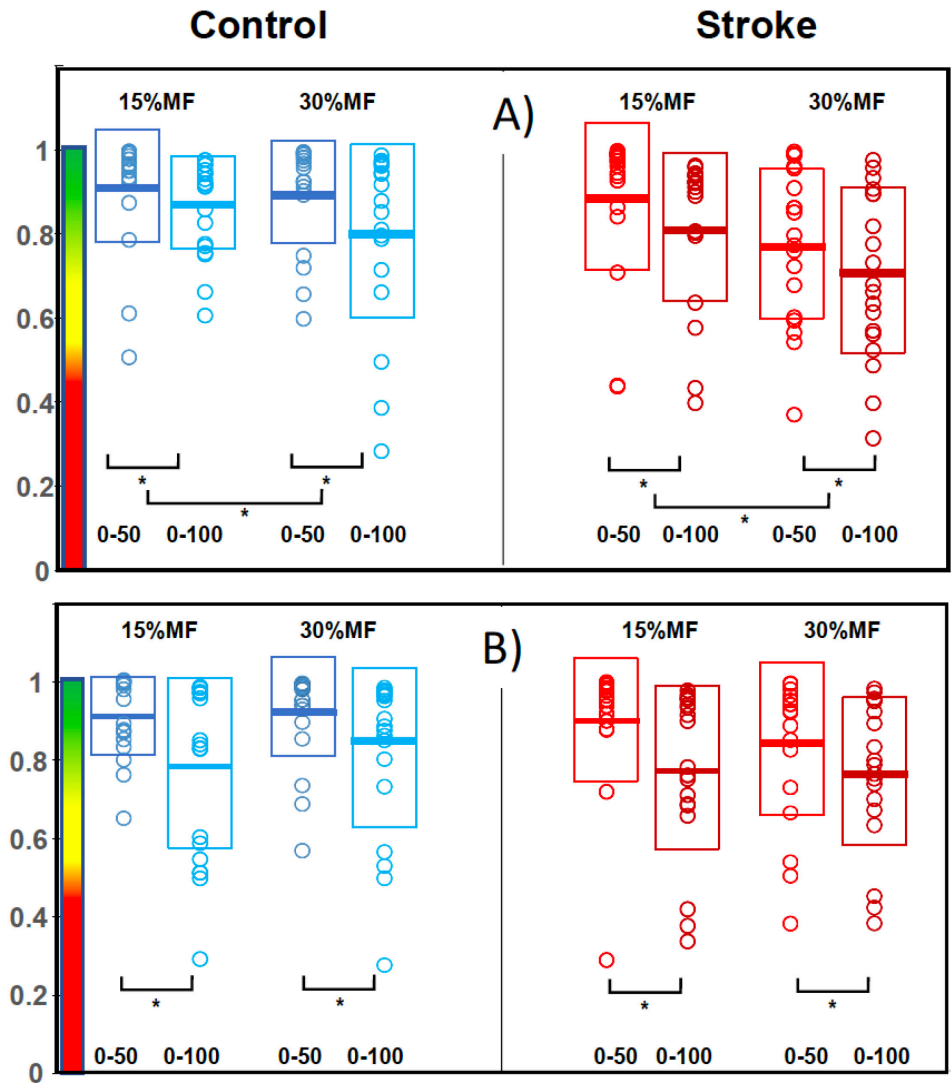


Figure 9. Cross-correlation coefficients (mean (SD)) between arms calculated for hand velocity (A) and pushing force (B), during pushing movement on 15% and 30% (conditions) of the maximal force (MF) of the two groups (blue whisker-boxes indicate the control group and the red whisker-boxes indicate the stroke group) and the two cycle periods (0-50% and 0-100%).

*Significant difference between conditions or cycle periods with paired t-test ($p < 0.05$).

Cross-correlation coefficients above 0.75 are considered as “good coordination” (green area on the vertical bar of the y-axis), between 0.5 and 0.75 as “moderate coordination” (yellow area) and under 0.5 as “poor coordination” (red area) (Portney & Watkins, 2009).

Tableau 2. Characteristics of stroke participants

Variables		Stroke group (n=19)
Type of stroke: Ischemic n (%) / hemorrhagic n (%) / unknown n (%)		9 (47) / 6 (32) / 4 (21)
Paretic side: right n (%) / left n (%)		6 (31.6) / 13 (68.4)
Time post Stroke n (%)	6-24 months	6 (31.6)
	>24 months	13 (68.4)
CMSA median [25 th , 75 th centiles]	Arm (/7)	6 [5, 7]
	Hand (/7)	5 [4, 7]
BBT (blocks/ min) median [25 th , 75 th centiles]	Paretic UL	32 [19, 49]
	Non-paretic UL	53 [42, 65]
Spasticity (/16) median [25 th , 75 th centiles]	Elbow flexor muscles	6 [4, 8]
	Elbow extensor muscles	4 [2, 5]
Light touch sensation of the paretic hand n (%)	Severe deficit or hypoesthesia	4 (21)
	Normal	15 (79)

Abbreviations: CMSA: Chedoke McMaster Stroke Assessment.

BBT: Box and Block Test; n: number of participants; %: percentage.

Tableau 3. Mean outcomes (1 SD) of pushing movement for the two groups at 15% and 30% of the MF

Variables	Conditions	Sides	Stroke group (n=19)	Control group (n=20)	P value between groups
			Mean (SD)	Mean (SD)	
Pushing distance (m)	15% MF	P or ND	*0.27 (0.05)	0.28 (0.04)	NS
		NP or D	0.29 (0.05)	0.28 (0.05)	NS
	30% MF	P or ND	*0.27 (0.04)	0.28 (0.04)	NS
		NP or D	0.29 (0.05)	0.28 (0.05)	NS
Duration of pushing (s)	15% MF	P or ND	**0.97 (0.30)	1.11 (0.49)	NS
		NP or D	**0.96 (0.30)	1.10 (0.48)	NS
	30% MF	P or ND	1.14 (0.54)	1.02 (0.32)	NS
		NP or D	1.09 (0.48)	1.03 (0.34)	NS
Onset delay (s)	15% MF	NP-P or D-ND	-0.009 (0.027)	0.001 (0.016)	NS
	30% MF	NP-P or D-ND	-0.016 (0.041)	-0.004 (0.021)	NS
Onset delay (%)	15% MF	NP-P /P _{duration} OR D-ND/ND _{duration}	-0.95 (3.398)	0.18 (1.34)	NS
	30% MF	NP-P /P _{duration} OR D-ND/ND _{duration}	-1.43 (3.78)	-0.44 (2.21)	NS

*In bold, * significant difference between sides with paired t-test ($p < 0.05$); ** significant difference between conditions with paired t-test ($p < 0.05$).*

NS: non-significant, NP: non-paretic UL, P: paretic UL, ND: non-dominant UL, D: dominant UL, MF : Maximal force.

5.2 Article 2: Effect of force perturbation on bilateral upper limb coordination in hemiparetic persons

Haifa Akremi, M.Sc^{a,b}, Sylvie Nadeau, PhD^{a,b}, Rachid Aissaoui, PhD^{b,c}, Johanne Higgins, PhD^{a,b}.

^a École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal
C.P.6128 Succ. Centre-ville, Montréal, Canada, H3C 3J7

^b Laboratoire de pathokinésiologie, Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique de Montréal-Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR)

^c École de Technologie Supérieure (ETS) and Imaging and Orthopaedics Research Laboratory, Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM), Montréal, Canada

Corresponding author:

Johanne Higgins, PhD

Professor

École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal

Address:

C.P.6128 Succ. Centre-ville, Montréal QC, Canada, H3C 3J7

Office : 403-18

Email : johanne.higgins@umontreal.ca

Phone : 514 343-2084

Declarations of interest: All authors declare they have no conflict of interest.

Title: 88 characters including spaces < 100

Abstract: 250 words = 250

Main text: 3570 words >3500

References: 25

Figures 5

Tables 2

Highlights:

1. Persons with stroke present a longer temporal delay between UL velocity profiles affecting their temporal bilateral UL coordination during asymmetric efforts.
2. Following force symmetry perturbation, persons with stroke adapt their UL kinematics as measured by the initiation of movement delay.
3. UL temporal bilateral coordination during the post-adaptation phase is associated with bimanual dexterity deficits (Box and Block Test score) in persons with stroke.

5.2.1 Abstract

Background: Considering that upper limb (UL) bilateral coordination deficits after stroke directly impact motor performance and that their treatment is seldom considered, new strategies to improve bilateral coordination are needed. Symmetry breaking protocol is one of the strategies that has shown promising effects.

Purpose: To determine the effects of imposing a force perturbation asymmetry during bilateral UL symmetrical movements on adaptation and bilateral coordination in individuals after stroke compared to healthy individuals.

Methods: Nineteen individuals after stroke were compared to 20 persons without stroke. The one-session evaluation consisted of a baseline phase with symmetric pushing at 30% and 15% of the maximal force (MF), followed by a force perturbation phase at 15% MF with non-paretic (or dominant) UL and 30% MF with the paretic (or non-dominant) UL, finally a post-perturbation phase with symmetric pushing at 15% MF. Time-distance parameters, velocity and force profiles (with cross-correlation and time lag) were measured to assess bilateral coordination. Pearson correlations were used to assess associations between coordination parameters and dexterity deficits as well as UL force asymmetry.

Results: All participants were affected by the imposed force asymmetry during perturbation phase. Adaptation ability was observed through *post-effects* only for onset delay between both UL movements but not for other parameters. The temporal bilateral coordination for individuals after stroke is associated to bimanual dexterity deficits during post-adaptation phase.

Conclusion: individuals after stroke present a good bilateral coordination and they can adapt their movement following imposed force asymmetry perturbation manifested by reducing the onset delay between UL.

Key words: Stroke, bilateral coordination, upper limb, exerciser, symmetry breaking, error augmentation.

5.2.2 Introduction

In healthy individuals, bilateral upper limb (UL) movements are performed with synchronicity based on adequate, well-timed relationships between spatial and temporal characteristics of the movement. However, these movement characteristics have been shown to be impaired in diverse ways following a stroke. First, temporal deficits have been characterized in the stroke population by a prolonged movement duration and a reduced speed of execution when compared to healthy individuals (Kantak et al., 2016). These temporal deficits were observed during symmetric and asymmetric functional activities, but they were more present during asymmetric and cooperative tasks (when both hands cooperatively interact between each other) (Kantak et al., 2016). Spatial deficits such as spatial deviation errors have also been demonstrated during asymmetric bilateral aiming task in persons with stroke (Rose & Winstein, 2013). These temporo-spatial movement impairments greatly affect UL performance and induce poor movement efficiency after stroke with variable severity degree depending on its parameters. Approximately 80% of persons who sustain a stroke present with motor impairments that affect the performance of functional daily activities (Langhorne et al., 2009) and this may be due, in part, to difficulties in performing coordinated bilateral movements using their UL (Kim & Kang, 2020). Given that most daily activities involve both hands, adequate coordination between both UL is required for the successful accomplishment of these tasks and finding optimal rehabilitation strategies to restore UL coordination is the key.

Recently a new paradigm called error augmentation (EA) has been used to stimulate interactions between limbs and to restore bilateral coordination (Lewek et al., 2018; Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007). This paradigm consists of introducing an unexpected perturbation or error during the performance of a repetitive movement (Shadmehr & Mussa-Ivaldi, 1994b). An EA protocol comprises three phases. The *baseline phase* consists of a repetitive movement. During the second phase - known as the *adaptation phase*, a perturbation is introduced via haptic or visual feedback. The participant is expected to adapt his/her movement to reduce the error for the subsequent movements. In the third phase, the perturbation is removed, and the participant must re-adapt his/her movement to the error-free condition. This phase is called the *post-adaptation phase* during which a *post-effect* manifested by an inversed motor behaviour compared to baseline can be observed. Reisman and al. (2005) have introduced a training based on an EA strategy using a split-belt treadmill and showed better bilateral coordination between lower limbs during locomotion (Betschart et al., 2018; Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2013).

Recent studies investigating the effects of EA on bilateral and unilateral UL performance showed promising results to improve UL function and coordination for persons after stroke (Abdollahi et al., 2011; Abdollahi et al., 2018; Israely & Carmeli, 2016a). However, the mechanisms generating better UL performance following EA are still unknown. Previous studies using EA protocols measured its effects using solely clinical outcome measures (i.e. Fugl-Meyer score) and biomechanical analyses were limited to range of movement or deviation error (Abdollahi et al., 2011; Cesqui, 2008; Israely et al., 2018). To investigate the mechanisms underlying bilateral coordination between UL, biomechanical analyses exploring the effects of an EA protocol on spatial and temporal parameters are needed.

The objective of this study was to determine the effects of imposing a force perturbation during bilateral UL symmetrical movements performed on a newly developed exerciser on bilateral coordination as measured using spatiotemporal parameters in individuals after stroke and to compare results obtained o those of healthy individuals.

5.2.3 Methods

5.2.3.1 Participants

A group of persons with stroke (N=19) was compared to a healthy control group (N=20). Inclusion criteria for stroke participants were having sustained a stroke over 3 months ago, having a score of at least a 2 on the hand and arm subscales of the Chedoke McMaster Stroke Assessment (CMSA (Gowland et al., 1993)) and being able to sit independently for 30 minutes. Exclusion criteria for stroke participants were severe UL spasticity (>13 on the Composite Spasticity Index (Levin & Hui-Chan, 1992)), very severe sensory deficit on hands (not able to feel the 5.18 g Semmens-Weinstein wire), severe cognitive deficit, UL pain over 2 on visual analogue scale. These latter two criteria also applied to healthy participants. All participants signed a consent form before starting the experiment. This project (#1202-0117) was approved by the ethical committee of the Rehabilitation Interdisciplinary Research Center in Montreal, Canada. These groups of participants also took part in a previous study on UL coordination during symmetric pushing movements at two levels of force resistance (Akremi et al., 2021).

5.2.3.2 Individual characteristics and clinical data

Sociodemographic characteristics (age, handedness laterality, gender, BMI, and stroke side of participants) were collected (Table 4). Eighteen stroke participants recruited were at the chronic

phase and one participant at the subacute phase. Stroke participants had a mean age (SD) of 61.6(14.4) years and 68% presented a right hemispheric lesion. Control participants had a mean age of 51.0(14.9) years and 15 were right-handed. The demographic characteristics of the two groups did not differ except for the age that was lower in the control group ($P<.05$).

As a group, stroke participants had good UL sensorimotor function according to CMSA. Their gross manual dexterity (Box and Block test (BBT) scores; (Mathiowetz et al., 1985)) differed between sides with a mean asymmetry 40.1%. The CSI for the brachii biceps and triceps muscles (using the tendon jerk, resistance to passive flexion and clonus) classified the participants as having mild ($n=18$) or moderate ($n=1$) spasticity.

5.2.3.3 Experimental setup

A newly developed bilateral exerciser composed of two instrumented handles (AMTI MC3 platform) (Figure 1) allows for pushing movements against a symmetric and asymmetric force resistance relative to the participant's maximum force (MF). The handles move along a predetermined distance which is set on each side before starting the pushing movements. The handles are programmed to automatically return to the initial position at a velocity of 0.2 m/s at the end of the each pushing movement. The forces at the handles were recorded continuously (frequency 100 Hz) during the movements and were filtered using a zero-phase lag, low-pass, fourth-order Butterworth filter (10 Hz cut-off frequency). The kinematic data from the handles during task performance were obtained using active markers (sampled at 100 Hz) and a motion analysis system (OPTOTRAK, Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada).

5.2.3.4 Bilateral pushing movement assessment

Initial setting

Participants sat on an adjustable chair with their feet flat on the floor, knees and hips at 90° of flexion, back straight, unsupported. To determine maximal pushing distance, participants extended both elbows simultaneously from 90° of elbow flexion (initial pushing position; see Figure 1A) to full elbow extension (final pushing position) in the sagittal plan. Participants in both groups presented a pushing distance ranging from 0.27 and 0.29 m with each UL during all pushing movements.

The MF was determined at 50% of the maximal distance. Participants were asked to push at their maximum effort with both UL against the immobilized handles and to maintain their effort for few

seconds without moving their back. Two trials were recorded. The highest value was used to define the force resistance at 30% and 15% for the pushing movement. As expected, a greater maximal pushing force was obtained on the non-paretic UL (non-paretic UL vs. paretic UL: 127.5 ± 42.4 vs. 107.4 ± 34.6 N) whereas the control group presented similar maximal pushing forces (non-dominant vs. dominant UL: 140.2 ± 40 N vs. 140.1 ± 41 N) for both UL (Table 4).

The three phases of bilateral pushing

The baseline phase: After a 1-minute familiarization period at 15% MF, participants executed 1 minute of symmetrical bilateral pushing against 30% and 15% MF (period 1).

The imposed force perturbation phase: A six-minute force asymmetry perturbation was introduced during bilateral pushing. The non-paretic (or dominant) UL continued to push against 15% MF while the resistance on the paretic (or non-dominant) UL was increased to 30% MF for 6 minutes. Three periods of 60 seconds at the beginning (period 2), middle (period 3), and end of the perturbation phase (period 4) were analyzed.

The post-perturbation phase: The force perturbation was removed and symmetric bilateral pushing movements against 15% of the MF for 3 minutes were performed. This phase was divided into 2 periods; first (period 5) and last (period 6) 60 seconds of the phase (a summary is provided in figure 10C). The force signals (figure 14) demonstrate that the two groups were able to produce the required force levels.

Each pushing movement was time-normalized (0-100%) using the paretic UL (non-dominant UL) as the reference. This normalization process allowed for the appreciation of the non-paretic UL (dominant UL) behaviour during the movement of the paretic UL (non-dominant).

During the three phases of bilateral pushing, participants were able, via visual feedback, to see the force generated against the handles on each side presented as a red line relative to the force requested (30% or 15% MF) presented on a green area (Figure 1B). Before starting the pushing movements, participants were asked to be as accurate as possible, to keep the red line (exerted force) inside the green area (target force) and to maintain their back straight. At the end of the session, all participants were asked about pain and effort perception.

Temporal bilateral coordination outcomes

Onset movement delay: determined by the difference in onset time of forward displacement of handle markers at each pushing movement between UL. Negative values indicate that the dominant or non-paretic handle moves before the non-dominant or parietic handle.

Offset movement delay: determined by the difference in offset time of the final position of the handle markers at each pushing movement between UL. Negative values indicate that the dominant or non-paretic handle ends before the non-dominant or parietic handle.

Maximal velocity: defined as the highest velocity (expressed in m/s) of the handle markers recorded during the pushing movement for each UL.

Occurrence of the maximal velocity: defined as the percentage of the pushing cycle when the highest velocity was observed.

Cross-correlation measures: cross-correlation coefficient (CCC) and time lag (TL) were calculated for UL velocity profiles. CCC determined the similitude of the profile shape between both UL revealing the level of coordination: a CCC at 1 indicating a perfect coupling while a CCC near zero indicating no coupling between UL. CCC values superior to 0.75 were considered as “good coordination”, between 0.5 and 0.75 as “moderate coordination” and inferior to 0.5 as “poor coordination” (Portney & Watkins, 2009). The TL measured the temporal shifting between UL velocity profiles. It was expressed in percentage of the cycle where 0% indicates that the higher CCC was obtained without delay between signals and no need to shift one velocity profile in time to overlap the velocity profile of the other side. A TL of -10% revealed that the parietic (or non-dominant) side was ahead of the non-paretic (or dominant) side while a positive TL indicated the reverse.

5.2.3.5 Statistical analysis

SPSS (version 26) was used to perform statistical analyses. Onset delay, offset delay, maximal velocity and its occurrence as well as CCC and TL of the velocity are presented with mean and standard deviation (SD) statistics. The percentage of participants who presented a TL different from zero as well as the mean (SD), the median and 25 and 75th percentiles of the TL were used for comparisons. Three-way (2x2x6) (group x side x period) ANOVA allowed for the comparison of the effects of force asymmetry perturbation on maximal velocity and its occurrence. Two-way (2x6) (group x period) ANOVA was executed to compare onset delays, offset delays, CCC and TL. Independent t-tests were performed to compare CCC between groups if the data were normally

distributed, otherwise, Mann-Whitney test was used. Paired t-tests allowed for the comparison of the CCC data from periods 2 to 6 with baseline (period 1) with adjusted p-value ($p=.05/5$). Khi-test was used to compare the frequency of participants with TL between groups and between periods (2 to 6 vs 1). Pearson correlation coefficients were used to assess the relationship between UL coordination parameters and BBT asymmetry as well as force asymmetry if data were normally distributed. Otherwise, Spearman correlations were used.

5.2.4 Results

5.2.4.1 Onset and Offset delays

Onset delays during the baseline phase were close to 0 for participants in both groups (Figure 11A). The hands started moving the handles at the same time (stroke group vs. control group: $-.94$ (3.38) vs. $.24$ (1.33)). During the imposed force perturbation phase, the onset delays were negative (the less resisted hand moved first) and were greater in the stroke group (ANOVA: $F(37,1)=6.86$; $p=.01$) (stroke group vs. control group: -11.5% (8.9) vs. -6.9% (3.0) at period 2). A phase effect, the onset delays differed from baseline, was observed at all periods except 6 in both groups. Note that the sign of the onset delays reversed at period 5 in the post-perturbation phase and became positive.

The offset delays were also close to 0 for both groups at baseline (Figure 11B). From periods 3 to 6, offset delays were more important in the stroke group (ANOVA: $F(37,1)=4.66$; $P=.04$) (stroke group vs. control group: -8.0% (8.4) vs. -2.8% (6.4), at period 3). A phase effect was observed but only the offset delay at period 4 in the stroke group differed from baseline (baseline vs. period 4: -2.1% (6.8) vs. -10.5% (7.5)). After the perturbation (periods 5 and 6), the offset delays showed a behaviour like the one described for the onset delays.

5.2.4.2 Maximal velocity and its occurrence

The maximal velocities (means between 0.4 and 0.5m/s; Figure 12A) in both groups occurred mostly before 50% of the pushing cycle (mean values around 30%) for all periods (Figure 12B). There was no group effect for any of the phases on the maximal velocity and its occurrence. There was a phase effect for the values between sides in each group. At baseline, the maximal velocity was similar on both sides for the control group (0.46 m/s (0.10)) and at periods 2 and 3 while the participants presented a higher velocity on the non-dominant side at periods 4, 5 and 6. No difference in the occurrence reached the level of significance for the control group. Stroke

participants were faster on the non-paretic side at baseline (0.49 m/s (0.10) vs. 0.47 m/s (0.10); $P=.02$) and at period 3. The occurrence values occurred later in the pushing cycle on the paretic side during the three periods (paretic side vs. non-paretic side at period 2: 42.1 vs 30.4 %; period 3: 34.3 vs 29.7 %; period 4: 34.4 vs 27.1%) of the perturbed phase ($P<.05$). No effect was observed during post-perturbation phase.

5.2.4.3 Cross-correlation coefficients (CCC) and time lag (TL) of velocity of pushing

At baseline and after the perturbation, the CCC and TL did not differ between groups. The mean CCC values revealed a good coordination between sides, but the variability was large in both groups from poor coordination to almost perfect coordination (Table 5). During the perturbation phase, no difference between groups was observed for the CCC while the number of participants with a TL that differed from 0 was higher in the stroke group. Period 3 shows greater TL in the stroke group compared to the controls (8.6 (11.6) vs. 1.6 (2.7) %; $P<.01$).

A phase effect was observed for the CCC ($F(5,185)=13.7$; $P<.01$) and for TL ($F(5,185)=3.55$; $P<.01$). In comparison to baseline, the CCC values were significantly lower at all periods except 6 for the control group and 5 and 6 for the stroke group. For TL, in the control group, the number and values increased at period 2 while for the stroke group, the number of participants having a TL were greater during the 3 periods of the perturbation phase in addition to significantly higher amplitudes at period 2. Figures 14C and 14D present the relationships between the dominant (or non-paretic) and non-dominant (or paretic) hand velocities (m/s) for the 6 periods from 0% to 50% and from 50% to 100% in figures E and F. During baseline (the black line), both velocity profiles were perfectly linear for both groups. When the force augmentation (perturbation) was induced, non-paretic or dominant hand was significantly faster than other hand. This perturbation effect was observed (red and purple lines) only on the 0-50% for control and stroke groups and justify the decreased CCC observed during this phase. No adaptation process was observed from periods 2 to 4. Then, rapid increased velocity of the paretic and non-dominant hand was observed when removing the perturbation (green lines). During the end of the post-perturbation phase (period 6), the velocity profile back to it linearity as observed on baseline. No difference on velocity profiles was observed from 50-100% of the cycle (E and F) for any group.

5.2.4.4 Relationship between laboratory and clinical measures in the stroke group

The asymmetry of force was not correlated with the asymmetry as measured by the BBT (Figure 13A). The onset and offset delays between sides were not related to the asymmetry of force or the BBT at any period. When the asymmetry of force is plotted against the correlation function (CCC values) of the velocity, the coefficients (r) are not significant at all periods with the greatest value at 0.39. For the asymmetry in BBT, the correlation at period 6 reaches a significant level ($r=0.75$; $p<0.05$; Figure 13B).

About pain and effort perception, all participants reported no pain and a small effort required to perform pushing movement.

5.2.5 Discussion

The aim of the study was to investigate the effect of introducing a force perturbation during a bilateral UL pushing task in post-stroke individuals compared to healthy persons on adaptation and bilateral coordination. The results show that all participants were affected by the force asymmetry perturbation induced during adaptation phase. However, adaptation ability as measured through *post-effects* was observed only for onset delay and not for maximal velocity, highest velocity occurrence, cross-correlation or time lag of velocity profiles. Overall, both groups maintained bilateral coordination during the entire session. Our hypothesis is validated about the adaptation ability and the presence of the post-effects but only on onset delays. However, our hypothesis about improvement of bilateral coordination during the post-adaptation phase as compared to the baseline phase for persons after stroke is not validated.

5.2.5.1 Motor adaptation ability

To our knowledge, no previous study has investigated temporal adjustment through onset and offset delays in individuals after stroke using an EA protocol. Our results revealed an adaptation process in both groups as demonstrated by a progressive shorter onset delay during the imposed force perturbation phase and by the switch from negative to positive onset delays in both groups during the post perturbation phase. These results indicate the ability of individuals after stroke to adjust their movement on temporal components following the introduction of a force perturbation. However, individuals after stroke showed longer negative onset delays during the adaptation phase when compared to healthy persons showing that despite this adaptation ability, they present more important temporal delays between UL following the introduction of a force asymmetry.

Contrarily to the onset delay, the offset delay observed following the introduction of a force asymmetry did not result in any adaptation effect for either group. During the first period of the post perturbation phase, a reversed immediate effect was observed but was not statistically significant and no post-effects were observed. The immediate reversed effect observed at the beginning of the post-adaptation phase may correspond to a reactive effect and may not have been related to an adaptation ability. The reactive effect is a real-time correction strategy manifested by a high rate, faster and an immediate reaction to adjust the movement. However, the adaptative effect results from an adaptation ability manifested by slow changes following practice (Lam et al., 2006; Reisman et al., 2007). Reisman and al. showed that persons after stroke can present an adaptative effect on such variables as step length and double support time and a reactive effect on others such as stance time following an EA strategy during walking speed asymmetry on treadmill (Reisman et al., 2005; Reisman et al., 2007). Those motor patterns were observed for stroke and healthy persons regardless of which leg walked faster on the treadmill (Reisman et al., 2007). Reactive and adaptative changes after UL task based on an EA protocol were not investigated in the literature. The present results lead us to suppose that offset delays were the manifestation of a reactive effect for the stroke group whereas the effects on onset delays were the manifestation of an adaptative effect.

Other parameters such as cross-correlation and time lag between UL velocity profiles showed that individuals after stroke were affected by the force asymmetry at the beginning of the perturbation phase. Then, no post-effect or adaptation process was observed for either group over the EA protocol according to maximal velocity and highest velocity occurrence. The literature documented that after-effects were present for stroke (N=27) and healthy groups but was 26% smaller for persons with stroke (Patton et al., 2006). The non-statistically significant change found in the present study may be due to small sample size, one of the limits of the study.

5.2.5.2 Maintained UL bilateral coordination after perturbation

Although the motor adaptation after stroke was limited to the temporal adjustment between UL (measured by onset delays), individuals after stroke showed overall good bilateral coordination with no improvement observed following the EA protocol. Previous study showed that following 5 weeks of EA force training with a reaching task, persons after stroke presented a velocity profile similar to the optimal velocity profile established by authors from a healthy group (Givon-Mayo et al., 2014). Givon and al. analyzed velocity profiles following an EA protocol with force

perturbation to create a movement deviation during reaching training session. Their results indicated that persons after stroke reduced their error deviation from the optimal velocity profile resulting in a smoother movement compared to before the training (Givon-Mayo et al., 2014). Moreover, persons after stroke did not present any difference in velocity profiles between sides (Givon-Mayo et al., 2014). Despite these relevant findings, the study by Givon-Mayo and al. should be treated cautiously given the small simple size ($n=7$ in total) and the severe motor impairments presented at baseline in the experimental group (AE training) compared to the control group. These results concord with our findings where both UL present the same velocity variation during the pushing movement before and after symmetry breaking. Individuals after stroke presented a similar UL velocity correlation to healthy persons following the EA protocol. In the present study, participants after stroke presented a good overall UL bilateral coordination similarly to healthy persons. The absence of improvement on bilateral coordination may be associated with different factors. First, the absence of improvement after adaptation phase may be due to the good bilateral coordination observed at baseline. Given that bilateral coordination was fairly good at baseline, no improvement could be observed. Second, the lack of effect observed on bilateral coordination may be due to the impairment level of our stroke participants with light to moderate motor deficits (with CMSA median score at 6 and 7 for hand and arm). The EA protocol applied through UL force perturbation induced during the reaching task was effective to restore motor performance and UL function for stroke persons with mild to severe impairment (Cesqui, 2008). However, the improvements after the perturbation phase were higher when the motor deficits were more important (Cesqui, 2008; Shum et al., 2020). It is possible that a more improvement in bilateral coordination could be observed in participants presenting with more severe motor impairments. To address the limits of the study, we recommend including individuals after stroke with severe motor impairments for future studies to investigate EA training effects on bilateral coordination. Moreover, the review by Israely and al. suggested that longer protocols with enough repetitions in each session may increase the effect of the EA protocol for individuals after stroke (Israely & Carmeli, 2016b).

Our findings indicated a high correlation between BBT score and CCC on velocity profile. This result revealed an association between asymmetry on motor hand dexterity and the bilateral temporo-spatial adjustment between UL for individuals after stroke, especially in the end of the session. Although that the present association was not reported in previous studies about EA

protocol effect, we can confirm that the more participants present a dexterity asymmetry between hands the less bilateral adjustment in velocity profile can be observed after AE protocol.

5.2.6 Conclusion

Overall, persons after stroke as healthy persons preserve their ability to adapt and coordinate both UL following AE protocol via temporal adjustments. The symmetry breaking protocol seems had a potential to improve bilateral temporal coordination.

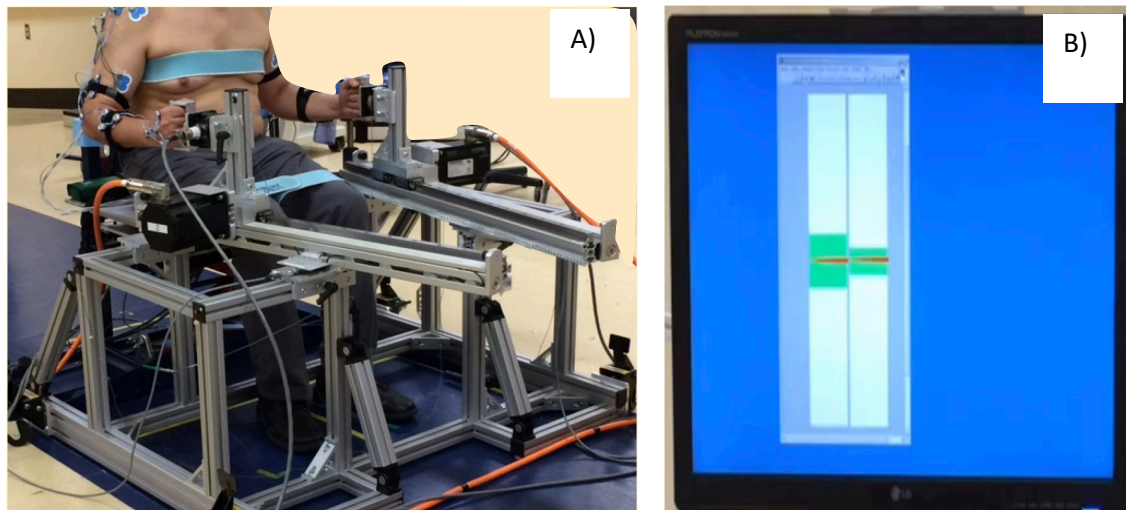
5.2.7. References

- Kantak S, Zahedi N, McGrath RL. Task-Dependent Bimanual Coordination After Stroke: Relationship With Sensorimotor Impairments. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2016;97(5):798-806.
- Rose D, Winstein C. Temporal coupling is more robust than spatial coupling: an investigation of interlimb coordination after stroke. *J Mot Behav*. 2013;45(4):313-324.
- Langhorne P, Coupar F, Pollock A. Motor recovery after stroke: a systematic review. *The Lancet Neurology*. 2009;8(8):741–754.
- Kim, Kang. Bimanual Coordination Functions between Paretic and Nonparetic Arms: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2020;29(2):104544.
- Lewek MD, Braun CH, Wutzke C, Giuliani C. The role of movement errors in modifying spatiotemporal gait asymmetry post stroke: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. 2018;32(2):161-172.
- Reisman, Bastian, Morton, Block, Bastian. Interlimb coordination during locomotion: what can be adapted and stored? *J Neurophysiol*. 2005;94(4):2403-2415.
- Reisman D, Wityk R, Silver K, Bastian A. Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain*. 2007;130(Pt 7):1861-1872.
- Shadmehr R, Mussa-Ivaldi F. Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *The Journal of Neuroscience*. 1994;74(5):3208-3224
- Reisman D, McLean H, Keller J, Danks K, Bastian A. Repeated split-belt treadmill training improves poststroke step length asymmetry. *Neurorehabil Neural Repair*. 2013;27(5):460-468.
- Betschart M, McFayden BJ, Nadeau S. Lower limb joint moments on the fast belt contribute to a reduction of step length asymmetry over ground after split-belt treadmill training in stroke: A pilot study. *Physiother Theory Pract*. 2018:1-11.
- Abdollahi F, Corrigan M, Lazzaro EDC, Kenyon RV, Patton JL. Error-augmented bimanual therapy for stroke survivors. *NeuroRehabilitation*. 2018;43(1):51-61.
- Israely S, Carmeli E. Error augmentation as a possible technique for improving upper extremity motor performance after a stroke - A systematic review. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 2016;23(2):116-125.

- Abdollahi, Rozario, Kenyon, et al. Arm control recovery enhanced by error augmentation. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2011:1-6.
- Israely S, Leisman G, Carmeli E. Improvement in Hand Trajectory of Reaching Movements by Error-Augmentation. *Adv Exp Med Biol*. 2018;1070:71-84.
- Cesqui B, Aliboni, S., Mazzoleni, S., Carrozza, M. C., Posteraro, F., Micera. On the Use of Divergent Force Fields in Robot-Mediated Neurorehabilitation. *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. 2008:19-22.
- Gowland C, Stratford P, Ward M, et al. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*. 1993;24(1):58-63.
- Levin MF, Hui-Chan W-Y. Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*. 1992;85(2):131-142.
- Akreml H, Higgins J, Nadeau N. Bilateral motor coordination during upper limb symmetric pushing movements at two levels of force resistance in healthy and post-stroke individuals *Human Movement Science*. 2021.
- Mathiowetz V, Volland G, Kashman N, Weber K. Adult Norms for the Box and Block Test of Manual Dexterity. *Am J Occup Therapy*. 1985;39(6):386-391.
- Portney L, Watkins M. *Foundations Of Clinical Research: Applications To Practice (3rd Edition)*. Vol 892. Upper Saddle River, NJ : Pearson/Prentice Hall ed2009.
- Lam T, Anderschitz M, Dietz V. Contribution of feedback and feedforward strategies to locomotor adaptations. *J Neurophysiol*. 2006;95(2):766-773.
- Patton J, Stoykov M, Kovic M, Mussa-Ivaldi F. Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors. *Exp Brain Res*. 2006;168(3):368-383.
- Givon-Mayo R, Simons E, Ohry A, Karpin H, Israely S, Carmeli E. A preliminary investigation of error enhancement of the velocity component in stroke patients' reaching movements. *International Journal of Therapy and Rehabilitation*. 2014;21(4):160-168.
- Shum LC, Valdes BA, Hodges NJ, Van der Loos HFM. Error Augmentation in Immersive Virtual Reality for Bimanual Upper-Limb Rehabilitation in Individuals With and Without Hemiplegic Cerebral Palsy. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2020;28(2):541-549.

Israely S, Carmeli E. Error augmentation as a possible technique for improving upper extremity motor performance after a stroke – a systematic review. *Topics in stroke rehabilitation*. 2016.

Figure file



C)	Baseline phase	Imposed force perturbation Phase					Post-perturbation phase	
Type of pushing movement	Symmetric	Asymmetric					Symmetric	
Level of resistance	15% of MF with both UL	15% of MF on non-paretic UL (or dominant UL) 30% of MF on paretic UL (or non-dominant UL)					15% of MF with both UL	
Time (s)	60	60	90	60	90	60	90	90
Period	1	2	/	3	/	4	5	6

Figure 10. Bilateral instrumented exerciser used for UL pushing movement against symmetric and asymmetric force resistance (A). Visual feedback on forces generated against the handles on each side presented as a red line relative to the force requested (30% or 15% of MF) indicated as a green area (B). Bilateral pushing movement protocol (C).

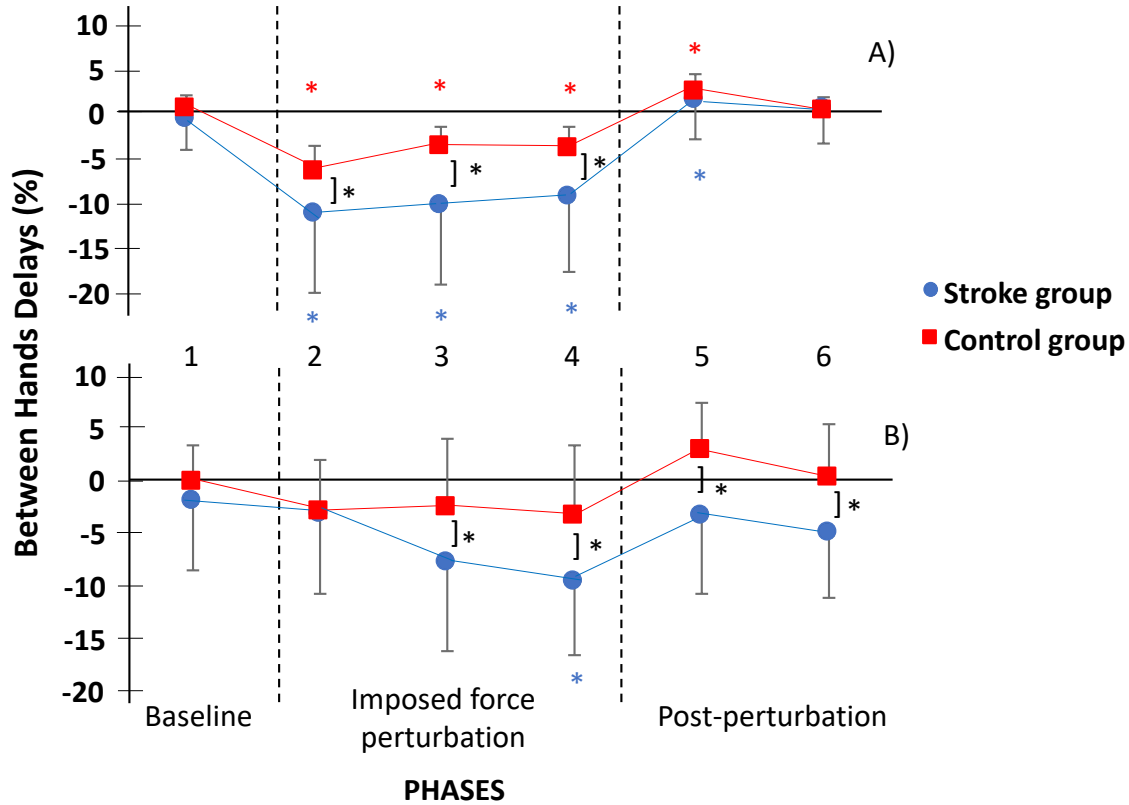


Figure 11. Onset delay (A) and offset delay (B) for each group during the three phases. Blue circles and red squares present the mean delay (1SD) for the stroke group and the control group respectively for the three phases. The baseline (1) refers to the results of 15% MF symmetrical pushing. Periods 2-4 are the result when an imposed force perturbation was applied (asymmetric bilateral pushing: 15% with non-paretic/dominant hand versus 30% with paretic/non-dominant hand). Periods 5 and 6 show the results of the post-perturbation phase with 15% MF symmetrical pushing. Black asterisks indicate the significant difference ($p < 0.05$) between groups and those in color (red and blue) between periods 2-6 and baseline (period 1).

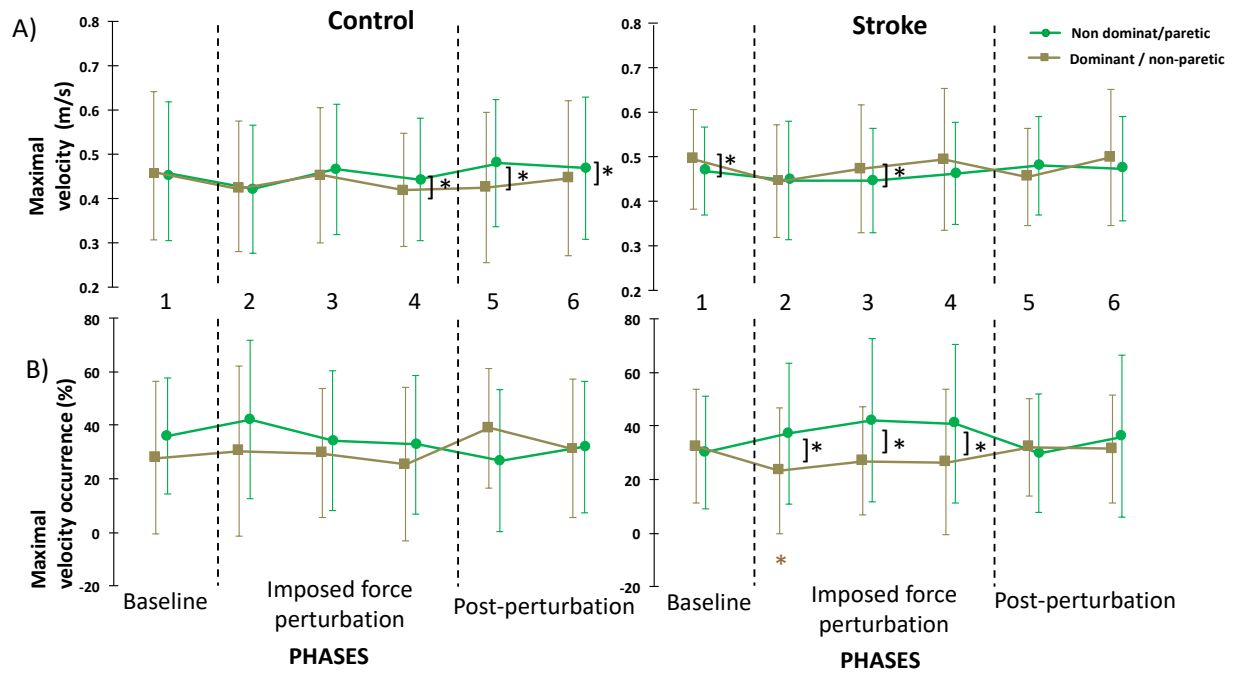


Figure 12. Highest velocity and its occurrence (mean and 1SD) for each group during the three phases. The circles and squares are the velocity for the non-dominant or paretic hand and for the dominant or non-paretic hand, respectively. See figure 11 for details.

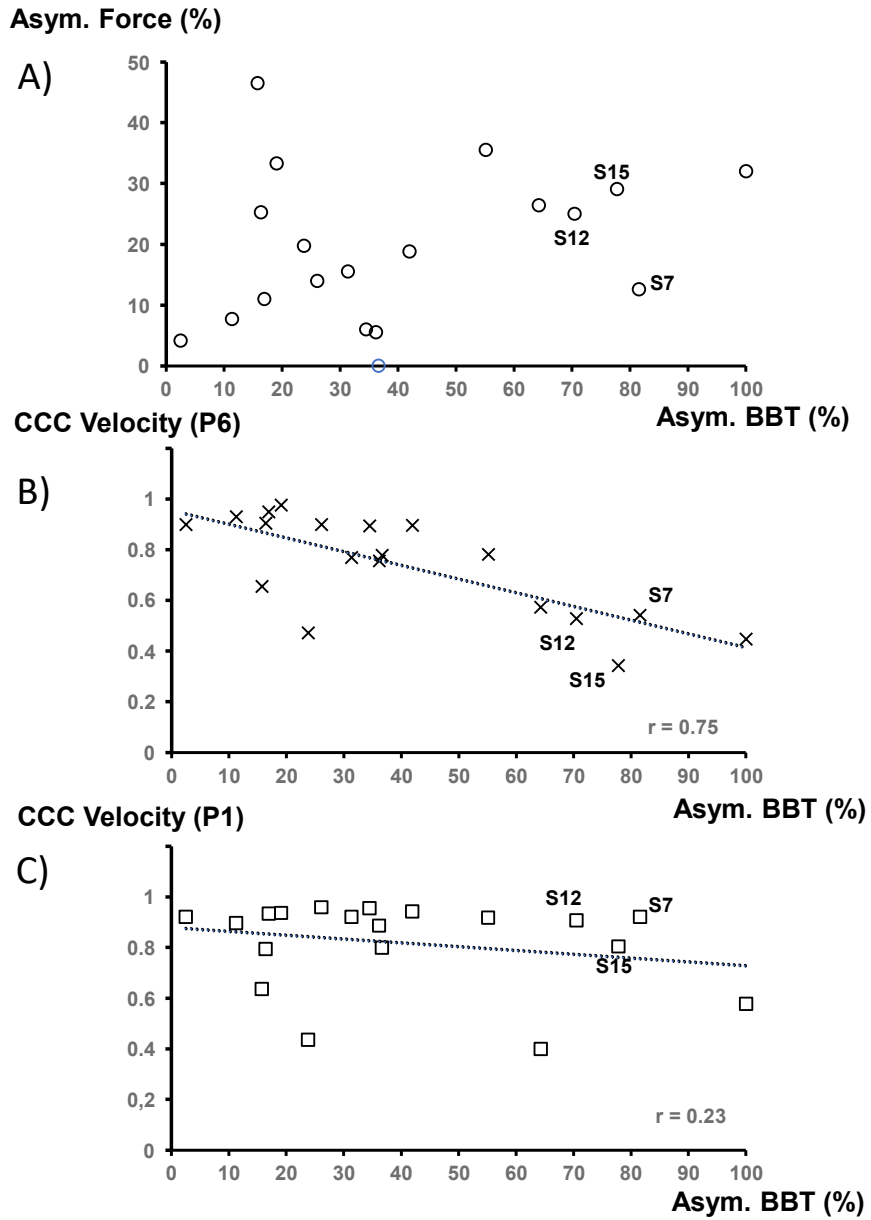


Figure 13. Graphs showing the association between BBT asymmetry scores and percentage of force asymmetry (A) the CCC for the velocity profile at period 6 (B) and period 1 (baseline) (C).

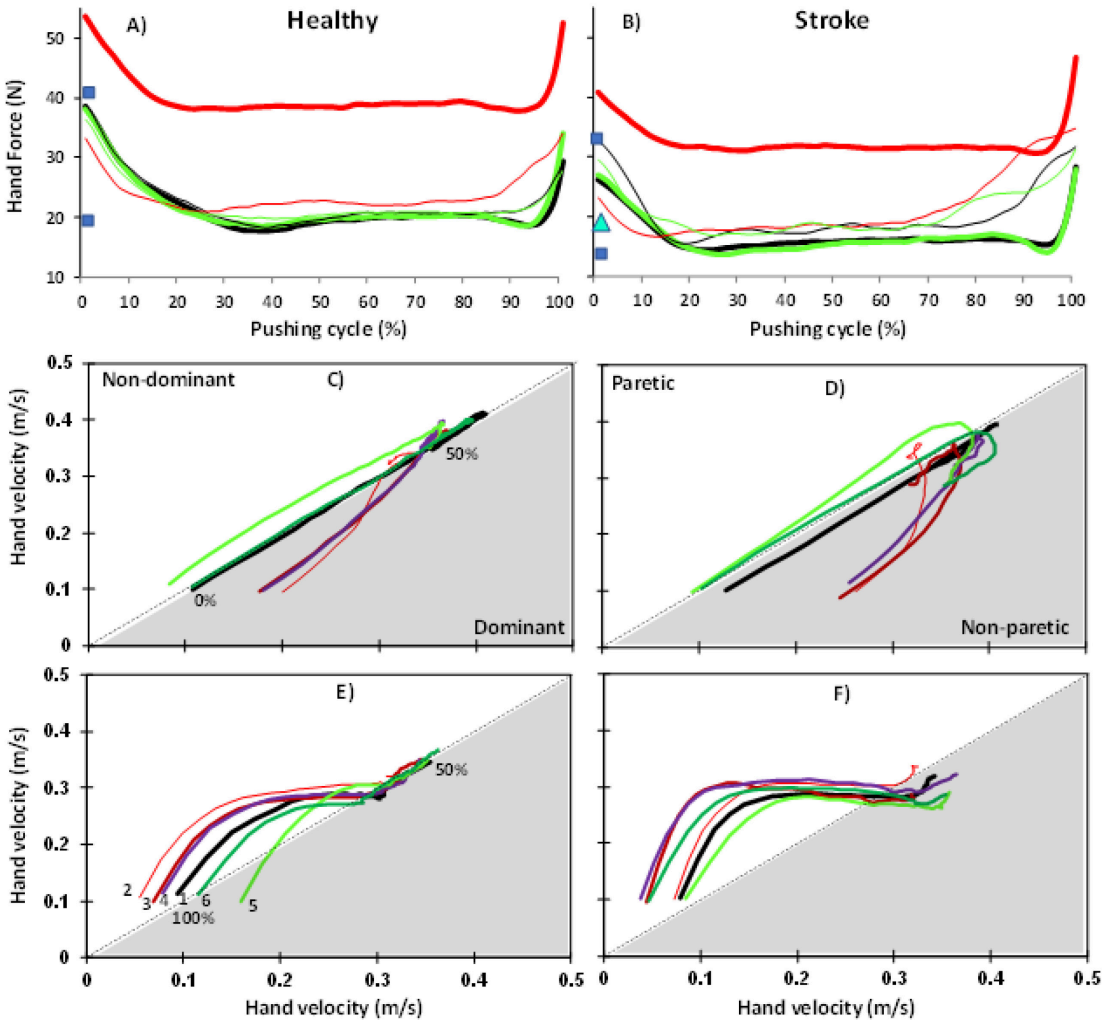


Figure 14. Hand force profiles during three phases with values for periods 1 (black line), 3 (red), 6 (green) for the control (A) and stroke (B) group. Thick lines identify the non-dominant or paretic side. The blue squares and triangle on the vertical axis indicate the mean force threshold value requested for the pushing movement at 15%MF and 30%MF. For healthy participants, the mean forces at 15%MF were 20.6 ± 5.3 N and 21.5 ± 6.7 N on the non-dominant hand and dominant hand, respectively. Value at 30%MF for the non-dominant hand was 41.1 ± 10.6 N. Corresponding values for the participants post-stroke were 16.1 ± 5.2 N (square) and 19.1 ± 6.4 N (triangle) at 15%MF and 32.2 ± 10.4 N at 30%MF. Relationships between the dominant (or non-paretic) and non-dominant (or paretic) hand push velocities (m/s) for the 6 periods from 0% to 50% (C and D) and from 50-100% (E and F) of the pushing cycle for control and stroke groups. The black line indicates the force executed during the baseline phase, the red lines are for periods 2-4 and green lines for periods 5-6.

Table 4. Individual characteristics and clinical data for 19 participants in the stroke group.

Participants	Stroke Location	Time post-stroke (months)	Age (yrs)	BMI (kg/m ²)	Asym. Force (%)	Asym. BBT (%)	Physical Impairment CMSA Arm/Hand	Tonus Biceps/Triceps	Hand Light touch Sensation
S1-HR-F	N/A	9	90	20.3	0.0	36.7	7/5	0/0	Near normal
S2-HR-M	N/A	33	71	22.2	4.1	2.5	7/7	4/4	Near normal
S3-HR-M	N/A	19	74	26.1	5.5	36.2	7/7	6/4	Near normal
S4-HR-F	Thalamic	177	76	29.3	6.0	34.5	5/5	8/6	Severe deficit
S5-HL-M	N/A	20	69	21.3	7.7	11.3	7/7	1/1	Severe deficit
S6-HR-F	ACA	107	51	24.7	11.0	16.9	7/6	9/1	Near normal
S7-HR-M	MCA	60	62	25.6	12.6	81.6	4/3	5/5	Near normal
S8-HL-F	MCA	19	58	18.2	14.0	26.1	6/7	4/2	Near normal
S9-HL-M	MCA	454	37	21.1	15.6	31.4	6/4	8/6	Near normal
S10-HL-F	MCA	40	62	31.6	18.8	42.0	7/5	6/6	Near normal
S11-HR-F	MCA	3	42	34.4	19.8	23.8	5/6	2/2	Severe deficit
S12-HR-F	MCA	49	30	24.5	25.0	70.5	5/4	4/4	Severe deficit
S13-HR-F	MCA	14	66	24.8	25.3	16.4	7/5	3/2	Near normal
S14-HR-M	PCA	82	67	22.7	26.4	64.3	5/4	13/11	Near normal
S15-HR-M	MCA	83	55	37.8	29.1	77.8	6/3	7/5	Near normal
S16-HL-M	N/A	58	61	28.1	32.0	100.0	2/2	6/1	N/A
S17-HR-F	N/A	129	66	25.0	33.3	19.1	7/7	2/4	Near normal
S18-HL-F	MCA	400	59	32.5	35.6	55.2	7/3	8/5	Near normal
S19-HR-M	MCA	31	75	27.5	46.5	15.8	4/4	6/5	Near normal
Mean (SD) Median (Q1-Q3)		90 (126)	61.6(14.4)	26.2(5.1)	19.4(12.6)	40.1(27.3)	6 (5-7)/5(4-7)	6(4-7)/4(2-5)	

N/A: not available; HR: Right Hemispheric lesion; HL: Left Hemispheric lesion; F: female, M: male, MCA: middle cerebral artery; PCA: Posterior cerebral artery; ACA: Anterior cerebral artery; BBT: Box and Block test; CMSA: Chedoke McMaster Stroke Assessment; CSI: Composite Spasticity Index. Asym: Asymmetry [(non-paretic UL – paretic UL)/ non-paretic UL] x100. Values in bold indicate an asymmetry ratio with a greater value on the paretic side.

Table 5. Cross-correlation coefficients (CCC) and absolute values in percentage of time lags (TL) of the velocity of pushing between the upper limbs during the three phases for both groups of participants.

		Baseline Phase	Imposed force perturbation Phase				Post-perturbation phase		Significant Comparisons with Baseline Phase
VARIABLES		1	2	3	4	5	6		
Control Group (N=20)	CCC	Mean (SD)	0.88 (0.11)	0.67 (0.19)	0.73 (0.23)	0.72 (0.22)	0.77 (0.17)	0.85 (0.19)	2,3,4,5*
		Range	0.62-0.99	0.26-0.91	0.29-1.0	0.33-0.98	0.40-0.99	0.35-0.99	
	TL	≠0 N (%)	3 (15)	11 (55)	7 (35)	8 (40)	4 (20)	5 (25)	2**
		Mean (SD)	0.4 (1.2)	5.4 (7.2)	1.6 (2.7)	2.7(5.3)	1.4(3.6)	2.6 (8.1)	2*
		Median [25 th , 75 th]	0[0, 0]	2.5[0, 8]	0[0, 2]	0[0, 3.3]	0[0, 0]	0[0, 0.75]	2***
Stroke Group (N=19)	CCC	Mean (SD)	0.82 (0.18)	0.58 (0.15)	0.67 (0.16)	0.66 (0.17)	0.74 (0.16)	0.74 (0.20)	2,3,4*
		Range	0.40-0.96	0.34-0.84	0.32-0.94	0.37-0.94	0.39-0.97	0.34-0.98	
	TL	≠0 N (%)	3 (15.8)	16 (84.2)	14 (73.7)	10 (52.6)	7 (36.8)	6 (31.6)	2,3,4**
		Mean (SD)	2.3 (8.5)	11 (10.7)	8.6 (11.6)	6.4 (11.4)	4.6 (8.8)	4.7 (11.8)	2*
		Median [25 th , 75 th]	0[0, 0]	10[2, 21]	3[0, 12]	2[0, 6]	0[0, 3]	0[0, 5]	2,3***

The time lag is in percentage of the pushing cycle.

CCC: Cross Correlation Coefficient; TL: Time lag; N: Number; %: percentage of participant with TL different from 0 between UL velocity profiles of pushing. SD: standard deviation; 25th, 75th centiles. * Paired T-test with adjusted p-value (0.05/5); ** McNemar test; *** Non-parametric test. Bold values indicated significant difference between groups.

5.3 Article 3: Postural organization during bilateral upper limb symmetric and asymmetric pushing tasks in individuals after stroke compared to healthy controls

Haifa Akremi, M.Sc ^{a,b}, Johanne Higgins, PhD ^{a,b}, Amine Guediri, M.Sc ^b, Rachid Aissaoui, PhD ^{b,c}, Sylvie Nadeau, PhD ^{a,b}

a École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal
C.P.6128 Succ. Centre-ville, Montréal QC, Canada, H3C 3J7

b Laboratoire de pathokinésiologie, Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique de Montréal-Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain (CRIR)

c École de Technologie Supérieure (ETS) and Imaging and Orthopaedics Research Laboratory, Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM), Montreal, Canada

***Corresponding author:**

Sylvie Nadeau, PhD

Full professor

École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal

Address:

Pavillon du Parc, Bureau 402-18

C.P.6128 Succ. Centre-ville, Montréal QC, Canada, H3C 3J7

Email : sylvie.nadeau@umontreal.ca

Phone : +01 514-343-2253

Declarations of interest: none.

Title: 145 characters including spaces

Abstract: 457 words

Main text: 6285 words

References: 27

Figures: 6

Tables: 1

Highlights:

- 1- Individuals after stroke organize their sitting posture with a pattern similar to that of healthy persons during symmetric and asymmetric pushing movements.
- 2- A greater effort during the pushing movements increases the load under the thighs and relieves the weight on the feet.
- 3- Asymmetric force between the two ULs when pushing leads to an asymmetrical weight distribution between the hands and feet for individuals after stroke.

- 4- Individuals after a stroke have more forward trunk movements than healthy persons during bilateral symmetric and asymmetric pushing movements.

5.3.1 Abstract

Background: Postural organization after stroke is characterized by weight bearing (WB) asymmetry and excessive trunk displacement during upper limb (UL) movements. Although the association established between motor deficits of the UL and WB repartition asymmetry for individuals after stroke, postural strategies during symmetric and asymmetric bilateral movements are still not well understood.

Objectives: To quantify the effect of symmetric and asymmetric effort levels during a UL pushing movement on postural organization by comparing WB repartition between sides, assessed with vertical forces at hands, hemibody (thighs and feet) and forward trunk displacement between stroke and healthy persons and to explore associations between trunk displacement and hemibody WB and vertical force on hands.

Methods: Nineteen individuals after stroke with light and moderate impairments and 17 healthy controls executed bilateral pushing movements on an exerciser device. They pushed at different efforts indicated by visual feedback: two symmetric one-minute pushing at 30% and 15% of their maximal force (MF) and two asymmetric pushing with 15%MF on the paretic (or non-dominant UL) and 30%MF on the non-paretic (or dominant) UL and the opposite. Force platforms were placed on exerciser's handles to record pushing force, in the ground under each foot and in the seat under thighs to record vertical force at feet and thighs respectively. Anteroposterior forces at the hands, vertical force profiles at the hands, thighs and feet (at 20%, 40%, 60% and 80% of pushing cycle) were compared between groups, sides and conditions. Forward trunk displacement was compared between groups and conditions. Pearson correlation analysis was used to determine the association between vertical forces and trunk displacements.

Results: All participants generated the pushing force according to the effort required during symmetric and asymmetric pushing. Increasing effort level caused increased WB on thighs and decreased on WB on feet during the 30% MF symmetric condition compared to 15% MF and asymmetric conditions ($P < .05$). Individuals after stroke showed a similar postural pattern but WB asymmetry and greater forward trunk displacement were observed when compared to healthy persons ($P < .05$). The non-paretic hand supported more weight than the dominant hand and the forces of the non-paretic foot were lower than the dominant foot during all conditions. The vertical forces of hemibody were associated with homolateral hand for stroke individuals and to contralateral hand for the control group at both symmetric conditions. A correlation between

hemibody WB and trunk displacement when the paretic (or non-dominant) hand was pushing against 30% MF was present during asymmetric condition.

Conclusion: Individuals after stroke present a similar WB pattern in their sitting posture to that of healthy persons during symmetric and asymmetric bilateral efforts of pushing movements with more WB asymmetry and forward trunk movement. Increased effort and asymmetric force between both UL have effects on postural organization strategy.

Key words: Stroke, bilateral movement, upper limb, postural control, weight bearing, trunk displacement.

5.3.2 Introduction

Stroke is a major world health problem and a common cause of functional disability in adults (Donnan et al., 2018; Karatepe et al., 2008). After a stroke, people have sensorimotor deficits affecting the hemibody contralateral to the brain lesion (Hartman-Maeir et al., 2007; Wagner, 2007). These deficits are not limited to upper and lower limbs but also affect the trunk, which plays an important role in postural control. Postural control or “postural organization” refers to adjustment strategies to maintain balance of the body in space during movements (Garland et al., 2009). Postural organization strategies are characterized for example, by changes in weight distribution, adjustments of forces between sides and bearing surfaces, displacements of lower limbs and trunk and fluctuations of the center of pressure (COP) and center of mass during the movement.

Postural organization after stroke depends on task parameters and the position of their UL during the movement. For example, a larger COP displacement (Genthon et al., 2007; Perlmutter et al., 2010) and no significant weight bearing (WB) asymmetry between hemibodies were reported for individuals after stroke compared to healthy persons during seated position at rest (Roy et al., 2006; Tessem et al., 2007). However, deficits in postural organization after stroke during movement are manifested by a decreased balance during movement, WB asymmetry between paretic and non-paretic lower limbs and excessive trunk displacements (Bruyneel et al., 2021; Dean et al., 1999; Messier et al., 2005). It has been shown that in a seated position with hands holding the handles, a greater load is supported by the paretic thigh compared to equal weight on both sides in a healthy group (Bruyneel et al., 2021). Individuals after stroke shifted 60-80% of their body weight on their non-paretic side during a sit-to-stand or a reaching task in a seated position (Chou et al., 2003; Dean et al., 1999; Roy et al., 2006).

Postural control disorders after stroke affect upper limb (UL) motor performance (Park & Won, 2017). Persons with stroke showed a reduced velocity and amplitude of their UL during movements that involve maintaining balance in standing position (i.e. following perturbation) (Garland et al., 1997; Geurts et al., 2005; Horak et al., 1984). In fact, the WB asymmetry during movement (exp. sit-to-stand task) allows or is an attempt to compensate the strength and coordination deficits observed during the task (Carr & Shepherd, 2003). The importance of the WB asymmetry depends on motor performance parameters of the lower and UL (such as UL movement direction and distance or feet and arm postures during the task) (Lee et al., 2018; Messier et al., 2005).

Dean et al., (1999) showed that vertical forces under both feet increased with reaching distance, to achieve its maximum value at 140% of arm length distance. A forward displacement of the trunk in flexion which moves the center of gravity in the direction of the movement was observed (Dean et al., 1999). Messier et al. (2005) showed that WB (vertical forces) increased on the non-paretic foot when the paretic UL pointed laterally (45°) towards the paretic side. Interestingly, this differed for the opposite movement: the vertical force increased on both feet when the bilateral or unilateral movement was toward the non-paretic side (Messier et al., 2005).

A recent study by Bruyneel et al. (2021) has documented the postural strategies and bilateral coordination between sides during maximal static UL pushes with gradual efforts using an instrumented bilateral exerciser. The authors compared individuals post-stroke with controls and found, in addition to a force asymmetry between UL in the direction of the pushing movement, a decreased force under the paretic foot along with decreased bilateral coordination of the vertical forces at the hands and feet. However, individuals post-stroke used the same postural organization as the control group for weight repartition at the thighs (Bruyneel et al., 2021). Although several studies have investigated postural organization during the sit-to-stand task, very few studies have documented it during seated tasks with the use of the UL in symmetric and asymmetric movements. According to our knowledge, no study has evaluated postural organization during dynamic bilateral pushing with the UL under different symmetric and asymmetric effort conditions.

Using the same device (exerciser), we previously showed that bilateral coordination during a dynamic UL pushing task was good in both groups for forces and velocity parameters although it was slightly less at 30% of maximal force (MF) resistance compared with 15%MF for the velocity parameter. In a second study (manuscript in preparation), we found that the bilateral coordination velocity was also affected when a perturbation was induced (asymmetry of pushing force at the handles). In this companion manuscript, we wish to examine the postural organization during these pushing tasks to determine whether there is an influence of the level of resistance and asymmetry of the pushing on the vertical forces at the hand, thighs and feet.

Therefore, using different conditions: two levels of effort and bilateral symmetric and asymmetric pushing movements, we aimed 1) to quantify the effect of these conditions on postural organization by comparing weight distribution between sides, assessed with vertical forces at hands, hemibodies (thighs and feet) and forward trunk movements in stroke and healthy persons; 2) to explain the

changes in weight bearing distribution by determining the level of association between weight distribution between segments and trunk movements.

Our main hypothesis is that the different conditions during pushing movements with the UL influence postural organization and that individuals after stroke are more affected by a higher level and asymmetric effort than healthy controls. This will be observed through a different weight-bearing distribution between segments and groups. We expect to find greater trunk movements with higher pushing resistance (30% MF > 15% MF) and this difference will be greater in the stroke group. The changes in weight distribution between segments are interrelated and explained predominantly by the trunk movements.

5.3.3 Methods

5.3.3.1 Participants

Nineteen individuals after unilateral stroke (18 chronic and one subacute) were compared to 17 healthy individuals. The two groups were comparable except for age (61.6 ± 14.4 yrs. vs. 53.4 ± 14.3 , $P < 0.05$; Table 6). Thirteen participants presented with right hemispheric stroke. Participants in the stroke group had a score of at least 2 on the hand and arm subscales of the Chedoke McMaster Stroke Assessment (CMSA; (Gowland et al., 1993). They were able to hold the handles and to sit with their back unsupported for 30 minutes. Participants were excluded if they presented pain at the UL, severe spasticity (score superior to 13/16 on the Composite Spasticity Index (CSI; (Levin & Hui-Chan, 1992), anesthesia on their UL (unable to feel the 5.18 Semmens-Weinstein wire), aphasia or severe cognitive disorders that precluded their understanding of the tasks. Participants post-stroke were recruited from a group of patients who had been discharged from a Montreal rehabilitation hospital using archival data. Participants of the control group were in good health and did not present any neurological, motor or cognitive disorders. They were recruited through word-of-mouth and were relatives or friends of the research center staff. Those who agreed to participate signed a consent form approved by the ethical committee of the CRIR (number 1202-0117). The participants were included in a previous study by our group (Akremi et al., 2021; accepted).

5.3.3.2 Equipment

The bilateral exerciser was developed and designed by the technical staff and research team of the pathokinesiology laboratory of the CRIR (Figure 15). The device consists of two instrumented

handles (force platforms: AMTI, MC3-6-500) superposed on two rails (length of 75 cm) and connected to a motor controlled by a computer. On each handle, a force of a given intensity can be applied to resist the sliding movement of the handles. The control allows symmetric and asymmetric bilateral UL pushing movement against a force predetermined by the evaluator for each hand. The vertical position of the rails and handles is adjustable, and it was set to position the handles just above the pelvis. The movement executed, a pushing task with passive return, was similar to a reaching movement in the sagittal plan or moving forward a shoulder-width box with both hands.

Visual feedback was displayed in real time on a computer screen placed in front of the participant during the pushing tasks. The targeted force $\pm 5\%$ to produce on each handle appeared on the screen as a green rectangular area presented in the middle of the screen. The instantaneous force produced by each UL was a thin moving red line. The participants were asked to maintain their force (red line) in the green area on each side (separate white cylinder) during the pushes.

The exerciser is coupled with an instrumented seat with two separate surfaces, one under each thigh, equipped with two AMTI MC3 mounted on each surface. Two additional platforms (AMTI, AMTI OR7-1000) are embedded in the ground, one under each foot (for details, see Nadeau et al., 2008).

5.3.3.3 Data collection procedures

Clinical assessment

At the beginning of the session, data on sex, age, handedness laterality, anthropometric measurements (height and weight) were collected using a sociodemographic questionnaire. Time post-stroke, the location, and the side of stroke were also assessed for stroke participants. Demographics and anthropometric data were used to characterize both groups. Individual data are presented in Table 6.

To determine the sensorimotor deficit level of stroke participants, a set of clinical assessments was used. The hand and arm domains of the CMSA impairment inventory (Gowland et al., 1993) were used to assess motor impairment. The composite spasticity index (CSI) (Levin & Hui-Chan, 1992) determine the level of spasticity at the elbow (biceps and triceps brachii). The score on the CSI was used to classify the participant's UL spasticity as mild (scores ranged from 0-9, n=18) or (S114-M) moderate (score of 13 and 11/16 for the biceps and triceps respectively, n=1). To test

touching sensation, three Semmens-Weinstein wires (Levin et al., 1978) were applied perpendicularly to the thenar eminence of the paretic hand, three times with eyes closed. A score of 5.18 indicated severe deficit, a score of 4.31 indicated hypoesthesia and score of 4.17 indicated a normal sensation.

Biomechanical assessment of the pushing tasks

To standardize the symmetric and asymmetric pushing tasks between participants, the pushing distance and the maximal force on both sides were determined. In sitting position, back unsupported, hips centered on the seat, knees at 90° flexion and feet flat on the ground, the participants held the handles with the elbows at 90° of flexion and the shoulders close to the neutral position. Then, they were asked to reach as far as possible, extending the elbows and avoiding moving the trunk. The difference between the two positions determined the pushing distance (for details see Akremi et al., 2021).

The maximal bilateral pushing force (MF) was measured with the handles placed at 50% of the pushing distance for each UL. Both handles were fixed, and participants were asked to push simultaneously with both hands at their maximum effort for 3 seconds without leaning back. The higher value of two trials with less than 10% difference on each side was retained to set the resistance during the pushing tasks.

Hands, thighs, and foot forces

The exerciser and force platform signals were collected with a labview program and converted into Newton units (N). The antero-posterior and vertical forces at the handles and the vertical forces at the thighs and feet were retained for further analysis. The forces at the handles, thighs and under the feet were recorded at 600 Hz frequency and filtered using a zero-phase lag, low-pass, fourth-order Butterworth filter (10 Hz cut-off frequency). Vertical forces produced by hands, thighs and feet were used to determine the weight bearing asymmetry between hemibodies and between three bearing surfaces (exerciser handles, seat, floor). Hemibody force was calculated from the total force of the ipsilateral thigh and foot. The antero-posterior forces exerted on the handles allowed for the assessment of pushing forces.

Trunk displacement

Trunk displacement during pushing movement was recorded at 60 Hz with a 3D motion analysis system (OPTOTRAK, Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada). Active markers were placed on the back (C7, the scapular spines, T8, T12) and bilaterally on the posterolateral part of acromion. The 3D coordinates were filtered using a zero-phase lag with fourth-order Butterworth filter. The anterior movement of the trunk was defined as the angle between the trunk segment in the sagittal plane and the vertical. The greatest angle minus the minimal angle gives the total excursion during the pushing cycle which refers to the trunk forward movement.

5.3.3.4 Symmetric and asymmetric bilateral tasks

During the session, participants were asked to push the handles of the exerciser forward to the final position while looking at the visual feedback providing the force to produce on both sides. A one-minute familiarization trial was performed with resistance of 15%MF to ensure that participants understood the tasks correctly. The handles were programmed to return passively at a velocity of 0.2 m/s after each push. Four conditions were performed: 1) symmetrical pushing movement at 15%MF for one minute; 2) symmetrical pushing movement at 30%MF for one minute; 3) asymmetrical pushing movement where the resistance was increase to 30%MF on the paretic (or non-dominant) side for 6 minutes; and 4) asymmetrical pushing movement where the resistance was increased to 30%MF on the non-paretic (or dominant side for 6 minutes). After familiarization, all participants pushed symmetrically first with the 30%MF (condition 2) followed by the 15%MF (condition 1). The asymmetric conditions (3 and 4) were randomly assigned between participants. To avoid fatigue, participants took a rest between each task and could also stop during the 6 min asymmetrical tasks. For the latter, because a longer time was required to adapt to the perturbation, only the last two minutes were used in the analyses. The level of effort used (15% or 30%MF) allowed for a safe execution of the movement avoiding fatigue or discomfort. The evaluator gave instructions about the tasks to execute, how to use the visual feedback and reminded the participants to move only the UL and keep their trunk stable during the tasks. The instructions were as follows “please hold the handles and push simultaneously forward as smooth as possible looking at the screen to keep your force (red line) inside the green area (targeted force) with both hands without moving your back”. These instructions were repeated as often as required and were standardized between participants and groups.

5.3.3.5 Data analysis

The pushing forces by UL applied on the exerciser handles in the anteroposterior axis were expressed in Newton while the vertical forces at the handles, thighs and feet were normalized to body weight to have the values in percentage. This allowed for the documentation of the weight distribution during the tasks and the comparison of the postural organization between tasks and groups.

The pushing cycles were normalized from 0% to 100% taking the paretic or non-dominant side as the reference. The 0% and 100% of a pushing cycle correspond to the times where the first and the last 1% of the pushing distance of the handles are reached. The mean of 15 (± 3) normalized trials performed on each side and surface (handles, seat and ground) as well as the trunk displacements were used in the analyses. Each trial is composed of one push performed during approximately one second.

5.3.3.6 Statistical analysis

SPSS (version 27) was used for statistical analyses. Descriptive data on age, weight, height, force data and anterior trunk displacement were expressed with mean and standard deviation statistics. Sex, handedness and side of the hemispheric lesion were reported as frequencies. CMSA scores were presented with median and interquartile ranges. The normality of the data was confirmed by Shapiro Wilk test.

To characterize the forces produced at the handles and investigate the effects of different pushing conditions on weight distribution, the data at the 20%, 40%, 60% and 80% of the pushing cycles were used for statistical analyses. First, it was required to determine if the pushing forces were modified by the imposed conditions. Second, vertical forces generated by the hands, hemibodies and thighs and feet were used to quantify the effects of different conditions on weight distribution. For this, a 4-way ANOVA (2x2x4x4) (group x side x condition x instant) was used with group being a between factor. For post-hoc analysis, preceded by ANOVAs with fewer factors if applicable, we used independent t-test for comparisons between groups and paired t-test for comparisons between sides, instants (20%, 40%, 60% and 80%) of the pushing cycle. For the conditions, they were compared to the 15%MF symmetric condition. For the effects of the pushing conditions on trunk movements and the comparison between groups, a 2-way ANOVA (2x4)

(group x condition) followed by appropriate t-test when required were used. The adjusted p-value was used when needed otherwise the significant level was at 0.05.

To explore the associations between pushing forces at the UL, percentage of weight distribution and trunk movements, we computed the changes in forces between the values at 80% and 20% and used parametric or non-parametric correlations. A positive association indicated that the two variables progress in the same way over time during the pushing tasks. Statistical significance was considered for $P < 0.05$.

5.3.4 Results

Maximal static pushing force was significantly higher on non-paretic UL compared to paretic UL (non-paretic vs. paretic UL: 127.5 ± 42.4 N vs. 107.4 ± 34.6 N, $P < 0.01$). MF did not differ between UL for control group (non-dominant vs. dominant UL: 145.4 ± 53.1 N vs. 143.3 ± 50.8 N, $P > 0.05$). Pushing distance was significantly greater on non-paretic UL compared to paretic UL (non-paretic vs. paretic UL: 0.29 ± 0.05 m vs. 0.27 ± 0.05 m; $P < 0.01$) while no difference between UL sides was observed in the control group.

5.3.4.1 UL anteroposterior pushing forces

Both groups maintained a quasi-constant anteroposterior force from 20% to 80% of the pushing cycle during all conditions (Figure 16) with no significant difference between instants. An interaction side-by-condition ($F(3, 102) = 83.17$; $P < 0.01$) was observed. During the asymmetric conditions 3 (Figure 16C) and 4 (Figure 16D), both groups showed significant difference between UL ($P < 0.01$) and as expected the forces generated during the 30% MF condition were significantly higher than during the 15% MF condition ($P < 0.01$) with significant differences between sides only for the stroke group. For the comparisons between groups, values were superior for the controls in symmetrical 15% MF at 20% (both sides; Figure 16A), when the non-dominant and paretic sides are resisted at 30% MF (conditions 2 and 3) (Figure 16B and C) and in the asymmetrical condition (at 20% and 40%) when the non-dominant and paretic sides are resisted at 15% MF (condition 4) (Figure 16D).

5.3.4.2 Hand vertical pushing forces

Vertical forces at the hands reveal similar profiles for conditions and groups with weight (vertical forces) increasing significantly from 20% to 80% of the pushing cycle (Figure 17 A-D, hands). The analyses revealed two triple interactions, instant-by-condition-by-side and instant-by-condition-

by-group. For both groups, the first interaction is due to the asymmetrical condition where the paretic (or non-dominant) side is resisted at 30% MF (condition 3): The WB increased more on the more resisted side during the pushes with values at 80% almost significant between sides (Control: $P=0.068$; Stroke: $P=0.083$). The second interaction (instant-by-condition-by-group) indicated that compared to the symmetrical 15% MF condition, the hand vertical forces were greater during the asymmetric condition with paretic (or non-dominant) UL resisted at 30% (condition 3). For the control group, the non-dominant side increased more with instants. For this condition, the non-paretic side tended to support more weight than the dominant side ($P=0.05$) of healthy controls.

5.3.4.3 Hemibody vertical forces

The vertical forces generated on hemibodies decrease from 20% to 80% of the pushing cycles (ANOVA $P<0.01$ with no interaction). Post hoc analyses indicated significant differences between instants for the control group on the non-dominant hemibody for the 30% MF symmetrical condition (condition 2) and for the asymmetric condition with the non-dominant hand resisted at 30% MF (condition 3) (Figure 17:B-C Thighs+Foot; $P<0.01$). No difference between sides, conditions or groups were observed.

5.3.4.4 Thighs and foot forces

For the thighs (Figure 17 Thighs), the 4-way ANOVA revealed a condition-by-instant-by-group interaction and no influence of the sides. Thus, the mean of the two sides were used in subsequent analysis. The vertical forces at thighs decrease significantly for both groups and all conditions from 20% to 80%. In comparison to 15% MF symmetric condition, forces were greater for the 30% MF symmetrical condition and for the asymmetrical condition with non-dominant (or paretic) side resisted (condition 3) in both groups and at each instant except at 80% for the second condition.

At the feet, the vertical forces increase from 20% to 80% of the pushing on both sides and groups. The ANOVA depicted a group-by-side interaction ($P=0.05$) with the post-hoc tests identifying that the forces at the non-paretic foot were lower than the dominant foot of the healthy controls in the 15% MF symmetric (Figure 17A-feet) and in the two asymmetric conditions (Figure 17C-D). Differences were also significant between sides for the same conditions in the stroke group. Forces at 15% MF symmetric condition were greater than other conditions at both sides and at all instants in the healthy group. Similar findings were observed for the stroke group except at 80% where the

asymmetrical condition resisted on the paretic side did not differ from the 15% MF symmetric condition.

5.3.4.5 Forward trunk displacements

Stroke group showed more forward displacements of the trunk compared to control group during the four pushing tasks ($F(1, 34)=7.96$; $p<0.01$) (Figure 18). The excursion of trunk displacement was not affected by the conditions.

5.3.4.6 Association of vertical forces between sides

Correlation analyses indicated that the forces at the hemibodies (thighs+feet) were interrelated for both groups in all conditions ($r>0.9$). Similarly, a good correlation ($r>0.7$) between vertical force of both hands was observed in all conditions (except more resisted on the dominant side) in control group and in the asymmetric condition more resisted on the paretic side for stroke group (condition 3) ($P<0.01$).

5.3.4.7 Association between hemibody and hand vertical forces

Moderate to good correlations were obtained for the association between vertical forces of hemibody and hand for both groups at both symmetric conditions (Figure 19). In the stroke group, each hemibody forces fairly correlated with the homolateral hand forces ($r=-0.5$). In the control group, non-dominant hemibody force correlated with the dominant hand force ($r=-0.7$). The negative correlation coefficients indicated that these vertical forces changed in opposite direction during the pushing tasks.

5.3.4.8 Association between hands, hemibody vertical force and trunk displacement

The level of association between hand forces and trunk displacements was poor and did not reach significance. The forward trunk displacements were moderately correlated with vertical forces of hemibodies in both groups during the asymmetric condition with more resistance on the paretic (or non-dominant) side (condition 3) ($r>-0.5$) (Figure 20).

5.3.5 Discussion

The present study aimed to assess the postural organization strategy during bilateral symmetric and asymmetric pushing movements at different effort levels in individuals after stroke compared to healthy persons. To meet this objective, a demonstration that participants executed the pushing under different conditions according to the instructions was required to quantify the effect of symmetry and asymmetry effort levels on postural organization. We found that participants

generated higher forces with both hands when resisted at 30% when compared to 15% MF, the stroke group produced more forces with the non-paretic hand than the paretic one and the forces generated differed between hands during asymmetric pushing conditions in both groups.

Overall, the WB (vertical forces) increased at the hands and feet and decreased at the thighs between 20% and 80% of the cycle for both groups during the bilateral pushing movements. Increasing the effort level to 30% MF (on one side or both sides) reduced vertical forces at the feet and increased them at the thighs when compared to the symmetric condition at 15% MF. Individuals after stroke displayed more forward trunk displacement compared to healthy persons during all conditions. A difference in WB distribution was observed between groups: overall, the non-paretic hand supported more weight than the dominant hand in healthy controls and the forces at the non-paretic foot were lower than at the dominant foot during all conditions. For differences between sides, they were globally more important in the stroke group except at the thighs.

5.3.5.1 Weight bearing transfer strategy

Like healthy participants, individuals after stroke exerted more downward vertical forces at the hands and feet while gradually reducing the weight at the thighs as the back moved forward when pushing from a seated position. This observation indicates a WB transfer from the thighs to the hands and feet during the bilateral pushing movements.

This WB transfer has previously been observed during a UL task in a seated position. Dean and colleagues (1999) found that the body mass was transferred from the thighs to the feet when the UL reached to 140% of arm length distance in a seated position. Our values of weight transfer (2%) between 20% and 80% of the cycle were similar to results reported in the previous study by Dean and al. (1999).

In contrast to our findings, studies by Bouisset et al. (2002) and Bruyneel et al. (2021) showed that during an UL isometric maximal pushing task, healthy persons and individuals after stroke increased their vertical forces under the thighs, while they decreased at the feet (Bouisset et al., 2002; Bruyneel et al., 2021). This reversed postural strategy can be explained by many factors. First, both Bouisset et al. (2002) and Bruyneel et al. (2021) studies assessed the WB repartition during a bilateral isometric task at maximal voluntary force, whilst our study was based on a dynamic submaximal pushing task. It was documented that increasing effort level during UL movements induced an increased vertical force at the thighs and decreased at the feet (Bruyneel et

al., 2021). So, when comparing submaximal efforts at 15% and 30%MF, to a maximal effort we could expect a reversed WB strategy (increased vertical force at the thighs and decreased at the feet). Moreover, increasing the effort from 15% to 30% MF in our study led to an increasing vertical force at the thighs in parallel to a decreased force at the feet.

Second, the excursion distance or the hand position (relative to the excursion) used to perform the task is one of the parameters affecting the WB strategy (Messier et al., 2005). The farther the hand reaches forward, the more weight is transferred from the thighs to the feet (Dean et al., 1999). In the study by Bruyneel and al. (2021), the maximal UL pushes were performed at 50% of the total excursion allowing the person to completely extend their elbows. However, the movements in our study were performed for the whole pushing UL excursion (from 0% to 100%) which explains the postural strategy difference between two studies. The present results show that the WB transfer from thighs to feet is proportional to the forward displacement of the hands on the rails.

5.3.5.2 Weight bearing distribution between sides during bilateral pushing conditions

Individuals after stroke showed some differences in their postural organization strategy compared to healthy subjects. They produced more downward forces on the non-paretic hand and supported less weight on the non-paretic foot compared to the dominant side of healthy subject. Symmetry of vertical forces at the thighs was observed. A significant asymmetry between the feet and between the hands might have been easier to detect than between the thighs considering that the latter supported more weight than the feet and hands (45% vs. 6% and 2% for each side respectively).

We did not observe an important asymmetry between sides when participants held the handles with both UL during bilateral pushing movement. Some potential reasons can explain these results. First, our bilateral task required symmetrical similar kinematics in terms of temporal and spatial parameters (i.e., similar pushing distance between UL, similar movement time, etc.); the only asymmetric parameter was the pushing force required. Second, as shown in our recent study (Akremi et al., 2021; accepted), individuals after stroke preserve a good bilateral coordination and a symmetric temporo-spatial adjustment when they pushed bilaterally with an increased effort from 15% to 30% MF. Third, bilateral pushing at low level of effort (15% and 30% MF) combined to the fact that participants gripped the handles of the exerciser may have helped post-stroke subjects reduce postural asymmetry in a sitting position.

5.3.5.3 Trunk movements forward during bilateral pushing movements

The post-stroke subjects' postural strategy was also manifested by a greater trunk displacement when compared to healthy subjects in all conditions. The amplitude of forward trunk displacement observed in our study (a mean of 9° for all conditions) was close to the values previously reported for tasks involving the UL in seated position in post-stroke subjects. For example, 10° of trunk displacement was reported during a unilateral reaching task (Dean et al., 1999). We showed that conditions (asymmetric resisted side or symmetric effort increasing) did not affect the trunk displacement. The fact that the participants held the handles and push over the same total excursion in the same direction for all conditions might explain this finding. However, previous studies showed that individuals after stroke present different postural strategies depending on some task parameters such as the target position and the direction of the movement (Messier et al., 2004, 2005, 2006). Considering that we measured trunk displacement through one central axis, we cannot detect a possible asymmetry in the other planes of movements. Moreover, it has been documented that forward trunk displacement may compensate the limited elbow extension or the shoulder's muscle weakness (Messier et al., 2006). Considering that we did not assess the isolated kinematic movement of the UL (elbow and shoulders displacement angle or range of movement) during pushing, we cannot confirm if the greater forward trunk displacement compensated for the limited paretic UL.

Regarding the relationships examined, a greater use of the trunk was correlated to the hemibody vertical force (thighs+feet) during the asymmetric condition with more resistance on the paretic (or non-dominant) side. This association may be explained by a theory stating that the paretic foot supported more weight to compensate for the trunk muscle weakness (Messier et al., 2004).

Interestingly, we found that the asymmetric condition with the paretic side (or non-dominant) resisted at 30%MF brought more asymmetry in WB and it was also the condition where the associations were stronger. We suspect that this could be linked to the dominance of the right hemisphere in the postural organization and balance control (Bohannon et al., 1986; Perennou et al., 2008). It has been shown that post-stroke subjects with right lesioned hemisphere present more postural deficits than post-stroke subjects with the left lesioned hemisphere (Bohannon et al., 1986). Considering that the majority (68%) of our post-stroke subjects presented right hemispheric lesion, we can suppose that the more pronounced effect on WB asymmetry is due to the stroke side lesion in our stroke participants. Most of our healthy participants are right-handed, which can be a

factor that allowed for a more pronounced WB asymmetry when they generated more effort with their non-dominant hand. However, the current level of knowledge does not allow us to draw definite conclusions about laterality and postural control on healthy persons (Doerry et al., 2019; Ohlendorf et al., 2019). In addition, the present analysis and the small sample size did not allow for any confirmation about the association of the stroke lesion laterality effects on postural organization after stroke.

5.3.5.4 Limits of the study

Although these results on postural organization post-stroke during pushing movements are interesting, some limits need to be mentioned. The sample size did not allow any comparison between subgroups. Our stroke sample included persons with light to moderate motor deficits. Post-stroke subjects with severe motor deficits may present more postural control disability than our participants. Our analysis was limited to the trunk segment. Deeper investigation of the intralimb and the trunk-UL coordination is required to understand the relationship between trunk displacement and UL limitations.

5.3.6 Conclusion

Post-stroke subjects with light to moderate motor impairments showed an overall similar postural organization pattern to that of healthy subjects but with WB asymmetry and excessive trunk displacement. During the pushing movements, post-stroke subjects shifted their weight from the thighs to the feet and hands while bending their trunk forward. When the effort level required increased, individuals after stroke decreased WB from the feet and increased WB under thighs during symmetric bilateral pushing movements. The asymmetric condition with the paretic side (or non-dominant) resisted at 30%MF brought more asymmetry in WB and the associations between hemibody and trunk displacement for healthy persons were stronger compared to the other conditions suggesting a need to consider the side resisted.

5.3.7 Conflict of interest

All authors declare no conflict of interest.

5.3.8 References

Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M., & Cowley, P. M. (2010, Feb). The use of instability to train the core musculature. *Appl Physiol Nutr Metab*, 35(1), 91-108. <https://doi.org/10.1139/H09-127>

- Bohannon, R. W., Smith, M. B., & Larkin, P. A. (1986). Relationship between independent sitting balance and side of hemiparesis. *Physical Therapy*, 66(6), 944-945.
- Bouisset, S., Le Bozec, S., & Ribreau, C. (2002, Sep). Postural dynamics in maximal isometric ramp efforts. *Biol Cybern*, 87(3), 211-219. <https://doi.org/10.1007/s00422-002-0323-4>
- Bruyneel, A. V., Higgins, J., Akremi, H., Aissaoui, R., & Nadeau, S. (2021, Jun). Postural organization and inter-limb coordination are altered after stroke when an isometric maximum bilateral pushing effort of the upper limbs is performed. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 86, 105388. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105388>
- Carr, J., & Shepherd, R. (2003). Stroke rehabilitation: guidelines for exercise and training to optimize motor skill. *Butterworth-Heinemann Medical*.
- Chou, S., Wong, A., Leong, C., Hong, W.-S., Tang, F.-T., & Lin, T.-H. (2003). Postural control during sit-to stand and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 82(1), 42–47.
- Dean, C., Shephered, R., & Adams, R. (1999). Sitting balance I: trunk–arm coordination and the contribution of the lower limbs during self-paced reaching in sitting. *Gait and Posture*, 10, 135–146.
- Doerry, C., Fisch, V., Schamberger, S., Kopp, S., Erbe, C., Wanke, E. M., Groneberg, D. A., & Ohlendorf, D. (2019, Dec 27). Association between constitution, medical history, axiography and postural control in women aged between 21 to 30 years. *Sci Rep*, 9(1), 20051. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-56681-8>
- Donnan, G., Fisher, M., Macleod, M., Davis, S., Royal, S., & Macleod, U. (2018). Stroke. *Lancet*, 371, 1612–1623. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(08\)60694-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(08)60694-7)
- Garland, J., Stevenson, J., & Ivanova, T. (1997). Postural Responses to Unilateral Arm Perturbation in Young, Elderly, and Hemiplegic Subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 78, 1072-1077.
- Garland, S. J., Gray, V. L., & Knorr, S. (2009). Muscle Activation Patterns and Postural Control Following Stroke. *Motor Control*, 13(4), 387-411.
- Geurts, A. C., de Haart, M., van Nes, I. J., & Duysens, J. (2005, Nov). A review of standing balance recovery from stroke. *Gait Posture*, 22(3), 267-281. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.10.002>

- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenar, S., Sanford, J., Barreca, S., Vanspall, B., & Plews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, *24*(1), 58-63.
- Hartman-Maeir, A., Soroker, N., Ring, H., Avni, N., & Katz, N. (2007, Apr 15). Activities, participation and satisfaction one-year post stroke. *Disabil Rehabil*, *29*(7), 559-566. <https://doi.org/10.1080/09638280600924996>
- Horak, F., Esselman, P., Anderson, M., & Lynch, M. (1984). The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *Journal Neurol Neurosurg Psychiatry* *47*, 1020–1028.
- Karatepe, A., Gunaydin, R., Kaya, T., & Turkmen, G. (2008). Comorbidity in patients after stroke: Impact on functional outcome. *J Rehabil Med.*, *40*, 831–835. <https://doi.org/10.2340/16501977-0269>
- Lee, J. H., Mini, D. J., Choe, H., Lee, J. H., & Shin, S. H. (2018). The effects of upper and lower limb position on symmetry of vertical ground reaction force during sit-to-stand in chronic stroke subjects. *Journal of Physical Therapy Science*, *30*, 242–247.
- Levin, M. F., & Hui-Chan, W.-Y. (1992). Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, *85*(2), 131-142.
- Levin, S., Pearsall, G., & Ruderman, R. (1978). Von Frey's method of measuring pressure sensibility in the hand: An engineering analysis of the Weinstein-Semmes pressure aesthesiometer. *The Journal of Hand Surgery*, *3*(3), 211-216. [https://doi.org/10.1016/s0363-5023\(78\)80084-7](https://doi.org/10.1016/s0363-5023(78)80084-7)
- Messier, S., Bourbonnais, D., Desrosiers, J., & Roy, Y. (2004, Oct). Dynamic analysis of trunk flexion after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, *85*(10), 1619-1624. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.12.043>
- Messier, S., Bourbonnais, D., Desrosiers, J., & Roy, Y. (2005, Jul). Weight-bearing on the lower limbs in a sitting position during bilateral movement of the upper limbs in post-stroke hemiparetic subjects. *J Rehabil Med*, *37*(4), 242-246. <https://doi.org/10.1080/16501970510026007>
- Messier, S., Bourbonnais, D., Desrosiers, J., & Roy, Y. (2006). Kinematic Analysis of Upper Limbs and Trunk Movement During Bilateral Movement After Stroke [Article]. *Archives of*

- Ohlendorf, D., Doerry, C., Fisch, V., Schamberger, S., Erbe, C., Wanke, E. M., & Groneberg, D. A. (2019, Jun 7). Standard reference values of the postural control in healthy young female adults in Germany: an observational study. *BMJ Open*, 9(6), e026833. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2018-026833>
- Park, M., & Won, J. (2017). The effects of task-oriented training with altered sensory input on balance in patients with chronic stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, 29, 1208-1211.
- Perennou, D. A., Mazibrada, G., Chauvineau, V., Greenwood, R., Rothwell, J., Gresty, M. A., & Bronstein, A. M. (2008, Sep). Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: a causal relationship? *Brain*, 131(Pt 9), 2401-2413. <https://doi.org/10.1093/brain/awn170>
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J., & Piote, F. (2006, Jul). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(6), 585-593. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.01.007>
- van Nes, I. J., Nienhuis, B., Latour, H., & Geurts, A. C. (2008, Oct). Posturographic assessment of sitting balance recovery in the subacute phase of stroke. *Gait Posture*, 28(3), 507-512. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.03.004>
- Wagner, L., Sahrman, Edwards, Dromerick. (2007). Sensorimotor impairments and reaching performance in subjects with poststroke hemiparesis during the first few months of recovery. *Physical Therapy*, 7(6), 751-765.

Figures

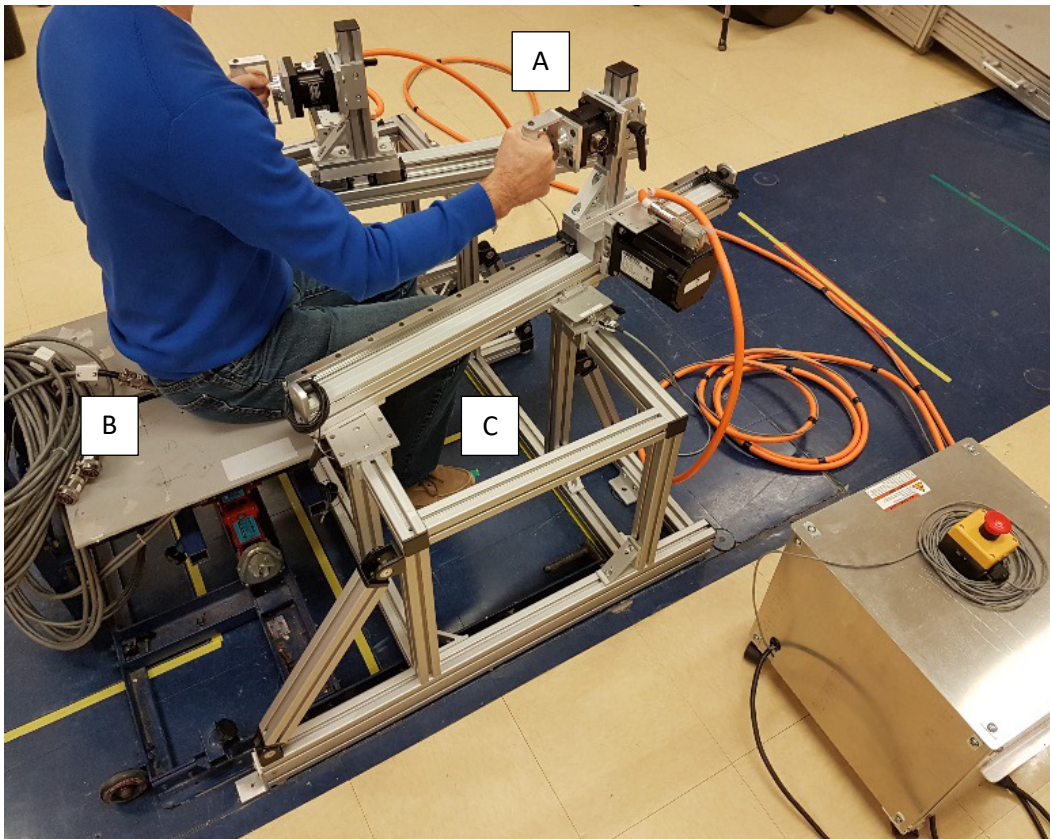


Figure 15. Bilateral exerciser instrumented with force platforms at handles (A). The seat and ground are also instrumented and provide bilateral forces under the thighs (B) and feet (C).

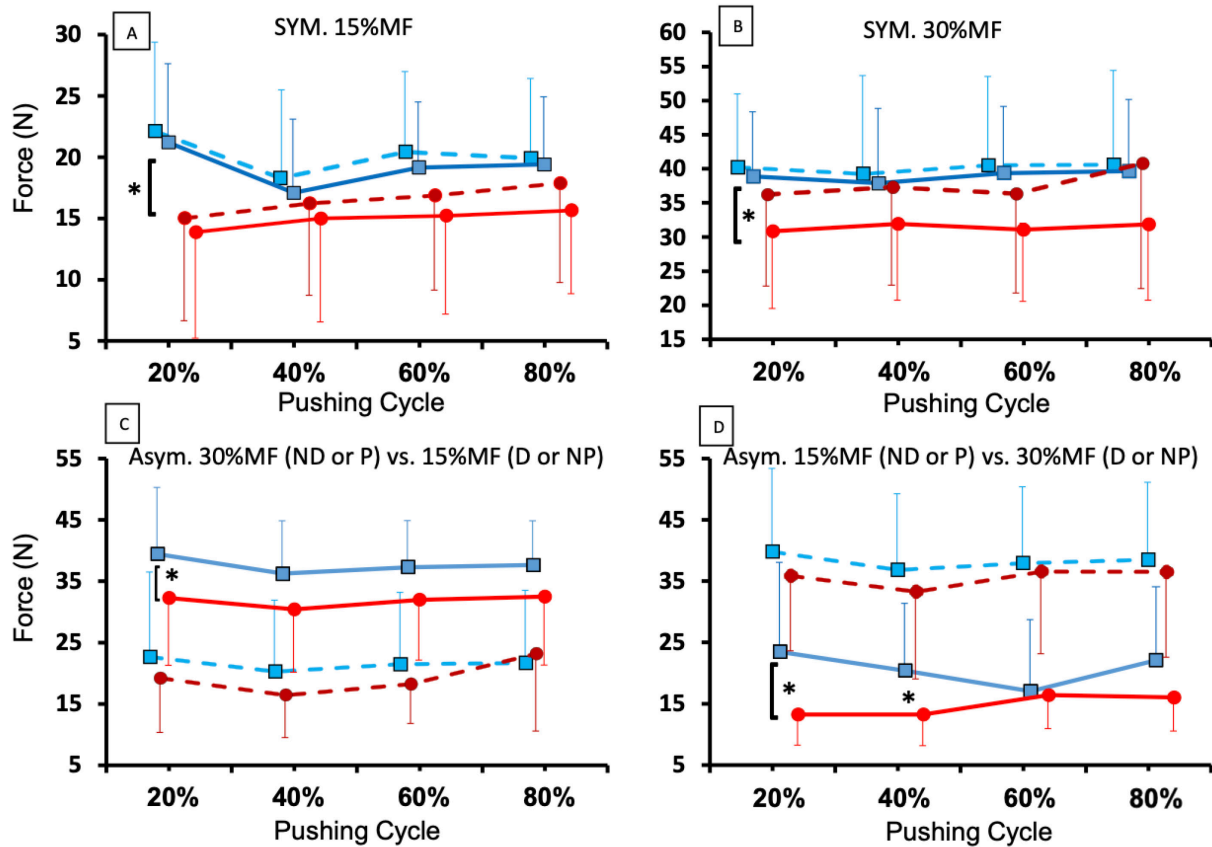


Figure 16. UL anteroposterior forces during bilateral pushing movements for stroke and control groups on symmetric with 15% MF (A) and 30% MF (B), and asymmetric conditions with 30% MF for P (ND) hand (C) and 15% MF for P (ND) hand (D) at 20%, 40%, 60% and 80% of the pushing cycle. Red and blue lines refer to stroke and control groups respectively. Dashed lines refer to the non-paretic or dominant UL, full lines refer to the paretic or non-dominant UL. * indicate difference between groups for the side compared.

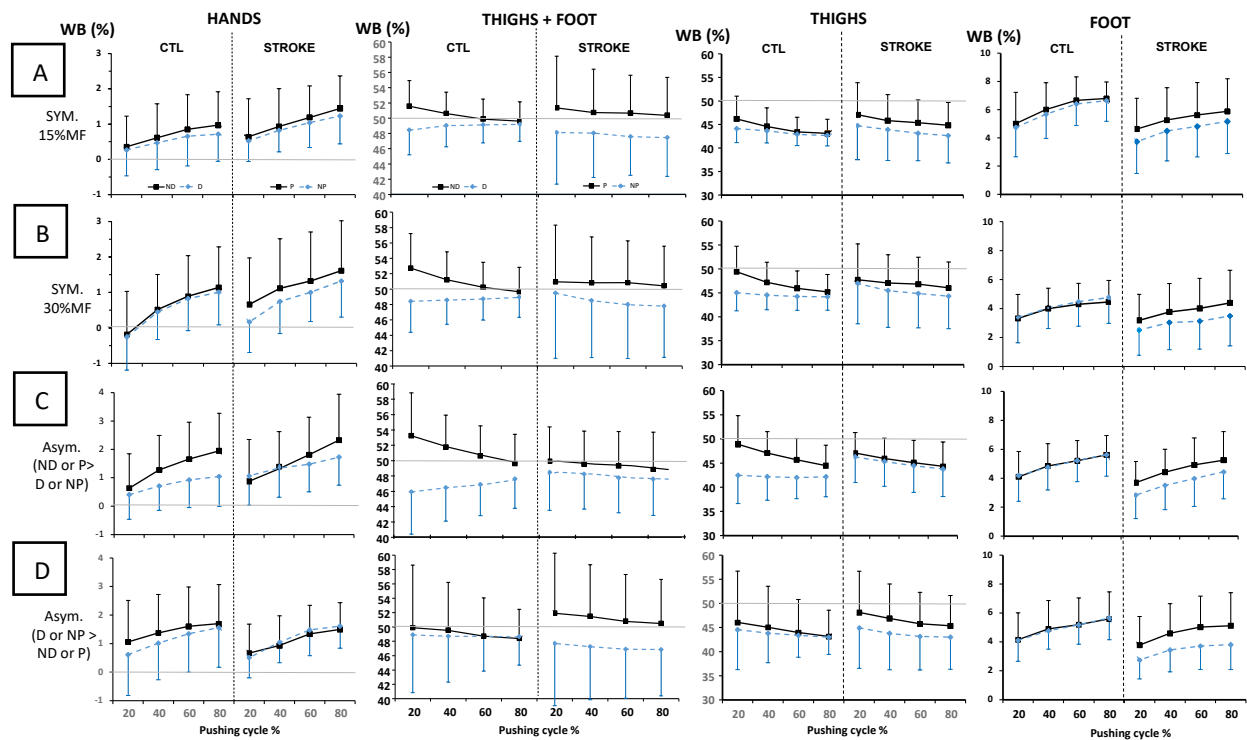


Figure 17. Hands, hemibodies (sum of thighs and feet), thighs and feet vertical forces during the bilateral pushing movements for stroke and control groups on symmetric with 15% MF (A) and 30% MF (B), and asymmetric conditions with 30% MF for P (ND) hand (C) and 15% MF for P (ND) hand (D) at 20%, 40%, 60% and 80% of the pushing cycle. Dashed lines refer to the non-paretic or the dominant UL, full lines refer to the paretic or the non-dominant UL.

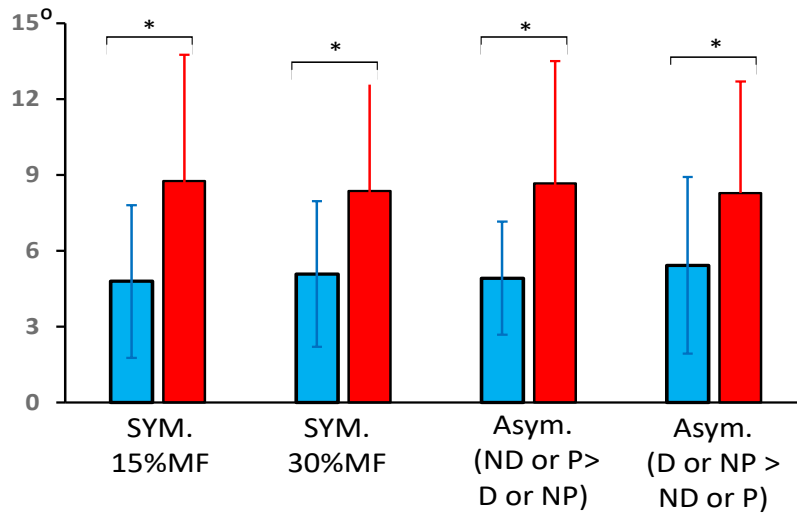


Figure 18. Trunk forward displacement for stroke (red) and control (blue) groups during all four conditions in degrees. Asterix (*) indicate a significant difference between groups ($P < 0.05$).

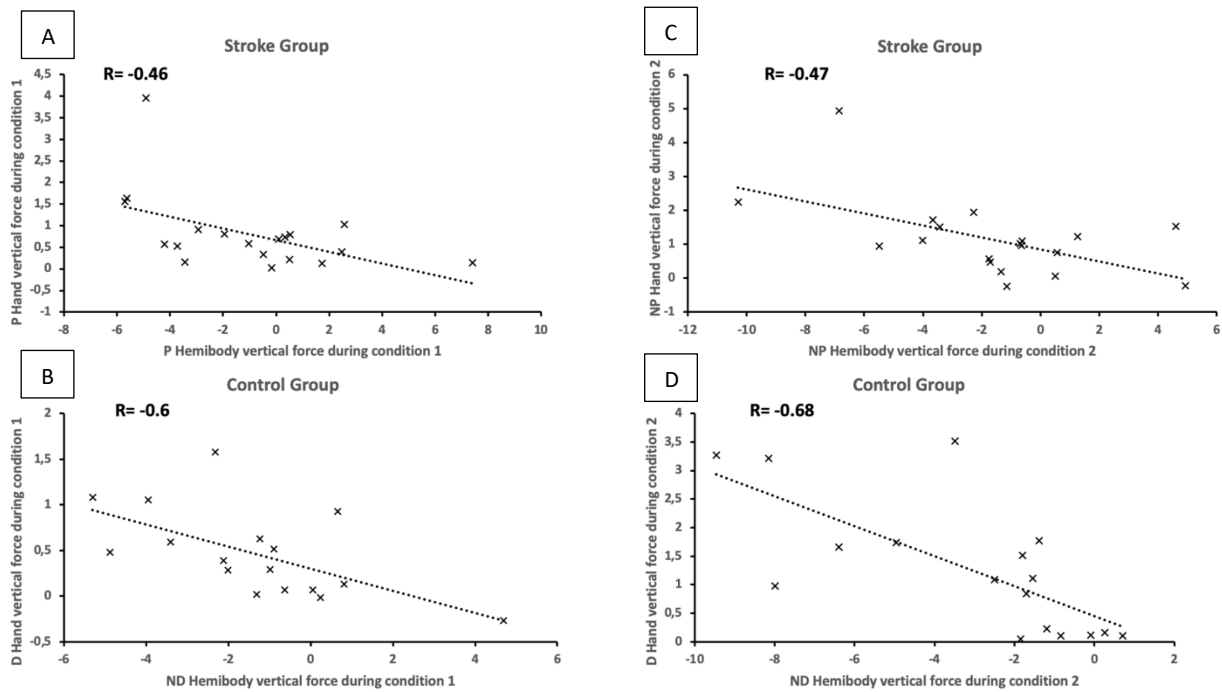


Figure 19. Scatterplots for correlations between hemibody and hand vertical forces for stroke and control groups at 30% MF and 15% MF symmetric conditions (conditions 1 and 2 respectively). Vertical forces were measured through the difference between 80% and 20% of the pushing cycle. A-C: Correlations between vertical force of NP (non-paretic) and P (paretic) hemibody for stroke participants and the homolateral hand. B-D: Correlations between vertical forces of dominant (D) and non-dominant (ND) hemibody for control participants.

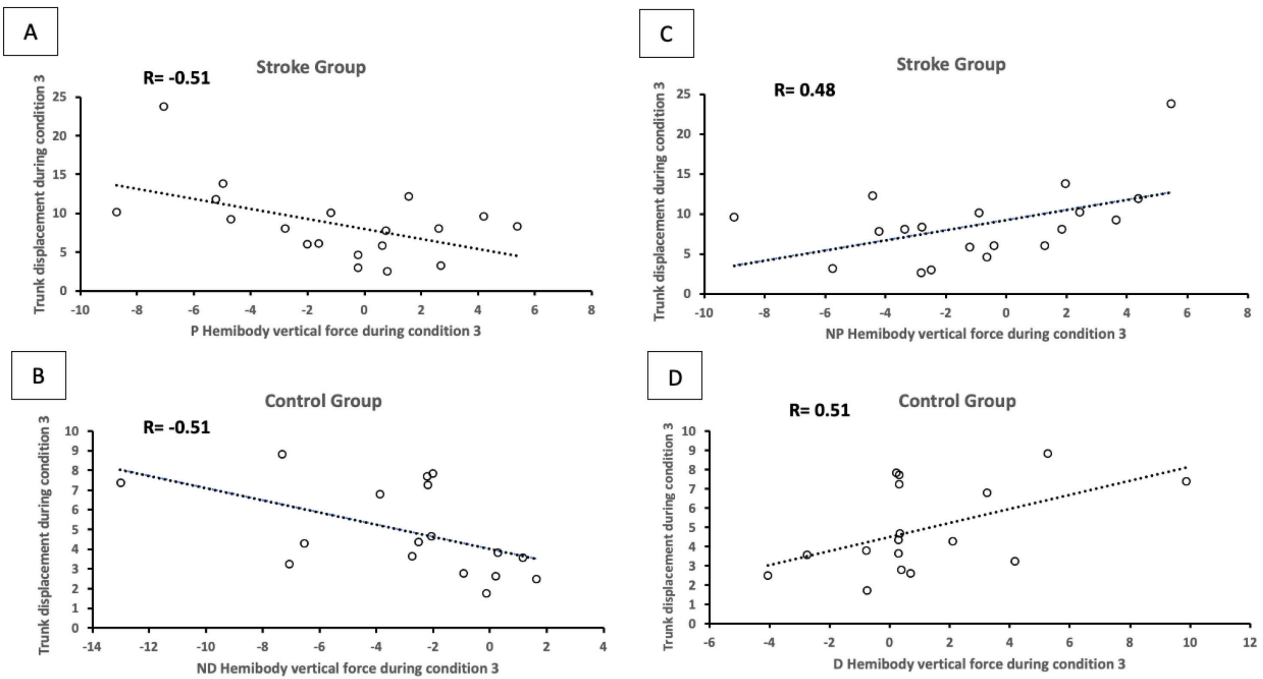


Figure 20. Scatterplots for correlations between trunk displacement and hemibody vertical forces for stroke and control groups during the asymmetric 30% MF for P (paretic) or ND (non-dominant) hand and 15% MF for NP (non-paretic) or D (dominant) condition (condition 3). A-C: Correlations between vertical forces for NP and P hemibody vertical forces and trunk displacements for the stroke group. B-D: Correlations between vertical forces of D and ND hemibody and trunk displacement for control participants.

Tableau 6. Individuals characteristics and clinical data for stroke group and control group.

Stroke group (N=19)							Control group (N=17)				
Participants	Stroke Side/ Location	Age (yrs)	Handedness laterality	Weight (kg)	Height (m)	Physical Impairment CMSA Arm/Hand	Participants	Age (yrs)	Handedness laterality	Weight (kg)	Height (m)
S11-F	HR/N.A	90	L	71.5	1.76	7/5	S21-F	53	R	54	1.52
S12-M	HR/N.A	71	R	72	1.62	7/7	S22-F	28	R	83	1.83
S13-M	HR/N.A	74	R	91	1.74	7/7	S23-M	55	R	59.5	1.75
S14-F	HR/Thalamic	76	R	75	1.6	5/5	S24-F	58	R	64.8	1.64
S15-M	HL/N.A	69	R	69	1.62	7/7	S25-M	79	R	67.5	1.62
S16-F	HR/ACA	51	R	75	1.52	7/6	S26-F	75	R	53	1.52
S17-M	HR/MCA	62	R	93.5	1.72	4/3	S27-F	53	L	88	1.72
S18-F	HL/MCA	58	R	60	1.65	6/7	S28-F	48	R	101	1.72
S19-M	HL/MCA	37	L	62.5	1.72	6/4	S29-F	42	R	68	1.55
S110-F	HL/MCA	62	R	95.7	1.87	7/5	S210-M	58	L	82.95	1.73
S111-F	HR/MCA	42	R	75.3	1.48	5/6	S211-M	61	R	100	1.82
S112-F	HR/MCA	30	L	64.5	1.62	5/4	S212-M	55	R	89.5	1.71
S113-F	HR/MCA	66	R	82	1.64	7/5	S213-M	50	L	80.5	1.7
S114-M	HR/PCA	67	R	73.5	1.62	5/4	S214-F	64	R	72	1.61
S115-M	HR/MCA	55	R	95.5	1.59	6/3	S215-F	64	R	74	1.71
S116-M	HL/N.A	61	L	103	1.83	2/2	S216-F	24	R	55	1.63
S117-F	HR/N.A	66	R	64.3	1.61	7/7	S217-M	41	R	73.5	1.75
S118-F	HL/MCA	59	R	80.2	1.57	7/3	-	-	-	-	-
S119-M	HR/MCA	75	R	84.3	1.75	4/4	-	-	-	-	-
Mean (SD) Median(Q1-Q3) Percentage (%) *		61.6(14.4)	79%	78.3(12.6)	1.6(0.1)	6 (5-7)/5(4-7)		53.4(14.3)	76%	74.5(15.0)	1.7(0.1)

N.A: not available; HR: Right hemispheric lesion; HL: Left hemispheric lesion; F: female, M: male, MCA: middle cerebral artery; PCA: Posterior cerebral artery; ACA: Anterior cerebral artery; CMSA: McMaster Stroke Assessment; L: Left hand; R: Right hand.

Chapitre 6 : Étude 2

Titre : Effet de protocoles d'entraînement bilatéral basés sur l'augmentation de l'erreur sur la récupération fonctionnelle du MS parétique chez les personnes après un AVC.

Ce chapitre présente les éléments de l'étude 2 (étude pilote) qui en cours de collectes de données a dû être interrompue en raison du confinement obligé par le COVID-19. Cette section présente le rationnel, les objectifs, la méthodologie, l'avancement du projet et quelques résultats préliminaires qui suggèrent que le projet s'annonçait être faisable et bien toléré par les participants.

6.1 Rationnel

Après la réadaptation, les personnes après un AVC présentent un déficit persistant de coordination bilatérale des MS ce qui affecte la performance de leurs activités quotidiennes. Récemment, l'entraînement basé sur le concept d'AE, qui impose une perturbation, a démontré une réduction des asymétries des membres inférieurs (Betschart et al., 2018; Lauziere et al., 2014; Lewek et al., 2018; Reisman, McLean, et al., 2010) et une amélioration de la performance du MS parétique (Abdollahi et al., 2014; Patton et al., 2006) chez les personnes après un AVC. Cette approche permet d'utiliser de nouvelles stratégies motrices pour corriger le mouvement du membre atteint par l'introduction de perturbations ou d'erreurs. Cependant, les études récentes documentent souvent l'effet de l'entraînement par AE sur le membre parétique seulement. Étant donné que la majorité des activités quotidiennes nécessitent une coordination bilatérale des membres supérieurs, il est important d'entraîner les deux membres et d'évaluer cet effet sur la coordination bilatérale.

L'appareil (exerciceur double) développé au laboratoire permet d'évaluer et de rééduquer les MS en utilisant un seul bras, les deux bras en mouvements synchrones ou asynchrones et ceci en imposant différentes résistances, amplitudes et vitesses d'exécution. Un protocole d'AE peut être utilisé et les effets de l'entraînement sont mesurés par des tests cliniques et des mesures neuro-biomécaniques (EMG, analyse 3D du mouvement). Tel que mentionné dans la revue de Kantak et al. (2017), étant donné que les AVQ nécessitent généralement une coopération des deux MS qui se coordonnent pour réaliser une action (Latimer et al., 2010), des protocoles d'entraînement bilatéral des MS en force et en coordination devraient être ajoutés à la réadaptation du MS parétique chez les personnes post-AVC.

La question principale posée dans l'étude 2 était : *Quel est l'effet des protocoles d'entraînement bilatéral basés sur le concept d'AE sur la récupération fonctionnelle du MS parétique chez les personnes après un AVC?*

L'objectif général était de déterminer si des protocoles d'entraînement bilatéral adaptés aux déficiences spécifiques des individus avaient des effets bénéfiques sur la récupération fonctionnelle du MS chez les personnes après un AVC en phase subaiguë ou chronique. Il était aussi planifié de documenter l'évolution des forces aux mains, aux pieds et aux cuisses (siège) au cours des six sessions d'entraînement.

L'hypothèse principale stipulait qu'après un entraînement de six sessions, la taille de l'effet sur la récupération fonctionnelle évaluée par le CAHAI serait supérieure à 0,2 (Thalheimer & Cook, 2002) et le changement serait supérieur au changement minimal détectable rapporté à 6,3 points (Barreca, Stratford, et al., 2005). Pour l'objectif secondaire, les forces aux mains, aux pieds et aux cuisses devaient augmenter au cours de l'entraînement et la différence entre les côtés devaient diminuer. L'approbation du comité éthique de la recherche du CRIR a été obtenue le 10 juillet 2019 sous le numéro CRIR-1380-1218. Il est joint en Annexe 4.

6.2 Devis de recherche

Cette deuxième étude planifiait l'utilisation d'un devis longitudinal avec mesures répétées. Les participants devaient être évalués à deux reprises avant l'entraînement puis immédiatement après et un mois après la fin de l'entraînement. Les deux évaluations pré-entraînement visaient à vérifier la stabilité des mesures et les évaluations post-entraînement voulaient objectiver les effets immédiats et à court terme de l'entraînement. Ce devis avait été choisi étant donné la nature exploratoire de l'étude. Les interventions reçues en parallèle devaient être documentées pour la période d'évaluation selon l'approche publiée dans Richards et al. (2018) et les données recueillies dans trois unités de réadaptation pour AVC incluant les patients de l'IURDPM auraient été utilisées pour comparer les données de changement de nos participants à des standards de référence (Richards et al., 2018).

6.3 Participants

Des personnes post-AVC en phase subaiguë et chronique étaient visées. Les critères d'inclusion étaient : 1) avoir eu un AVC depuis au moins trois semaines, 2) être âgé de plus de 18 ans, 3) avoir un niveau moteur minimal évalué à 2 pour le bras sur l'échelle CMSA, 4) avoir une spasticité au

bras et à la main inférieure à 2 sur le Modified Ashworth Scale (Bohannon et Smith, 1987), 5) être capable de comprendre les consignes simples, 6) tolérer 90 min d'évaluation et d'exercice physique avec repos, 7) pouvoir se déplacer au laboratoire. Les critères d'exclusion étaient établis afin de ne pas influencer les variables dépendantes. Les participants ayant d'autres maladies ou troubles affectant la motricité y compris une atteinte cérébelleuse ou sous-corticale, une anesthésie au niveau de la main, une hémiparésie sévère et la présence d'une douleur >3/10 sur l'échelle visuelle analogue au niveau du MS empêchant les mouvements, étaient exclus. Une trentaine de participants étaient prévus être inclus dans cette étude, 10 participants par groupe, répartis sur trois groupes distincts d'entraînement (voir intervention); un groupe incoordonné, un groupe avec faiblesse importante et un groupe avec une faiblesse modérée au MS atteint. Pour cette thèse, les données de 1 à 2 sujets dans chacun des groupes (tableau 9) devaient être présentées et discutées.

6.4 Intervention

Protocole d'entraînement

Les participants devaient prendre part à six séances d'entraînement qui étaient prévues sur deux ou trois semaines au laboratoire pathokinésiologie. En se basant sur leur profil de déficiences motrices évalué par un physiothérapeute, les participants devaient être assignés à un type d'entraînement parmi trois :

- (1) entraînement en force musculaire – groupe faible
- (2) entraînement en force musculaire – groupe fort
- (3) entraînement de la coordination/précision pour les participants avec une bonne récupération.

Le groupe d'appartenance des participants se basait sur deux critères : 1) leur score au CMSA (Gowland et al., 1993) et sur la force de préhension. Pour le groupe faible, les participants devaient avoir un score inférieur à 3 sur les sous-échelles bras ou main et un ratio (parétique / non-parétique) de force de préhension inférieur à 30%. Pour le groupe fort, le score était de 3, 4, 5 avec un ratio de 30% à 70% et pour le groupe précision/coordination, les participants devaient obtenir un score supérieur à 5 sur cette échelle et un ratio de force de préhension supérieur à 70%.

Les protocoles d'entraînement pour chacun des trois groupes sont décrits dans les figures ci-bas.

Chacune des six séances d'entraînement était composée de trois tâches de six minutes chacune pour un total d'environ 30 minutes d'entraînement par séance, incluant l'installation et les

explications aux participants. Les 3 types d'entraînement sont composés de 3 tâches (poussée bilatérale, tirée bilatérale, poussée-tirée bilatérale). L'ordre d'exécution de ces 3 tâches est randomisé entre les participants et entre les séances afin de réduire le biais de fatigue lors des analyses statistiques.

Chaque tâche est effectuée en 3 phases distinctes : la phase de référence d'une minute de mouvements symétriques (sauf pour le groupe faible, le mouvement est à 15% de la FM par le membre non-parétique et un mouvement passif par le membre parétique), d'une phase de perturbation de 6 minutes et enfin une phase de post-perturbation de 2 minutes similaire à la phase de référence. Le niveau d'effort requis ou la vitesse requise durant l'entraînement augmente chaque 2 séances dans la phase de perturbation afin d'optimiser l'apprentissage moteur selon la théorie du point de défi (Guadagnoli & Lee, 2004).

Lors de l'entraînement en force musculaire du groupe faible, l'effort requis durant la période de perturbation est de 15% de la FM par le membre non-parétique et un mouvement passif par le membre parétique qui sera attaché à un support de maintien de la main. Ensuite, la résistance du côté non-parétique augmente de 5% pour la même période, chaque 2 séances (Figure 21).

Lors de l'entraînement en force musculaire du groupe fort, l'effort requis durant la période de perturbation est de 30% par le membre non-parétique et de 15% de la FM par le membre parétique. Cet effort augmente de 10% pour le membre non-parétique et de 5% pour le membre parétique chaque 2 séances (Figure 22). L'effort requis durant la phase de référence et de post-adaptation est de 15% de la FM d'une façon symétrique pour les 2 MS pour toutes les séances (Figure 22).

Lors de l'entraînement en coordination du groupe précision/coordination, la vitesse requise durant la période de perturbation est de 0,30 m/s par le membre non-parétique et de 0,15 m/s pour le membre parétique. Cet effort augmente de 1 m/s pour le membre non-parétique et de 0,5 m/s pour le membre parétique chaque 2 séances (Figure 23). L'effort requis durant la phase de référence et de post-adaptation est de 0,15 m/s d'une façon symétrique pour les 2 MS pour toutes les séances (Figure 23).

TÂCHES	EFFORT	SÉANCES 3 et 4	SÉANCES 5 et 6	SÉANCES 7 et 8
Poussée bilatérale	15% /Passif	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min
	15% /P	6 min		
	20% /P		6 min	
	25% /P			6 min
Tirée bilatérale	15% /P	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min
	15% /P	6 min		
	20% /P		6 min	
	25% /P			6 min
Poussée-tirée asymétrique	15% /P	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min
	15% /P	6 min		
	20% /P		6 min	
	25% /P			6 min
Total temps d'entraînement		27 min	27 min	27 min

Figure 21. Tâches, niveaux d'effort et durée de l'entraînement de six séances (Gr. Faible)

TÂCHES	EFFORT	SÉANCES 3 et 4	SÉANCES 5 et 6	SÉANCES 7 et 8
Poussée bilatérale	15% /15%	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min
	15% /30%	6 min		
	20% /40%		6 min	
	25% /50%			6 min
Tirée Bilatérale	15% /15%	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min
	15% /30%	6 min		
	20% /40%		6 min	
	25% /50%			6 min
Poussée-tirée asymétrique	15% /15%	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min
	15% /30%	6 min		
	20% /40%		6 min	
	25% /50%			6 min
Total temps d'entraînement		27 min	27 min	27 min

Figure 22. Tâches, niveaux d'effort et durée de l'entraînement en force musculaire (Gr. fort)

TÂCHES	VITESSE (m/s)	SÉANCES 3 et 4	SÉANCES 5 et 6	SÉANCES 7 et 8
Poussée bilatérale	0,15/ 0,15	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min
	0,15/ 0,30	6 min		
	0,20/ 0,40		6 min	
	0,25/ 0,50			6 min
Tirée bilatérale	0,15/ 0,15	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min
	0,15/ 0,30	6 min		
	0,20/ 0,40		6 min	
	0,25/ 0,50			6 min
Poussée-tirée asymétrique	0,15/ 0,15	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min	Début : 1min /Fin : 2min
	0,15/ 0,30	6 min		
	0,20/ 0,40		6 min	
	0,25/ 0,50			6 min
Total temps d'entraînement		27 min	27 min	27 min

Figure 23. Tâches, niveaux de vitesse et durée de l'entraînement (Gr. coordination /précision)

6.5 Évaluation clinique

Le CAHAI devait être utilisé dans cette deuxième étude comme mesure clinique principale de la coordination bilatérale. Il évalue la capacité du MS parétique à réaliser des AVQ. Il renseigne sur l'utilisation de la main et du bras ainsi que sur la coordination entre les deux MS puisqu'il inclut des tâches comme couper un steak ou essorer une serviette avec les deux mains (Johnson et al., 2018). Le CAHAI-version 9 est une échelle de mesure de la fonction motrice des MS, composée de neuf exercices bimanuels fonctionnels sur un score total de 63. Il possède une bonne validité, fidélité et sensibilité aux changements, évalués chez les personnes après un AVC en phase chronique (Johnson et al., 2018). Le CAHAI est facile d'administration et l'évaluation prend environ 20 minutes.

La version française du questionnaire ABILHAND était retenue pour mesurer la coordination bilatérale des MS. Les items reflètent les habiletés requises pour effectuer les AVQ. Ce questionnaire semi-structuré est composé de 26 items, dont 24 items requièrent une coordination bilatérale des membres supérieurs, évaluée sur une échelle de Likert de 0 à 2 (0 = impossible, 1 = Difficile, 2 = Facile). Le questionnaire ABILHAND présente de bonnes qualités psychométriques (validité et fidélité) chez les personnes post-AVC en phase chronique (Penta et al., 2001; Simone et al., 2011).

6.6 Familiarisation avec l'exerciceur

Les évaluations cliniques ont été effectuées d'abord, ensuite le participant se familiarisait avec l'ED en pratiquant les divers modes (symétrique et asymétrique, poussée et tirée) avec divers niveaux d'efforts (et/ou de vitesse) et la rétroaction visuelle lui était expliquée. Puis, les mesures de forces et de distances étaient prises afin de préparer les paramètres pour l'évaluation avec l'appareil. Plusieurs tâches d'évaluation ont été effectuées durant la séance S1 et S2 (tableaux 7 et 8 ci-bas). Toutes les évaluations se sont déroulées dans le laboratoire pathokinésilogie à l'IRGLM. Les séances de collecte des données servant à vérifier la stabilité des données biomécaniques pour chaque participant étaient réalisées dans un intervalle de cinq jours. Ces tâches pouvaient varier en fonction des groupes. Elles devaient être réévaluées à la fin de l'entraînement et un mois après l'entraînement.

Tableau 7. Tâches bilatérales évaluées en laboratoire avec l'exerciseur double

Tâche	Mode	Position	Résistance	Vitesse	Nombre de réps# ou durée (groupe)
Poussée	statique	50% du mvt*	maximale	0 m/s	2 (3 groupes)
Tirée	statique	50% du mvt	maximale	0 m/s	2 (3 groupes)
Poussée	statique	25% du mvt	maximale	0 m/s	2 (fort et coordination)
Poussée	statique	75% du mvt	maximale	0 m/s	2 (fort et coordination)
Tirée	statique	25% du mvt	maximale	0 m/s	2 (fort et coordination)
Tirée	statique	75% du mvt	maximale	0 m/s	2 (fort et coordination)
Poussée	dynamique	ampli.** complète	maximale	0,2 m/s	2 (3 groupes)
Tirée	dynamique	ampli. complète	maximale	0,2 m/s	2 (3 groupes)
Bloc de tâches avec rétroaction visuelle					
Poussée	dynamique	ampli. complète	15% \$	0,2 m/s	1 min (3 groupes)
Poussée	dynamique	ampli. complète	30%	0,2 m/s	1 min (fort et coordination)
Tirée	dynamique	ampli. complète	15%	0,2 m/s	1 min (3 groupes)
Tirée	dynamique	ampli. complète	30%	0,2 m/s	1 min (fort et coordination)
Poussée/ Tirée asynchrone	dynamique	ampli. complète	15%	0,4 m/s	1 min (fort et coordination)

*mvt= mouvement; ** ampli=amplitude; #réps=répétitions; \$15% (ou 30%) de l'effort maximal ajustée en fonction de la force obtenue pour chacun des côtés lors de l'effort statique à 50% du mouvement.

Tableau 8. Résumé des activités lors des séances

Activités	Séances									
	Évaluations		Entraînement						Évaluations	
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Mesures de dépistage (inclusion/exclusion)	√									
Familiarisation avec l'exerciseur	√									
Mesures cliniques	√	√							√	√
Mesures biomécaniques et EMG avec exerciseur double		√	√	√	√	√	√	√	√	
			Cinétique (forces)							

6.7 Analyses statistiques

En plus des données descriptives pour les variables continues (moyenne et écart-type ou médiane et intervalle interquartile) et ordinales (fréquence et pourcentage), il était prévu de vérifier la normalité des distributions avec le test de Shapiro-Wilk et selon le résultat des tests paramétriques ou non-paramétriques auraient été utilisés. Les effets de l'entraînement (pré vs. post-évaluations) sur les variables dépendantes devaient être évalués avec des ANOVA avec mesures répétées (ou tests de t appariés) ou des tests de Kruskal-Wallis (ou tests de Wilcoxon paired signed-rank) avec SPSS 25.0 (SPSS Inc.). La taille de l'effet aurait été calculée avec Hedges's *g* (Lakens, 2013), qui est une valeur de Cohen's *d* corrigée pour la taille de l'échantillon. Les analyses post-hoc si requises devaient être corrigées lorsque nécessaires pour le nombre de comparaisons. La corrélation entre les différentes variables étant vérifiée par le test de Spearman. Le niveau de signification était fixé à $p \leq 0.05$.

6.8 Résultats et discussion

Recrutement et circonstances

Le recrutement s'est déroulé entre février 2019 et mars 2020. Des rencontres avec les médecins et cliniciens du programme neuro AVC ont été effectuées au laboratoire pour leur présenter l'ED et son fonctionnement et discuter des entraînements proposés et des types de clients à rééduquer. Les participants référés par l'unité de neurologie ou par consultation des dossiers à l'étage

d'hospitalisation ont été contactés via les cliniciens pour connaître leur intérêt. Un membre de l'équipe de recherche a rencontré les personnes ayant accepté d'être contactées, et il leur a expliqué le projet avant de signer le formulaire de consentement (Annexe 5). La figure 24 détaille le processus de recrutement et de sélection des participants à l'étude 2.

La collecte des données de cette étude a été interrompue par les mesures sanitaires causées par la pandémie du COVID-19. L'Université de Montréal et le centre de recherche ont annoncé l'arrêt des activités de recherche à partir du 13 mars 2020.

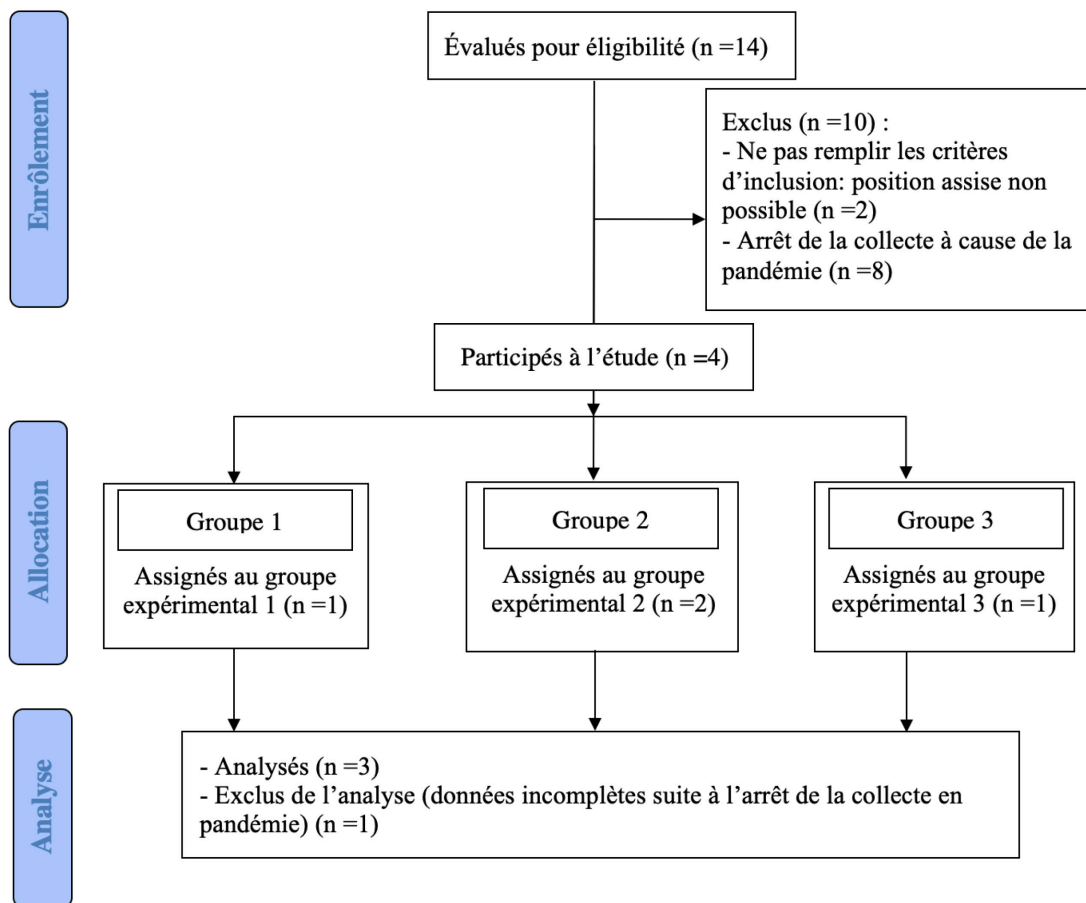


Figure 24. Diagramme de Flux de CONSORT modifié (l'étude 2)

Tableau 9. Résumé des données cliniques des quatre participants évalués et qui ont débuté l'entraînement

Participants		Stade	Age	CMAS (/7)	Préhension	BBT	TDN	ABILHAND	CAHAI
			(ans)	bras /main	P/NP (N)	P/NP	P/NP	/46	/63
S1-HD-H (gr.2)	Pré	chronique	59	3/4	7/35	10/66	6/24	14	52
	Post			3/4	12/46	9/66	8/40	18	49
S2-HG-F (gr.3)		subaigu	68	7/7	15/20	13/52	11/16	28	56
S3-HG-F (gr.2)		chronique	42	5/4	19/33	9/59	15/32	45	32
S4-HD-M (gr.1)		chronique	59	2/2	6/46	0/46	0/26	23	12

HD : Lésion hémisphère droit; HG : Lésion hémisphère gauche; H : Homme; F : Femme; N : Newton; P : parétique; NP : non-parétique; gr. : groupe d'entraînement 1) faible; 2) force; 3) coordination. BBT : Box and Block test; CMSA : Chedoke McMaster Stroke Assessment; TDN : Test doigt-nez.

Le tableau 10 présente le bilan des séances de collecte des données et d'entraînement effectuées auprès de quatre participants présentés au tableau précédent (tableau 9).

Tableau 10. Le bilan des séances de collecte des données

Participants	Évaluation-Pré		Séances d'entraînement						Évaluation-Post	
	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	#10
S1-HD-H (gr.2)	√	√	√	√	√	√	√	√	√	Annulée
S2-HG-F (gr.3)	√	√	√	√	√	√	√	Annulée	—	→
S3-HG-F (gr.2)	√	√	√	√	Annulée	—	—	—	—	→
S4-HD-M (gr.1)	√	√	√	√	√	Annulée	—	—	—	→

HD : Lésion hémisphère droit; HG : Lésion hémisphère gauche; H : Homme; F : Femme; gr. : groupe d'entraînement 1) faible; 2) force; 3) coordination.

Ce devis aurait permis de documenter l'effet immédiat et à court terme ainsi que son évolution au cours des six séances d'entraînement, du protocole de perturbation sur la coordination bilatérale des MS et ce, selon trois niveaux de déficits moteurs distincts. Il était prévu de documenter l'évolution des forces à trois endroits : aux poignées, au siège et au sol. À titre d'exemple, les résultats de la première séance d'évaluation pour les forces antéro-postérieures (A-P; + vers l'avant) et verticales (V; + vers le haut) à ces endroits sont présentées pour trois participants du tableau 9. Les données correspondent aux forces obtenues lors de poussées (Figure 25) et de tirées

(Figure 26) dynamiques maximales dans le mode isocinétique (vitesse constante $\sim 0.2\text{m/s}$) de l'exerciseur. Les lignes pleines noires et bleues représentent les forces A-P pour le côté non-parétique et parétique, respectivement. Les lignes pointillées illustrent le profil des forces verticales. Les données de force associées aux poussées et tirées illustrent bien les différences entre les participants ayant différents niveaux de sévérité. Le participant S4, le plus atteint, présente de faibles valeurs de poussée et tirée du côté parétique avec une asymétrie importante entre les côtés aux poignées, siège et sol. Pour la poussée, l'atteinte du membre parétique influence la force de poussée du côté non-parétique chez ce participant puisque les valeurs sont aussi très faibles. Les forces verticales aux poignées sont de sens inverse pour les deux côtés. Ce participant montre aussi une importante différence de mise en charge dans les deux tâches, davantage au siège pour la poussée et plus importante aux pieds (sol) au début de la tirée. Ces données chez ce participant plus sévèrement atteint supportent la nécessité d'élargir les études à des personnes ayant de plus grands déficits post-AVC pour optimiser notre compréhension de la coordination et de l'organisation posturale.

Les forces produites par les participants des groupes 3 (S2) et 2 (S3) démontrent des profils plus semblables à l'exception que visuellement la participante S3 semble un peu plus asymétrique. Deux éléments ressortent des leurs profils de force : 1) la stabilité antéro-postérieure n'est pas réalisée de la même façon lors de la poussée et de la tirée. Dans la première tâche, les forces produites aux poignées sont surtout équilibrées par les forces au siège alors que lors de la tirée, les forces sont équilibrées en partage par les forces exercées sur le sol et le siège. 2) la production de forces maximales dynamiques semble créer plus d'asymétrie tel que stipulé dans l'article 3. Ces données supportent que l'analyse de l'évolution des forces au cours des séances aurait apporté des informations pertinentes pour documenter l'évolution des stratégies posturales au cours de l'entraînement.

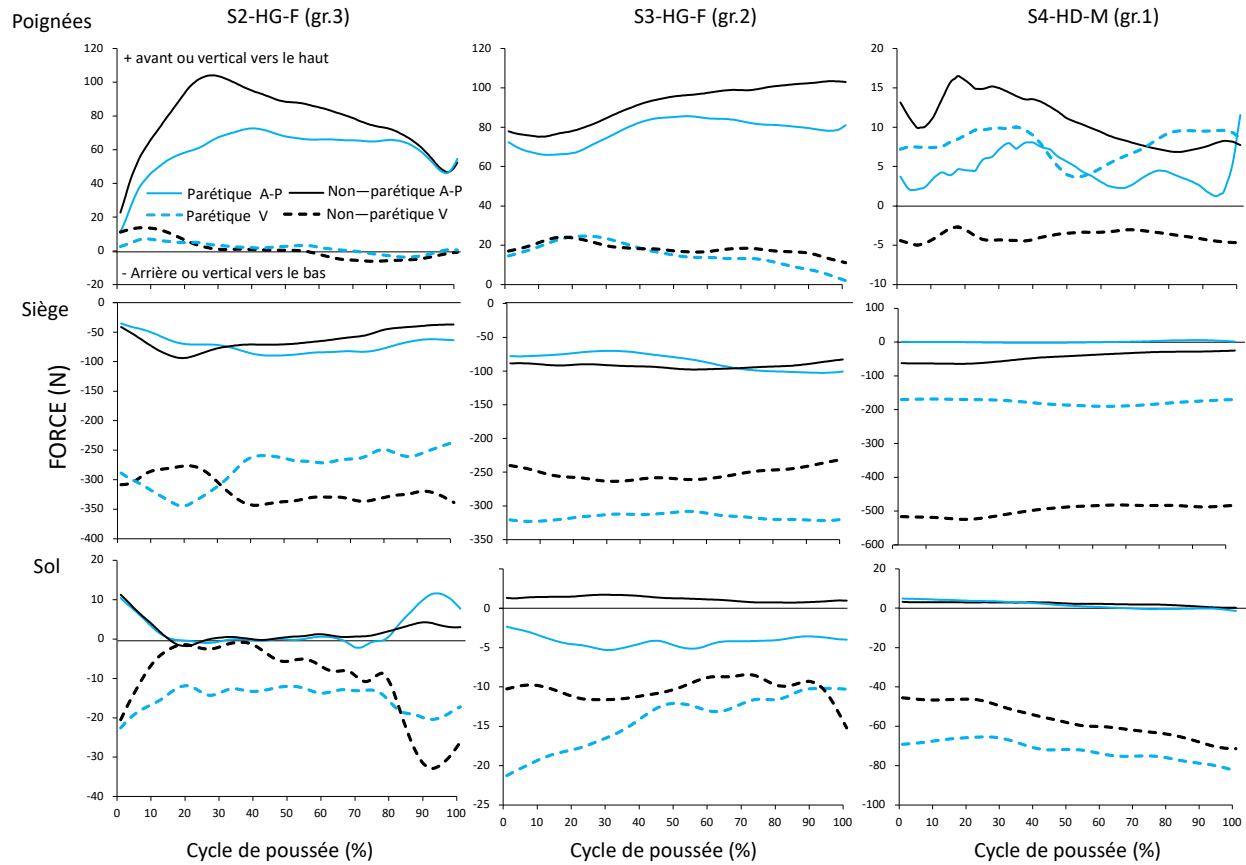


Figure 25. Profils de force aux poignées au siège et au sol, produites par les mains, les cuisses et les pieds, durant un mouvement des poussées bilatérales résistantes à 15% de la FM. Les lignes pleines noires et bleues représentent les forces antéropostérieures pour le côté non-parétique et parétique, respectivement. Les lignes pointillées illustrent le profil des forces verticales pour le côté non-parétique et parétique. Le cycle commence à 0% et s'achève à 100% (axe des X) du mouvement du côté parétique. Les valeurs du côté opposé sont présentées relatives à ce cycle.

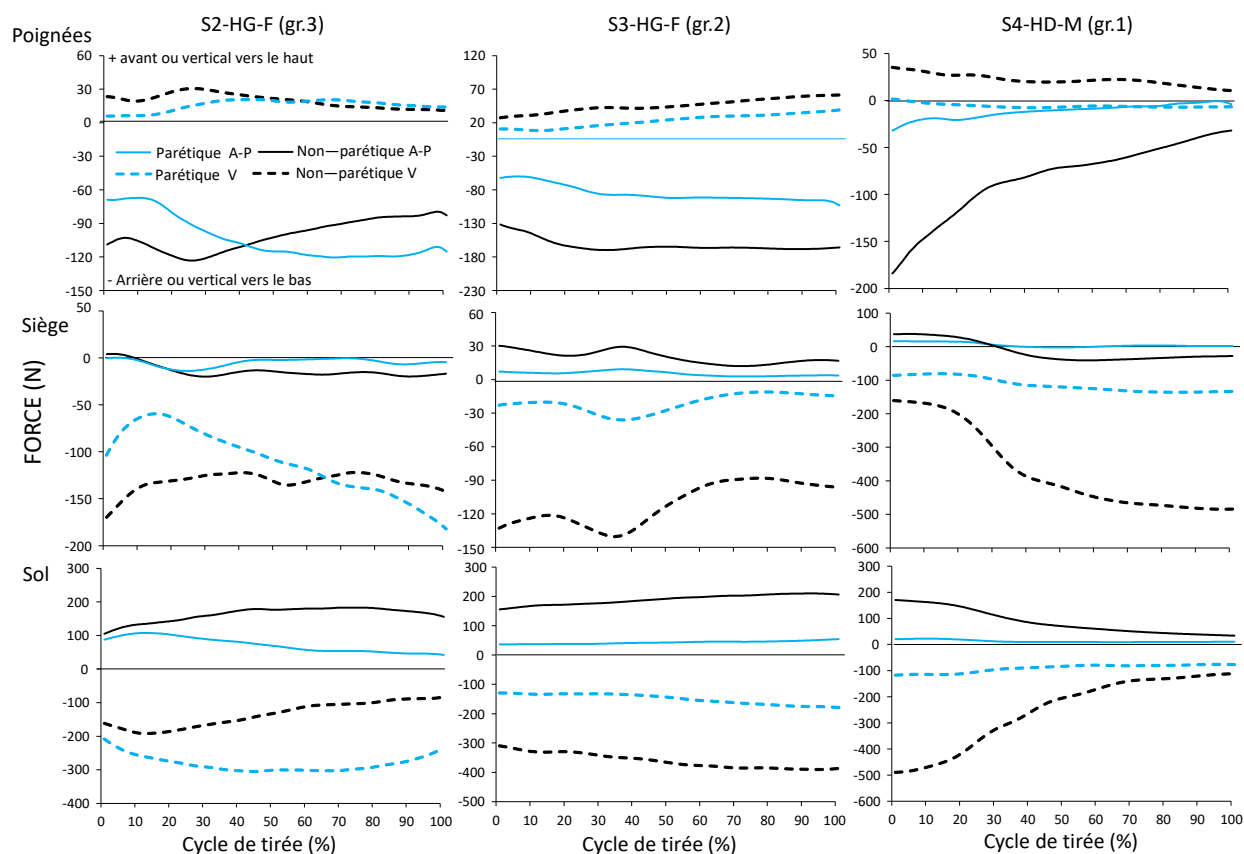


Figure 26. Profils des forces produites aux poignées, siège et sol durant un mouvement des tirées bilatérales résistantes à 15% de la FM. Les lignes pleines noires et bleues représentent les forces antéropostérieures pour le côté non-parétique et parétique, respectivement. Les lignes pointillées illustrent le profil des forces verticales pour le côté non-parétique et parétique. Le cycle commence à 0% du cycle et s'achève à 100% (axe des X) du mouvement du côté parétique. Les valeurs du côté opposé sont présentées relatives à ce cycle.

Le déroulement de la collecte durant les séances d'évaluation et d'entraînement a mis en évidence la faisabilité de l'étude proposée par ce protocole de recherche. Les participants des trois groupes n'ont présenté que peu ou pas de douleur au MS parétique à la fin de chaque séance. La perception de l'effort généré durant la séance d'entraînement était jugée acceptable (cote « un peu dur » à l'échelle de Borg). Tous les participants ont montré une haute motivation et un enthousiasme pour poursuivre toutes les séances d'entraînement sans aucun effet indésirable.

Malgré les limites associées au COVID-19, l'étude a tout de même aussi confirmé l'intérêt du milieu clinique envers cet entraînement novateur. Le recrutement des participants s'est effectué

grâce à la collaboration entre notre équipe de recherche et les cliniciens de l'IURDPM qui nous ont référé leurs clients et qui se sont montrés très intéressés à ce qu'on leur présente les résultats des changements de ceux-ci. À cet effet, il est envisagé de développer un rapport individualisé et vulgarisé qui informera le clinicien traitant des déficits et des effets des entraînements sur la coordination bilatérale et l'organisation posturale des participants. Ainsi, tous s'accordent pour dire que cette étude devrait être poursuivie lorsque le contexte le permettra afin d'appuyer un essai clinique ou de futures recherches visant l'entraînement bilatéral aux MS avec un protocole de perturbation.

Chapitre 7: Discussion

Ce chapitre débute par un rappel des objectifs de la thèse, une courte synthèse des résultats importants rapportés dans les trois articles, ensuite la représentativité de l'échantillon et les facteurs qui affectent les résultats des études sont présentés. Ce chapitre se clôture par les limites de l'étude, les perspectives cliniques et les futures avenues de recherche.

7.1 Objectif de la thèse

Bien qu'il soit reconnu que les déficits de la coordination bilatérale des MS après l'AVC influencent la réalisation des activités fonctionnelles, les données permettant de comprendre ces déficits et leurs impacts précis sont peu nombreuses et souvent incomplètes. Afin de combler cette lacune et d'augmenter les connaissances dans ce domaine, cette thèse avait pour objectif général de quantifier les déficits de la coordination bilatérale et l'organisation posturale lors des poussées symétriques et asymétriques des MS à différents niveaux d'effort chez des personnes post-AVC et chez des personnes en santé.

Les travaux et les analyses présentés ont permis de quantifier la coordination bilatérale lors de poussées à différents niveaux d'efforts symétriques, de perturbations des poussées par l'introduction imprévue d'une asymétrie de force changeant la résistance imposée à un MS par rapport à l'autre et d'analyser l'organisation posturale adoptée durant les mouvements de poussées effectuées avec des efforts symétriques et asymétriques. Les résultats ont permis de comparer les personnes après un AVC à des personnes en santé et sont présentés dans trois articles.

Le premier article présente les déficits de coordination bilatérale lors des poussées symétriques à deux niveaux d'effort (15% et à 30% de la FM) et ce à deux périodes du cycle de poussée (0-50% et de 0-100%). Le deuxième article présente les effets d'une perturbation (basée sur le concept d'AE) imposant une asymétrie de force sur la coordination temporo-spatiale bilatérale des MS ainsi que l'association entre le niveau des déficits moteurs et la coordination bilatérale des MS des personnes après un AVC. Le troisième article aborde l'organisation posturale durant les mouvements bilatéraux de poussées symétriques à deux niveaux d'effort (15% et à 30% de la FM) et lors de deux conditions de mouvement asymétriques des MS (30% de la FM d'un membre à droite et 15% de la FM à gauche puis la condition inverse).

Les résultats des articles sont discutés séparément dans la section « discussion » de chacun des articles. Dans le présent chapitre, une synthèse des résultats et des éléments additionnels en lien avec les résultats de ces articles et de la deuxième étude sur l'effet de l'entraînement sont abordés. Les parties suivantes présentent d'abord un résumé des résultats des trois articles, les éléments discutés en lien avec les résultats intégrés ainsi que les limites de l'étude, les perspectives cliniques et les futures avenues de recherche.

7.2 Synthèse des résultats principaux

Les résultats ont montré que les personnes post-AVC ont globalement une bonne coordination temporelle et spatiale entre les deux MS lors des mouvements de poussées symétriques bilatérales lorsqu'elles sont comparées à des personnes en santé. Elles présentaient des profils de force, de vitesse et de position semblables entre les deux côtés et ressemblants à ceux des personnes en santé. L'augmentation symétrique du niveau d'effort de 15% et à 30% FM a engendré une prolongation de la durée de la poussée et une réduction de corrélation des profils de vitesse entre les MS. Une asymétrie des forces maximales de poussée en statique ainsi que durant les poussées à 15% et à 30% FM liée à une réduction de la force du membre parétique par rapport au membre non-parétique a été observée. Les profils des paramètres de force et de vitesse aux MS ont montré une moindre coordination bilatérale à la fin de la poussée (de 75% à 100% du cycle par rapport au reste du cycle).

À la suite de la perturbation induite par l'introduction d'une asymétrie d'effort, un processus d'adaptation motrice a été observé par un délai d'initiation des poussées entre les MS chez les personnes post-AVC. La coordination temporo-spatiale évaluée par les profils de vélocité a été maintenue durant toutes les phases de poussées chez les personnes post-AVC comme les personnes en santé, sans changement noté en post-perturbation par rapport à la phase de référence. En ce qui a trait aux mesures cliniques, les déficits de dextérité manuelle, mesurés par le score de BBT, sont corrélés à la coordination bilatérale temporo-spatiale des MS (mesurée par le coefficient de corrélation des profils de vitesse). Les personnes plus atteintes (scores bas au BBT) présentent donc un coefficient de corrélation de vitesse plus bas que les personnes moins atteintes.

Lors des conditions décrites ci-haut (symétriques, asymétrique à des efforts différents), les personnes post-AVC ont adopté la même organisation posturale que les personnes en santé en termes de distribution du poids entre les surfaces d'appui (cuisses et pieds) durant la poussée. Chez

ces deux groupes, le déplacement antérieur des MS lors des poussées s'accompagne d'un transfert du poids du corps des cuisses vers les pieds et les mains, en parallèle à un déplacement antérieur du tronc. Une décharge du poids du corps au niveau des pieds ainsi qu'une augmentation du poids au niveau des cuisses ont été observées lors de l'augmentation du niveau d'effort de 15% MF à 30% MF chez les deux groupes. Toutefois, la stratégie d'organisation posturale chez les personnes post-AVC présente certaines distinctions. Par exemple, une asymétrie de la répartition du poids du corps qui est distribué davantage vers la main et le pied parétique qu'au côté non-parétique. Cette asymétrie est plus importante lorsque la personne pousse à un niveau d'effort plus élevé avec le membre parétique par rapport au membre non-parétique ou lorsqu'elle pousse à 30% MF par rapport à 15% MF. Cette organisation posturale différente des personnes post-AVC a aussi été caractérisée par un déplacement antérieur augmenté du tronc lors des poussées symétriques et asymétriques par rapport aux personnes en santé. Toutefois, le déplacement du tronc n'était pas influencé par les conditions de poussées chez les deux groupes.

7.3 Représentativité des échantillons

Les personnes en santé incluses dans le groupe contrôle (témoins) présentaient une étendue d'âge de 24 à 79 ans (51.0 ± 14.9 ans; $N=20$) alors que l'étendue des âges des personnes du groupe post-AVC allaient de 30 à 90 ans (61.6 ± 14.4 ans, $N=19$). Cette différence de moyenne d'âge de 10 ans entre les deux groupes n'est pas susceptible d'affecter les résultats de coordination motrice observés dans notre étude. En effet, les personnes âgées (moyenne d'âge de 68 ans) manifestent un niveau de connectivité fonctionnelle plus élevé entre les aires cérébrales motrices lors des tâches de coordination bimanuelle par rapport aux personnes jeunes (moyenne d'âge de 26 ans) (Heitger et al., 2013). Cette différence neurophysiologique est conséquente aux changements liés au vieillissement et elle permet d'atteindre le même niveau de coordination bimanuelle que les jeunes (Heitger et al., 2013). Alors, le vieillissement ne semble pas affecter la coordination bilatérale selon la littérature, mais l'augmentation de la connectivité cérébrale après une lésion cérébrale peut affecter le contrôle moteur des MS (Buma et al., 2016).

En termes de latéralité hémisphérique, les études en neurophysiologie montrent que la coordination bilatérale des MS est contrôlée principalement par l'hémisphère droit (Kang & Cauraugh, 2018). Les personnes ayant eu un AVC au niveau de l'hémisphère gauche montrent une meilleure coordination bilatérale des forces des MS et ceci serait relié à une meilleure utilisation des stratégies d'ajustement des mouvements des mains à plusieurs niveaux de force (5%, 25% et 50%

de la FM) que les personnes ayant une atteinte au niveau de l'hémisphère droit (Kang & Cauraugh, 2018). Par ailleurs, il était établi que les personnes ayant une lésion de l'hémisphère droit présentent des déficits moteurs différents des personnes ayant une lésion de l'hémisphère gauche à la suite d'un AVC (Sainburg et al., 2016; Yadav et al., 2019). Par exemple, les personnes ayant une atteinte de l'hémisphère gauche montrent un retard du premier pic de vitesse et une perturbation du profil de vitesse lors des mouvements d'atteinte par rapport à leurs paires ayant une atteinte de l'hémisphère droit (Haaland et al., 2004). Alors la latéralité de la lésion des participants peut influencer les résultats de l'évaluation de la coordination bilatérale étant donné que celle-ci inclut des mesures de vitesse du mouvement dans la présente étude. De même, les déficits de la posture sont associés à la latéralité de l'hémisphère lésionnel (Perennou et al., 2008). Les personnes ayant eu un AVC au niveau de l'hémisphère droit présentent des déficits de contrôle postural plus importants que les personnes ayant une lésion de l'hémisphère gauche (Perennou et al., 2008). La taille de notre échantillon ne nous permet pas de confirmer si les déficits de coordination ou d'ajustement postural sont plus importants pour les personnes ayant une lésion de l'hémisphère droit. Cependant la majorité de notre échantillon post-AVC (68%) inclut des personnes ayant une lésion de l'hémisphère droit, alors les déficits de coordination et d'ajustement postural observés dans l'ensemble de nos participants pourraient potentiellement être liés à la latéralité de la lésion cérébrale.

D'une façon générale, on considère que le groupe de personnes post-AVC incluses dans l'étude, est représentatif de la population des personnes hémiparétiques en stade chronique ayant des déficits légers à modérés. En termes de latéralité, environ 70% des participants dans les deux groupes sont droitiers, ce qui est représentatif de la population générale (Perelle & Ehrman, 2005; Vuoksima et al., 2009). Toutefois, la latéralité de l'hémicorps atteint et la localisation de la lésion sont des facteurs importants dans l'évaluation de la coordination et de la posture. Il sera alors pertinent d'étudier les déficits de la coordination bilatérale et de la posture sur deux groupes stratifiés selon la latéralité de l'hémisphère atteint pour des conditions semblables à celles évaluées dans des études futures.

7.4 L'asymétrie de la force maximale des MS après l'AVC :

Il est connu que les personnes post-AVC présentent une asymétrie de force des MS lors des mouvements statiques et dynamiques (Bruyneel et al., 2021; Kang & Cauraugh, 2015b; Lodha, Coombes, et al., 2012). Bertrand (2004) présente dans ses travaux un modèle de l'asymétrie de

force entre les MS en lien avec la perception de la force lors des mouvements d'effort sous-maximaux. Ce modèle explique la différence d'asymétrie observée lorsque les forces sont mesurées en Newton par rapport à une asymétrie relative à la FM générée par le membre et exprimée en pourcentage de la FM (niveau d'effort). Lors d'un mouvement bilatéral de préhension symétrique, les personnes après un AVC présentent une asymétrie des forces absolues (en Newton) entre leurs MS (Bertrand, 2004). Par contre, cette asymétrie s'estompe si les mesures de force sont normalisées à la FM de chaque MS (Bertrand, 2004).

Ces évidences sur le pairage de l'effort ont guidé notre choix de demander d'exécuter des poussées en faisant varier les niveaux d'effort plutôt que les forces absolues. Ceci dans le but d'égaliser les efforts entre les MS des personnes post-AVC malgré l'asymétrie de force. Les forces requises durant les poussées symétriques et asymétriques ont donc été déterminées en fonction de la FM de chaque membre, soit un pourcentage de celle-ci, 15% ou 30% de la FM générée par chaque membre. Malgré l'égalisation des efforts entre les MS, les personnes post-AVC présentent une asymétrie des forces maximales et sous maximales (15% et 30% FM) des MS qui ne semble pas être liée à un déficit de perception de la force. Il faut noter que les participants post-AVC inclus dans notre étude ne présentaient pas une asymétrie prononcée entre les MS (en moyenne 20 N). Contrairement aux études semblables dans la littérature qui mentionnent une asymétrie de force entre les MS plus importante chez les personnes post-AVC par rapport à notre groupe. Par exemple la contribution du membre parétique et du membre non-parétique est respectivement de 30% et 70% à FM globale lors des tâches bimanuelles d'extension des doigts (Lodha, Coombes, et al., 2012), alors que nos participants montrent, en moyenne une contribution de 46% avec le membre parétique et 54% avec le membre non-parétique de la FM globale. Cette réduction de l'asymétrie de force entre les MS observée dans nos études peut être liée à plusieurs facteurs.

D'abord, la FM dans les présents travaux a été mesurée lors d'une tâche de poussée bilatérale en statique. Il est déjà connu que lors des mouvements bilatéraux, une certaine « coopération » est observée entre les MS. En comparaison à un mouvement unilatéral, une moindre force générée par le membre non-parétique associée à une augmentation de la force du membre parétique (de 11% environ) est observée lors d'une préhension bilatérale à FM (DeJong & Lang, 2012). Alors la mesure de la FM en poussée bilatérale pourrait expliquer la réduction de l'asymétrie entre les MS chez les personnes après un AVC. Une évaluation de la FM en mode unilatéral aurait permis de mettre en évidence la différence d'asymétrie entre les deux tâches, bilatérale et unilatérale, et

d'observer une asymétrie plus prononcée entre les MS. Cependant, une mesure de la FM en unilatéral est susceptible de produire des stratégies de compensation comme une exagération du déplacement du tronc pour compenser la faiblesse du membre parétique (Wu et al., 2013). Ces stratégies de compensation auraient dû être contrôlées pour que les mesures de la FM des MS soient valides et l'asymétrie mesurée réelle. Dans notre cas, puisque l'exercice était une poussée bilatérale, il semble que la mesure de la FM en poussée bilatérale était adéquate même si elle a pu sous-estimer l'asymétrie de force.

En plus, il est important de rappeler que les participants post-AVC dans la présente étude présentent des déficits moteurs légers à modérés. Le niveau de sévérité des déficits moteurs est associé à la symétrie de force entre les MS lors des mouvements bimanuels (Lodha, Patten, et al., 2012). Les personnes ayant des déficits moteurs légers présentent une meilleure symétrie de force entre les MS que les personnes ayant des déficits plus prononcés (Lodha, Patten, et al., 2012). Considérant que les participants devaient tenir les poignées de l'exerciseur, ce critère nous a empêchés de recruter des personnes plus sévèrement atteintes.

7.5 L'effet des différents niveaux d'effort

7.5.1 La coordination bilatérale des forces et la répartition du poids

Les études sur les synergies entre les MS après l'AVC montrent que le changement du niveau d'effort lors d'un mouvement bilatéral est l'un des paramètres qui affecte la régularité de la force et la coordination bimanuelle (Hu & Newell, 2011; Kang & Cauraugh, 2014b; Lodha, Coombes, et al., 2012). Kang & Cauraugh (2014b) ont montré que le niveau d'effort optimal pour observer une variabilité des forces entre les MS chez les personnes post-AVC se situait dans l'intervalle de 5% à 25% FM par rapport à la condition de 50% FM (Kang & Cauraugh, 2014a). Selon les auteurs, une force plus importante requise des MS (exemple à 50% FM) sollicite une stratégie compensatoire qui limite la mesure de la coordination bimanuelle (Kang & Cauraugh, 2014a). Alors notre choix de résistance à 30% de la FM et à 15% semble adéquat. De même ce choix de niveaux d'effort est également effectué pour minimaliser l'effet de fatigue sur la performance des MS durant la séance puisqu'il y avait plusieurs tâches et que certaines exigeaient d'exécuter des poussées pendant six minutes successives.

Selon les études récentes (Lodha, Coombes, et al., 2012; Lodha, Patten, et al., 2012), la coordination des forces entre les MS augmente chez les personnes en santé mais pas chez les

personnes post-AVC lorsque le niveau de force d'effort est plus élevé (de 5% FM à 50% FM). En concordance, les résultats de l'article 1 n'ont pas montré de différence au niveau de la coordination bilatérale des forces des MS à la suite de l'augmentation de l'effort de 15% à 30% FM. Cependant, lors du passage de l'effort vers 30% FM vs. 15% FM, la force verticale au niveau des pieds était asymétrique avec plus de charge supportée par le pied parétique. En plus, lors de l'augmentation de l'effort de 15% à 30% ou lors des conditions asymétriques, un transfert du poids des pieds aux cuisses a été observé chez les deux groupes. Pour le paramètre force, il est possible de conclure que l'augmentation du niveau d'effort montre des effets davantage observés au niveau de la répartition du poids que sur la coordination bilatérale des forces au MS.

7.5.2 La coordination bilatérale temporo-spatiale

L'augmentation du niveau d'effort a affecté l'ajustement temporel et temporo-spatial entre les MS des personnes après un AVC. Une augmentation de la durée du mouvement et une moindre corrélation entre les profils de vitesse ont été observées lorsque les participants post-AVC ont poussé à 30% de leur FM par rapport à la condition 15% de la FM (Article 1). Cependant, aucun effet du niveau d'effort n'a été observé pour l'ajustement spatial des MS durant les poussées. L'étude de Rose et Winstein (2013) montre que les personnes post-AVC présentent davantage des déficits d'ajustement spatial que temporel des MS lors des tâches bilatérales de préhension à travers des obstacles de différentes hauteurs. Toutefois, nos études montrent que l'ajustement temporel et temporo-spatial est davantage influencé par le changement du niveau d'effort alors que ce changement n'affecte pas l'ajustement spatial de façon isolée. De même, lors de l'augmentation du niveau d'effort d'un membre par rapport à l'autre durant la phase de perturbation, les personnes après un AVC ont montré un délai d'initiation du mouvement plus élevé entre les MS que les personnes en santé (Article 2). Ce déficit de coordination temporelle, délai d'initiation prolongé, pourrait être conséquent à un retard de planification et d'exécution du mouvement des MS parétique et non-parétique en lien avec les déficits cognitifs post-AVC (Fang et al., 2007). Ces déficits potentiels peuvent affecter la fluidité des mouvements et la coordination bilatérale lors de l'augmentation de l'effort des mouvements chez les personnes après un AVC.

Autres que les déficits conséquents à l'AVC et les facteurs intrinsèques en lien avec la personne en soi, d'autres facteurs peuvent influencer les présents résultats. La méthodologie de l'étude notamment les analyses utilisées telles que l'étude de la corrélation croisée sont à considérer.

7.5.3 Mesure de la coordination bilatérale par l'analyse de la corrélation croisée

La coordination bilatérale des MS durant les mouvements de poussée est évaluée par l'analyse de corrélation croisée. Le CCC a été calculé pour mesurer le degré de similitude des profils des MS. Le délai temporel (TL) permet de mesurer le décalage entre les signaux des MS. Le TL est obtenu en déplaçant le profil d'un membre dans le temps jusqu'à ce qu'il soit superposé avec le profil de l'autre membre. Le TL correspond donc au temps (exprimé en pourcentage du cycle) requis pour obtenir le CCC le plus élevé.

L'analyse de corrélation croisée dans cette étude a été effectuée sur la moyenne de 15 ± 3 essais de poussée de chaque participant. Cette moyenne permet d'éliminer certaines variations entre les cycles que l'on aurait pu observer si les CCC avaient été calculés sur chacun des essais et moyennés par la suite. Cet effet peut être lié aux résultats de corrélation relativement élevés observés dans le premier et le deuxième article ($CCC > 0,7$) par rapport aux valeurs rapportées dans la littérature ($0,3 < CCC < 0,5$) (Lodha, Coombes, et al., 2012). Le CCC demeure une mesure recommandée pour évaluer la coordination entre deux articulations intra-membres ou entre les MS (Tomita et al., 2017) et il présente de bonnes qualités psychométriques (Wagner et al., 2008). Plusieurs études ont utilisé le coefficient de corrélation comme une mesure principale de la coordination bilatérale entre les MS des personnes post-AVC (Kang & Cauraugh, 2014b; Lodha, Coombes, et al., 2012). Selon la littérature, un CCC élevé reflète une bonne coordination bilatérale (Lodha, Coombes, et al., 2012). Cependant, il est important d'associer la mesure du TL à la mesure du CCC pour interpréter et quantifier la coordination bilatérale. Un mouvement bilatéral coordonné se base non seulement sur la similarité des signaux entre les MS (mesuré par le CCC) mais aussi sur le délai temporel entre les signaux. Le TL semble être peu utilisé pour évaluer les mouvements bilatéraux selon la littérature actuelle. Une des raisons potentielles de sa sous-utilisation est l'absence de référence pour classer l'ampleur du décalage et interpréter son effet sur la coordination bilatérale, rend son analyse difficile et limite la comparaison entre les différents résultats des études. Il demeure toutefois, une mesure importante et nécessaire à inclure pour comprendre la composante temporelle et compléter la mesure de CCC pour évaluer la coordination bilatérale.

7.5.4 Déplacement du tronc et contrôle postural

Selon notre étude, les personnes après un AVC effectuent un déplacement antérieur excessif du tronc par rapport à des personnes en santé. Ce déplacement s'effectue en parallèle à la décharge du poids des cuisses vers les mains et les pieds durant la poussée indépendamment des niveaux de

l'effort de l'exercice. Il était établi qu'un déplacement important du tronc témoigne d'une stratégie de compensation communément utilisée lors des mouvements des MS chez les personnes après un AVC (Cirstea & Levin, 2000; Messier et al., 2006; Valdes et al., 2017). Certaines études montrent que le déplacement du tronc compense la faiblesse du membre parétique lorsqu'il est incapable d'atteindre l'entièreté de l'excursion du mouvement requis (Levin et al., 2002). Cette dernière hypothèse pourrait être applicable dans notre cas étant donné que la faiblesse du membre parétique a été confirmée par l'asymétrie de force des MS, alors le tronc a pu être sollicité davantage au niveau de l'hémicorps parétique pour compenser cette faiblesse ce qui aurait été caractérisé par des mouvements dans d'autres plans (par exp. plan transverse pour la rotation). Cependant, puisque la mesure de déplacement du tronc utilisée dans la présente étude quantifie le déplacement de l'axe central du tronc (projeté sur le tracé de l'épineuse C7 à T12) dans le plan sagittal, elle ne nous permet pas de confirmer cette hypothèse.

L'organisation posturale et l'étendue du déplacement du tronc dépendent des paramètres de l'exercice (force maximale vs. sous-maximale, statique vs. dynamique) et du niveau des déficits moteurs (Valdes et al., 2017). Les personnes ayant des déficits moteurs sévères présentent un déplacement du tronc plus exagéré que les personnes moins atteintes. Le déplacement du tronc permet d'augmenter l'excursion du mouvement et de réduire l'implication du coude et de l'épaule parétique (Murphy & Häger, 2015). Alors une bonne coordination entre le tronc avec l'épaule et le coude est nécessaire pour répondre à l'objectif du mouvement d'atteinte des MS (Archambault et al., 1999; Kaminski et al., 1995). Ainsi, selon les études de Kaminski (1995) et Archambault et al. (1999), le tronc ne joue pas uniquement un rôle de stabilisateur postural mais il est activement impliqué comme une partie intégrale du mouvement. Dans notre étude, le déplacement du tronc est mesuré à partir du début de poussée, soit la génération de la force des MS sur les poignées de l'exerciceur. Alors qu'il est possible selon les études, que le déplacement du tronc commence avant l'initiation du mouvement dans une stratégie anticipatoire et il termine après la fin du mouvement des MS (Kaminski et al., 1995; Ma & Feldman, 1995; Seidler & Stelmach, 2000). Notre mesure de déplacement du tronc pourrait donc sous-estimer l'amplitude de mouvement du tronc lors de l'anticipation des poussées. Toutefois nos résultats présentent la même ampleur du déplacement du tronc que ceux rapportés par d'autres études lors des mouvements des MS en position assise. Nos participants déplacent le tronc vers l'antérieur d'environ 6 degrés de 20% à 80% du cycle de la poussée. Ces résultats sont comparables aux participants post-AVC dans l'étude de Dean et al.

(1999) qui décrivent un déplacement de 6 à 10 degrés durant un mouvement d'atteinte unilatéral en position assise. Alors, l'absence d'évaluation du déplacement du tronc dans la phase anticipatoire ne semble pas avoir affectée la différence entre les groupes mais elle pourrait avoir sous-estimée l'excursion totale du tronc et cela possiblement chez les deux groupes.

Les mesures de répartition du poids du corps et du déplacement du tronc sont fréquemment rapportées et jugées pertinentes pour l'évaluation de l'organisation posturale chez les personnes post-AVC. D'autres mesures peuvent être incluses comme le déplacement du centre de masse (COM) et plus communément celui du centre de pression globale (COP) qui se réfère au point d'application de la force de réaction au sol entre les trois surfaces d'appui, soit les pieds, les cuisses et les mains (Paillard & Noe, 2015). La mesure de COP peut être associée à des mesures de l'EMG afin d'étudier l'activité musculaire du tronc et des MS durant le mouvement et suite à la perturbation (Paillard & Noe, 2015). Ces données ont été collectées dans notre première étude, alors la poursuite des analyses d'activité musculaire sera pertinente pour mieux comprendre la stratégie d'organisation posturale à l'échelle segmentaire (tronc-MS).

7.6 Limites de l'étude

Comme mentionné plus haut, les participants après un AVC présentaient des déficits sensorimoteurs légers à modérés ce qui peut avoir empêché d'observer des effets plus importants du protocole de la perturbation de la symétrie des poussées. Ce choix de niveau de sévérité a été basé sur la nature exploratoire de l'étude qui s'est effectuée pour la première fois avec l'exerciseur et le fait que les participants devaient être en mesure de tenir les poignées de l'exerciseur. Il est donc envisageable que des personnes présentant des déficits moteurs plus sévères aient pu présenter des effets d'adaptation plus prononcés au niveau de plusieurs paramètres.

Tenant compte de la complexité du concept de la coordination bilatérale, l'évaluation exploratoire utilisée dans la présente étude inclut des mesures temporelles, spatiales et de la force afin de quantifier la cinétique et la cinématique de chaque membre et de comparer ces paramètres entre les conditions et les groupes. Ces mesures sont suffisamment adéquates et justes pour déterminer une asymétrie ou un décalage entre les MS. Cependant, les déficits de la coordination bilatérale post-AVC peuvent être dissimulés par plusieurs stratégies, qui peuvent inclure les mouvements compensatoires par le déplacement excessif du tronc d'un côté par rapport à un autre ou une compensation intra-membre (épaule-coude) durant les poussées bilatérales. Une incoordination

intra-membre peut affecter la coordination bilatérale des MS. Tout comme la coordination bilatérale et l'organisation posturale, la coordination unilatérale et la coordination tronc-MS doivent être explorées pour quantifier d'éventuelles stratégies compensatoires.

Les logiciels d'extraction et de traitement des données utilisées dans cette étude ont été standardisés au sein du laboratoire de pathokinésiologie au CRIR. Néanmoins, les qualités psychométriques (la validité, la fidélité et sensibilité aux changements) de certaines variables cinématiques et cinétiques (comme le pic de la vitesse maximale, le délai temporel entre les profils) n'ont pas été déterminées chez les personnes post-AVC ni les participants en santé. Pour minimiser les effets de cette limite, la présente étude a inclus plusieurs mesures biomécaniques pour évaluer la coordination bilatérale des MS. Tenant compte de l'absence des moyens d'évaluation de la coordination bilatérale par des mesures cliniques, l'utilisation des mesures biomécaniques utilisées renforce la pertinence de travail d'investigation des mécanismes moteurs sous-jacents des déficits de performance motrice après l'AVC.

7.7 Perspectives cliniques

Bien que la nature exploratoire de la présente étude ne permette pas de fournir des directives cliniques appliquées à ce stade précoce de la recherche, les résultats démontrent l'importance de considérer la coordination bilatérale dans la réadaptation motrice post-AVC afin d'optimiser la récupération fonctionnelle des MS. La perturbation via l'asymétrie du niveau d'effort entre les deux MS semble être un outil d'investigation des mécanismes d'adaptation intéressant pour quantifier et améliorer la réadaptation de la coordination bilatérale après l'AVC. En plus, le contrôle postural est un prédicteur de la récupération fonctionnelle post-AVC (Duarte et al., 2002) et il affecte la coordination bilatérale des MS (Bruyneel et al., 2021). Alors, il est important de prendre en considération la composante posturale lors de la réadaptation de la coordination bilatérale des MS.

La réadaptation de la coordination bilatérale aurait avantage à être incluse dans les activités bilatérales fonctionnelles en mode symétrique et asymétrique à différents niveaux d'effort. En effet, l'évaluation biomécanique basée sur les données collectées à partir de l'exerciceur instrumenté (comme la durée du mouvement, l'excursion, etc.) et des plateformes de force au sol et au siège, permet de fournir des données sur la répartition du poids corporel sur chaque surface d'appui et de détecter une éventuelle asymétrie de mise en charge. En milieu clinique, la détermination de ces

stratégies pourrait permettre de cibler les faiblesses du client et de fixer les objectifs et un plan d'intervention en fonction de ses déficits.

En effet, une collaboration entre notre équipe de recherche et la clinique de réadaptation post-AVC de l'IRGLM a été prévue afin de fournir des rapports d'évaluation aux cliniciens à la suite d'une séance de pratique sur l'exerciseur dans notre laboratoire de recherche. Ce rapport est élaboré à partir des données enregistrées par l'exerciseur et il pourrait inclure des données de force, de durée, d'excursion de chaque MS et le ratio d'asymétrie entre les membres de leurs clients référés comme participants dans l'étude 2, sous forme de tableaux ou de schémas. Ce rapport permettrait non seulement de guider le clinicien pour guider son plan d'intervention mais aussi de suivre l'évolution de la performance de son client. Cette collaboration pourrait s'étendre hors du cadre du projet pour rendre l'exerciseur accessible aux cliniciens pour effectuer des évaluations biomécaniques simplifiées, faire le suivi ou même planifier des séances d'exercices dont les paramètres sont contrôlés et adaptés au niveau du déficit de leur client.

L'ensemble des données pouvant être recueillies avec l'exerciseur permettraient au thérapeute d'avoir une description objective et détaillée de l'organisation posturale de son client, d'assurer un suivi de l'évolution et de guider ainsi le protocole de réadaptation des personnes post-AVC. Ces mesures permettent de comprendre certaines limites fonctionnelles observées (comme une asymétrie de répartition du poids) chez les personnes après un AVC, ce que l'évaluation clinique seule ne permet pas. Alors ces mesures biomécaniques sont complémentaires aux mesures cliniques et elles permettent de perfectionner l'évaluation des déficits moteurs et posturaux du client (en termes d'asymétrie inter-membres, de précision et de fluidité par exemple).

7.8 Futures recherches

Maintes futures recherches peuvent découler de la présente étude. D'abord, l'utilisation de cet exerciseur unique développé au laboratoire servira à plusieurs évaluations de la performance bilatérale et unilatérale des MS, de la posture en différentes positions (assis ou debout, tronc stabilisé ou non). Différents mouvements (poussée ou tirée), à différents modes (statique, isotonique et isocinétique) et à des vitesses et forces ainsi que distances variées doivent être évalués pour compléter le tableau des déficits de la coordination bilatérale des MS et de comprendre les mécanismes facilitants l'amélioration de la performance motrice.

En plus, un protocole d'entraînement basé sur le concept de perturbation ou d'AE faisable selon l'étude 2 pourrait être pertinent pour améliorer la performance et la coordination bilatérale des MS. Les résultats de la recension des écrits sur son potentiel d'amélioration de la performance motrice et la fonction des MS, ainsi que nos expérimentations pilotes sur des participants ayant différents niveaux de déficits, suggèrent qu'il pourrait être une intervention novatrice à explorer. Un protocole d'entraînement adapté au niveau des déficits est présenté en détail dans cette thèse afin de transférer nos efforts d'équipe à une éventuelle prochaine recherche qui prendra la relève. Ce protocole permet d'inclure un large spectre des déficits moteurs des MS observés à la suite d'un AVC. La stratification selon le niveau des déficits moteurs des MS permettrait de personnaliser le plan d'intervention en fonction des déficits et de l'objectif thérapeutique visé afin d'optimiser la réadaptation post-AVC. La considération de tous niveaux de déficits permettrait non seulement d'évaluer les effets de l'entraînement selon la sévérité de l'atteinte mais également d'offrir une intervention aux personnes les plus déficitaires qui sont les moins fréquemment incluses dans l'évaluation des avenues thérapeutiques post-AVC.

L'analyse biomécanique rigoureuse et approfondie de la coordination bilatérale doit être poursuivie. Cette évaluation devrait inclure les mesures par EMG des muscles principaux impliqués dans le mouvement, une analyse biomécanique de l'implication de la main, une évaluation cinématique des articulations afin de déterminer les enjeux liés à la coordination intramembre. De même, l'évaluation de la coordination et de la posture doit inclure des tâches bilatérales de la vie quotidienne afin d'orienter le tableau clinique et les objectifs de la réadaptation vers une récupération fonctionnelle optimale.

Enfin, une exploration neurophysiologique des liens entre les effets de perturbation de la symétrie et des déficits de la coordination bilatérale des MS et du contrôle postural avec l'activité neuronale serait pertinente. Ces explorations permettraient de comprendre les liens de cause à effet des déficits de coordination et des mécanismes neuronaux sous-jacents observés après l'AVC. Certaines études neurophysiologiques ont déterminé les régions corticales responsables de la coordination bimanuelle (Buma et al., 2016; Heitger et al., 2013; Matsuda et al., 2009). Cependant, les effets des changements neurophysiologiques (par résonance magnétique transcrânienne ou par imagerie par résonance magnétique) à la suite de la perturbation des MS ou à la suite d'un entraînement ou approche qui vise améliorer la coordination, n'ont pas été abordés dans la

littérature. Il sera alors intéressant de documenter l'effet neurophysiologique observé à la suite des changements de la coordination bilatérale des MS chez les personnes post-AVC.

Chapitre 8 : Conclusion

Les travaux de cette thèse ont permis d'explorer les déficits de la coordination bilatérale des MS sous différentes conditions : efforts symétriques et asymétriques, effet de l'augmentation de l'effort, effet de la perturbation ainsi que la stratégie d'organisation posturale associée à ces conditions. À l'aide de l'exercice bilatéral instrumenté, l'évaluation biomécanique de la coordination bilatérale a été investiguée dans ses différentes composantes temporelles, spatiales et de force. Malgré l'aspect exploratoire, de l'étude, cette méthodologie de quantification des déficits de la performance motrice durant un mouvement bilatéral, permet d'offrir une stratégie d'évaluation de la coordination bilatérale des MS malgré la complexité de son concept.

Les personnes post-AVC avec des déficits moteurs légers à modérés présentent une bonne coordination bilatérale des MS lors des mouvements bilatéraux de poussée en symétrique et en asymétrique à différents niveaux d'effort. D'une façon générale, malgré la faiblesse du membre parétique, les deux MS arrivent à ajuster leur mouvement dans le temps et dans l'espace pour répondre à l'objectif de l'exercice qui est de maintenir la force requise, représentant un niveau d'effort donné, durant la poussée. La perturbation par l'asymétrie de l'effort a permis de démontrer une capacité d'adaptation chez les personnes post-AVC selon les mesures temporelles, mais sans amélioration notée sur la coordination bilatérale. Une investigation de l'organisation posturale a été effectuée afin de comprendre l'effet et les mécanismes sous-jacents à cette asymétrie de force entre les MS. Les personnes post-AVC présentent une répartition du poids du corps plus importante vers le pied et la main parétiques et une exagération du déplacement antérieur du tronc lors de l'augmentation du niveau d'effort d'un côté par rapport à l'autre ou bilatéralement. D'une façon générale, l'augmentation du niveau d'effort n'affecte pas la coordination bilatérale spatiale, mais elle réduit la coordination temporelle entre les MS notamment au niveau des profils de vitesse et elle modifie la stratégie d'organisation posturale avec une augmentation de la charge au niveau des cuisses.

De plus, ce travail inclut non seulement le volet évaluation, mais aussi un protocole d'entraînement personnalisé selon le niveau des déficits des personnes après AVC. Ce protocole est prêt à être enregistré et évalué sur un grand nombre des personnes et il présente un potentiel thérapeutique intéressant comme outil supplémentaire pour la prise en charge des déficits de la coordination et

de force après un AVC. Ces éléments sont parmi les facteurs qui ont conçu la pertinence et la significativité de ce travail dans le domaine de la recherche en réadaptation des personnes après un AVC.

Finalement, le contenu de la thèse et les résultats des articles apportent des contributions pertinentes et exclusives pour comprendre les déficits de coordination chez les personnes après un AVC et pour développer une stratégie thérapeutique appropriée. De futures recherches sont nécessaires afin d'explorer les mécanismes sous-jacents à ces déficits, particulièrement au niveau musculaire et neurophysiologique, ainsi que l'effet de l'entraînement personnalisé proposé sur l'amélioration de la coordination et la fonction bilatérale des MS afin de créer une nouvelle avenue thérapeutique intéressante pour les personnes après un AVC.

Références

- Abdollahi, Rozario, Kenyon, Patton, Case, Kovic, & Listenberger. (2011). Arm control recovery enhanced by error augmentation. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 1-6.
- Abdollahi, F., Case Lazarro, E. D., Listenberger, M., Kenyon, R. V., Kovic, M., Bogey, R. A., Hedeker, D., Jovanovic, B. D., & Patton, J. L. (2014, Feb). Error augmentation enhancing arm recovery in individuals with chronic stroke: a randomized crossover design. *Neurorehabil Neural Repair*, 28(2), 120-128. <https://doi.org/10.1177/1545968313498649>
- Abdollahi, F., Corrigan, M., Lazzaro, E. D. C., Kenyon, R. V., & Patton, J. L. (2018). Error-augmented bimanual therapy for stroke survivors. *NeuroRehabilitation*, 43(1), 51-61.
- Akremiti, H., Higgins, J., & Nadeau, N. (2021). Bilateral motor coordination during upper limb symmetric pushing movements at two levels of force resistance in healthy and post-stroke individuals *Human Movement Science*, Article HMS-D-21-00104R3.
- Alexoulis-Chrysovergis, A., Weightman, A., Hodson-Tole, E., & Deconinck, F. (2013). Error Augmented Robotic Rehabilitation of the Upper Limb - A Review. *Proceedings of the International Congress on Neurotechnology, Electronics and Informatics*, 167-178. <https://doi.org/10.13140/2.1.2825.8246>
- Archambault, P., Pigeon, P., Feldman, A., & Levin, M. (1999). Recruitment and sequencing of different degrees of freedom during pointing movements involving the trunk in healthy and hemiparetic subjects. *Exp Brain Res*, 126, 55-67.
- Archer, D. B., Kang, N., Misra, G., Marble, S., Patten, C., & Coombes, S. A. (2018). Visual feedback alters force control and functional activity in the visuomotor network after stroke. *Neuroimage Clin*, 17, 505-517. <https://doi.org/10.1016/j.nicl.2017.11.012>
- Balasubramanian, S., Melendez-Calderon, A., Roby-Brami, A., & Burdet, E. (2015). On the analysis of movement smoothness. *J Neuroeng Rehabil*, 12, 112. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0090-9>
- Barreca, Startford, Lambert, Masters, & Streiner. (2005). Test-retest reliability, validity and sensitivity of the Chedoke Arm Inventory: a new measures of limb function for survivors of stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 86, 1616-1622.

- Barreca, Stratford, Lambert, Masters, & Streiner. (2005). Test-retest reliability, validity, and sensitivity of the Chedoke arm and hand activity inventory: a new measure of upper-limb function for survivors of stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(8), 1616-1622. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.03.017>
- Bastian, A. J. (2006). Learning to predict the future: the cerebellum adapts feedforward movement control. *Curr Opin Neurobiol*, 16(6), 645-649. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2006.08.016>
- Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M., & Cowley, P. M. (2010). The use of instability to train the core musculature. *Appl Physiol Nutr Metab*, 35(1), 91-108. <https://doi.org/10.1139/H09-127>
- Bernhardt, J., Hayward, K. S., Kwakkkel, G., Ward, N. S., Wolf, S. L., Borschmann, K., Krakauer, J. W., Boyd, L. A., Carmichael, S. T., Corbett, D., & Cramer, S. C. (2017). Agreed definitions and a shared vision for new standards in stroke recovery research: The Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable taskforce. *Int J Stroke*, 12(5), 444-450. <https://doi.org/10.1177/1747493017711816>
- Bertrand, M. (2004). *Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral*. Université de Montréal]. Montréal.
- Betschart, M., McFayden, B. J., & Nadeau, S. (2018). Lower limb joint moments on the fast belt contribute to a reduction of step length asymmetry over ground after split-belt treadmill training in stroke: A pilot study. *Physiother Theory Pract*, 1-11. <https://doi.org/10.1080/09593985.2018.1530708>
- Bohannon, R. W., Smith, M. B., & Larkin, P. A. (1986). Relationship between independent sitting balance and side of hemiparesis. *Physical Therapy*, 66(6), 944-945.
- Bonstrup, M., Schulz, R., Cheng, B., Feldheim, J., Zimmerman, M., Thomalla, G., Hummel, F. C., & Gerloff, C. (2015). Evolution of brain activation after stroke in a constant-effort versus constant-output motor task. *Restor Neurol Neurosci*, 33(6), 845-864. <https://doi.org/10.3233/RNN-150527>
- Bouisset, S., Le Bozec, S., & Ribreau, C. (2002). Postural dynamics in maximal isometric ramp efforts. *Biol Cybern*, 87(3), 211-219. <https://doi.org/10.1007/s00422-002-0323-4>

- Bourne, D. A., Choo, A. M., Regan, W. D., MacIntyre, D. L., & Oxland, T. R. (2011). The placement of skin surface markers for non-invasive measurement of scapular kinematics affects accuracy and reliability. *Ann Biomed Eng*, 39(2), 777-785. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-0185-1>
- Bouyer, L. J. (2011). Chapter 8--challenging the adaptive capacity of rhythmic movement control: from denervation to force field adaptation. *Prog Brain Res*, 188, 119-134. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-53825-3.00013-9>
- Bruyneel, A. V., Higgins, J., Akremi, H., Aissaoui, R., & Nadeau, S. (2021). Postural organization and inter-limb coordination are altered after stroke when an isometric maximum bilateral pushing effort of the upper limbs is performed. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 86, 105388. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105388>
- Buetefisch, C. M. (2015). Role of the Contralesional Hemisphere in Post-Stroke Recovery of Upper Extremity Motor Function. *Front Neurol*, 6, 214. <https://doi.org/10.3389/fneur.2015.00214>
- Buma, F. E., van Kordelaar, J., Raemaekers, M., van Wegen, E. E. H., Ramsey, N. F., & Kwakkel, G. (2016). Brain activation is related to smoothness of upper limb movements after stroke. *Exp Brain Res*, 234(7), 2077-2089. <https://doi.org/10.1007/s00221-015-4538-8>
- Canada, S. (2017). *Leading causes of death, total population, by age group and sex, Canada. CANSIM (death database) [Internet]* <http://www5.statcan.gc.ca/cansim/a05?lang=eng&id=1020561>
- Canning, Ada, Adams, & O'Dwyer. (2004). Loss of strength contributes more to physical disability after stroke than loss of dexterity. *Clin Rehabil*, 18, 300-308.
- Canning, Ada, & O'Dwyer. (2000). Abnormal muscle activation characteristics associated with loss of dexterity after stroke. *Journal of the Neurological Sciences* 176, 45-56.
- Cao, J., Xie, S. Q., Das, R., & Zhu, G. L. (2014, Dec). Control strategies for effective robot assisted gait rehabilitation: the state of art and future prospects. *Med Eng Phys*, 36(12), 1555-1566. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.08.005>
- Carr, J., & Shepherd, R. (2003). Stroke rehabilitation: guidelines for exercise and training to optimize motor skill. *Butterworth-Heinemann Medical*.

- Cauraugh, J. H., & Summers, J. J. (2005). Neural plasticity and bilateral movements: A rehabilitation approach for chronic stroke [Review]. *Progress in Neurobiology*, 75(5), 309-320.
- Cesqui, B., Aliboni, S., Mazzoleni, S., Carrozza, M. C., Posteraro, F., Micera. (2008). On the Use of Divergent Force Fields in Robot-Mediated Neurorehabilitation. *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 19-22.
- Chou, S., Wong, A., Leong, C., Hong, W.-S., Tang, F.-T., & Lin, T.-H. (2003). Postural control during sit-to stand and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*, 82(1), 42–47.
- Cirstea, M., & Levin, M. (2000). Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain : A Journal of Neurology*, 123, 940–953.
- Cirstea, M. C., Mitnitski, A. B., Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2003). Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke. *Exp Brain Res*, 151(3), 289-300. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1438-0>
- Cudennec, T. (2019). AVC, première cause de handicap acquis de l'adulte. *Soins gériatriques*, 24(138), 9-27. <https://doi.org/10.1016/j.sger.2019.04.005>
- Dean, C., Shepherd, R., & Adams, R. (1999). Sitting balance I: trunk–arm coordination and the contribution of the lower limbs during self-paced reaching in sitting. *Gait and Posture*, 10, 135–146.
- Debaere, F., Wenderoth, N., Sunaert, S., Van Hecke, P., & Swinnen, S. P. (2004). Changes in brain activation during the acquisition of a new bimanual coordination task. *Neuropsychologia*, 42(7), 855-867. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2003.12.010>
- DeJong, S. L., & Lang, C. E. (2012). The bilateral movement condition facilitates maximal but not submaximal paretic-limb grip force in people with post-stroke hemiparesis. *Clin Neurophysiol*, 123(8), 1616-1623. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.12.011>
- Delignières, D., Teulier, C., & Nourrit, D. (2009). L'apprentissage des habiletés motrices complexes: des coordinations spontanées à la coordination experte. *Bulletin de psychologie*, 4, 327-334.

- Dickstein, R., Heffes, Y., Laufer, Y., & Ben-Haim, Z. (1999). Activation of selected trunk muscles during symmetric functional activities in poststroke hemiparetic and hemiplegic patients [Article]. *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry*, *66*(2), 218-221. <https://doi.org/10.1136/jnnp.66.2.218>
- Dickstein, R., Hocherman, S., Amdor, G., Pillar, T., Wolf, S. L., Winstein, C. J., & Pohl, P. S. (1993). Reaction and movement times in patients with hemiparesis for unilateral and bilateral elbow flexion. *Physical Therapy*, *73*(6), 374-385.
- Dodd, K. C., Nair, V. A., & Prabhakaran, V. (2017). Role of the Contralesional vs. Ipsilesional Hemisphere in Stroke Recovery. *Front Hum Neurosci*, *11*, 469. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00469>
- Doerry, C., Fisch, V., Schamberger, S., Kopp, S., Erbe, C., Wanke, E. M., Groneberg, D. A., & Ohlendorf, D. (2019). Association between constitution, medical history, axiography and postural control in women aged between 21 to 30 years. *Sci Rep*, *9*(1), 20051. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-56681-8>
- Donnan, G., Fisher, M., Macleod, M., Davis, S., Royal, S., & Macleod, U. (2018). Stroke. *Lancet*, *371*, 1612–1623. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(08\)60694-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(08)60694-7)
- Duarte, E., Marco, E., Muniesa, J. M., Belmonte, R., Diaz, P., Tejero, M., & Escalada, F. (2002). Trunk control test as a functional predictor in stroke patients. *J Rehabil Med*, *34*(6), 267-272. <https://doi.org/10.1080/165019702760390356>
- Duclos, C., Nadeau, S., & Lecours, J. (2008). Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. *Neurorehabil Neural Repair*, *22*(6), 715-722. <https://doi.org/10.1177/1545968308316000>
- Ehara, Y., Fujimoto, H., Miyazaki, S., Tanaka, S., & Yamamoto, S. (1995). Comparison of the performance of 3D camera systems. *Gait & Posture*, *3*(3), 166–169. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(95\)99067](https://doi.org/10.1016/0966-6362(95)99067)
- Emken, J. L., & Reinkensmeyer, D. J. (2005). Robot-enhanced motor learning: accelerating internal model formation during locomotion by transient dynamic amplification. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, *13*(1), 33-39. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2004.843173>
- Fang, Y., Yue, G. H., Hrovat, K., Sahgal, V., & Daly, J. J. (2007). Abnormal cognitive planning and movement smoothness control for a complex shoulder/elbow motor task in stroke survivors. *J Neurol Sci*, *256*(1-2), 21-29. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2007.01.078>

- Fautrelle, L. (2011). *Flexibilité du contrôle moteur dans les mouvements complexes dirigés* (Publication Number 00692451) Université de Bourgogne]. Université de Bourgogne.
- Feigin, V. L., Nichols, E., Alam, T., Bannick, M. S., Beghi, E., Blake, N., & Fisher, J. L. (2019). Global, regional, and national burden of neurological disorders, 1990-2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study. *The Lancet Neurology*, *18*(5), 459-480. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(18\)30499-X](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(18)30499-X)
- Feydy, A., Carlier, R., Roby-Brami, A., Bussel, B., Cazalis, F., Pierot, L., Burnod, Y., & Maier, M. A. (2002). Longitudinal Study of Motor Recovery After Stroke. *Stroke*, *33*(6), 1610-1617. <https://doi.org/10.1161/01.Str.0000017100.68294.52>
- Folstein, M., Folstein, S., & McHugh, P. (1975). "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res.*, *12*(4), 189-198. [https://doi.org/10.1016/0022-3956\(75\)90026-6](https://doi.org/10.1016/0022-3956(75)90026-6)
- Garland, J., Stevenson, J., & Ivanova, T. (1997). Postural Responses to Unilateral Arm Perturbation in Young, Elderly, and Hemiplegic Subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, *78*, 1072-1077.
- Garland, S. J., Gray, V. L., & Knorr, S. (2009). Muscle Activation Patterns and Postural Control Following Stroke. *Motor Control*, *13*(4), 387-411.
- Genthon, N., Vuillerme, N., Monnet, J. P., Petit, C., & Rougier, P. (2007, Nov). Biomechanical assessment of the sitting posture maintenance in patients with stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *22*(9), 1024-1029. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.07.011>
- Geurts, A. C., de Haart, M., van Nes, I. J., & Duysens, J. (2005). A review of standing balance recovery from stroke. *Gait Posture*, *22*(3), 267-281. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.10.002>
- Givon-Mayo, R., Simons, E., Ohry, A., Karpin, H., Israely, S., & Carmeli, E. (2014). A preliminary investigation of error enhancement of the velocity component in stroke patients' reaching movements. *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, *21*(4), 160-168. <https://doi.org/10.12968/ijtr.2014.21.4.160>
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., Sanford, J., Barreca, S., Vanspall, B., & Plews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, *24*(1), 58-63.

- Guadagnoli, M. A., & Lee, T. D. (2004, Jun). Challenge point: a framework for conceptualizing the effects of various practice conditions in motor learning. *J Mot Behav*, 36(2), 212-224. <https://doi.org/10.3200/JMBR.36.2.212-224>
- Haaland, K. Y., Prestopnik, J. L., Knight, R. T., & Lee, R. R. (2004). Hemispheric asymmetries for kinematic and positional aspects of reaching. *Brain*, 127(Pt 5), 1145-1158. <https://doi.org/10.1093/brain/awh133>
- Hallett, M. (2007). Transcranial magnetic stimulation: a primer. *Neuron*, 55(2), 187-199. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2007.06.026>
- Han, K. J., & Kim, J. Y. (2016). The effects of bilateral movement training on upper limb function in chronic stroke patients [Article]. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(8), 2299-2302. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2299>
- Harris-Love, M. L., McCombe Waller, S., & Whittall, J. (2005). Exploiting interlimb coupling to improve paretic arm reaching performance in people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(11), 2131-2137. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.05.006>
- Hartman-Maeir, A., Soroker, N., Ring, H., Avni, N., & Katz, N. (2007). Activities, participation and satisfaction one-year post stroke. *Disabil Rehabil*, 29(7), 559-566. <https://doi.org/10.1080/09638280600924996>
- Hatem, S. M., Saussez, G., Della Faille, M., Prist, V., Zhang, X., Dispa, D., & Bleyenheuft, Y. (2016). Rehabilitation of Motor Function after Stroke: A Multiple Systematic Review Focused on Techniques to Stimulate Upper Extremity Recovery. *Front Hum Neurosci*, 10, 442. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00442>
- Hebert, J. S., Lewicke, J., Williams, T. R., & Vette, A. H. (2014). Normative data for modified Box and Blocks test measuring upper-limb function via motion capture. *J Rehabil Res Dev*, 51(6), 918-932. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2013.10.0228>
- Heitger, M. H., Goble, D. J., Dhollander, T., Dupont, P., Caeyenberghs, K., Leemans, A., Sunaert, S., & Swinnen, S. P. (2013). Bimanual motor coordination in older adults is associated with increased functional brain connectivity--a graph-theoretical analysis. *PLoS One*, 8(4), e62133. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0062133>
- Helm, E., & Reisman, D. (2015). The Split-Belt Walking Paradigm: Exploring Motor Learning and Spatiotemporal Asymmetry Poststroke. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 26(4), 703-713. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.06.010>

- Horak, F. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, 67(12), 1881-1885.
- Horak, F., Esselman, P., Anderson, M., & Lynch, M. (1984). The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *Journal Neurol Neurosurg Psychiatry* 47, 1020–1028.
- Hu, X., & Newell, K. M. (2011, Feb 25). Adaptation to bimanual asymmetric weights in isometric force coordination. *Neurosci Lett*, 490(2), 121-125. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2010.12.040>
- Israely, S., & Carmeli, E. (2016a, 10 Dec). Error augmentation as a possible technique for improving upper extremity motor performance after a stroke - A systematic review [Review]. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 23(2), 116-125.
- Israely, S., & Carmeli, E. (2016b). Error augmentation as a possible technique for improving upper extremity motor performance after a stroke – a systematic review. *Top Stroke Rehabil*. <https://doi.org/10.1080/10749357.2015.1120454>
- Israely, S., Leisman, G., & Carmeli, E. (2018). Improvement in Hand Trajectory of Reaching Movements by Error-Augmentation. *Adv Exp Med Biol*, 1070, 71-84. https://doi.org/10.1007/5584_2018_151
- Izawa, J., Criscimagna-Hemming, S. E., & Shadmehr, R. (2012, Mar 21). Cerebellar contributions to reach adaptation and learning sensory consequences of action. *J Neurosci*, 32(12), 4230-4239. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.6353-11.2012>
- Jamal, K., Leplaideur, S., Lucas, T., Naudet, F., & Bonan, I. (2019). Postural asymmetry and hemiplegia post-stroke: A systematic review and meta-analysis. *Neurophysiologie Clinique*, 49(6). <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2019.10.109>
- Jang, S. H., You, S. H., Hallett, M., Cho, Y. W., Park, C. M., Cho, S. H., Lee, H. Y., & Kim, T. H. (2005). Cortical reorganization and associated functional motor recovery after virtual reality in patients with chronic stroke: an experimenter-blind preliminary study. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(11), 2218-2223. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.04.015>
- Johansson, R., Westling, G., Backstrom, A., & Flanagan, J. (2001). Eye-hand coordination in object manipulation. *J Neurosci*, 21, 6917–6932.

- Johnson, D., Harris, J. E., Stratford, P., & Richardson, J. (2018). Interrater Reliability of Three Versions of the Chedoke Arm and Hand Activity Inventory. *Physiother Can*, 70(2), 133-140. <https://doi.org/10.3138/ptc.2016-70>
- Johnson, M. J., Wang, S., Bai, P., Strachota, E., Tchekanov, G., Melbye, J., & McGuire, J. (2011). Bilateral assessment of functional tasks for robot-assisted therapy applications [Article]. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 49(10), 1157-1171. <https://doi.org/10.1007/s11517-011-0817-0>
- Kaminski, T., Bock, C., & Gentile, A. (1995). The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. *Exp Brain Res*, 106, 457-466.
- Kang, & Cauraugh. (2014a). Bimanual Force Variability and Chronic Stroke: Asymmetrical Hand Control. *PLoS One*, 9(7), e101817. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0101817.g001>
- Kang, & Cauraugh. (2014b). Force control improvements in chronic stroke: bimanual coordination and motor synergy evidence after coupled bimanual movement training. *Exp Brain Res*, 232(2), 503-513. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3758-z>
- Kang, & Cauraugh. (2015a). Bimanual force variability in chronic stroke: with and without visual information. *Neuroscience Letters*, 587, 41-45. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2014.12.028>
- Kang, & Cauraugh. (2015b). Force control in chronic stroke. *Neurosci Biobehav Rev*, 52, 38-48. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2015.02.005>
- Kang, & Cauraugh. (2017). Bilateral synergy as an index of force coordination in chronic stroke. *Exp Brain Res*, 235(5), 1501-1509. <https://doi.org/10.1007/s00221-017-4904-9>
- Kang, & Cauraugh. (2018). Right Hemisphere Contributions to Bilateral Force Control in Chronic Stroke: A Preliminary Report [Article in Press]. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2018.07.019>
- Kantak, S., Jax, S., & Wittenberg, G. (2017). Bimanual coordination: A missing piece of arm rehabilitation after stroke. *Restor Neurol Neurosci*, 35(4), 347-364. <https://doi.org/10.3233/RNN-170737>

- Kantak, S., Zahedi, N., & McGrath, R. L. (2016). Task-Dependent Bimanual Coordination After Stroke: Relationship With Sensorimotor Impairments. *Arch Phys Med Rehabil*, 97(5), 798-806. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.01.020>
- Karatepe, A., Gunaydin, R., Kaya, T., & Turkmen, G. (2008). Comorbidity in patients after stroke: Impact on functional outcome. *J Rehabil Med.*, 40, 831–835. <https://doi.org/10.2340/16501977-0269>
- Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A., & Sennett, B. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *Journal of biomechanical engineering*, 123(2), 184-190. <https://doi.org/10.1115/1.1351892>兴
- Kelso, S., Southard, D. L., & Goodman, D. (1979). On the nature of human interlimb coordination. *Science*, 203(31), 1029.
- Kim, & Kang. (2020). Bimanual Coordination Functions between Paretic and Nonparetic Arms: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Stroke Cerebrovasc Dis*, 29(2), 104544. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2019.104544>
- Kisiel-Sajewicz, K., Fang, Y., Hrovat, K., Yue, G. H., Siemionow, V., Sun, C. K., Jaskolska, A., Jaskolski, A., Sahgal, V., & Daly, J. J. (2011). Weakening of synergist muscle coupling during reaching movement in stroke patients. *Neurorehabil Neural Repair*, 25(4), 359-368. <https://doi.org/10.1177/1545968310388665>
- Kokotilo, K. J., Eng, J. J., McKeown, M. J., & Boyd, L. A. (2010). Greater Activation of Secondary Motor Areas Is Related to Less Arm Use After Stroke [Article]. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(1), 78-87. <https://doi.org/10.1177/1545968309345269>
- Krueger, H., Koot, J., Hall, R. E., O'Callaghan, C., Bayley, M., & Corbett, D. (2015). Prevalence of Individuals Experiencing the Effects of Stroke in Canada: Trends and Projections. *Stroke*, 46(8), 2226-2231. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.115.009616>
- Krueger, H., Lindsay, P., Cote, R., Kapral, M. K., Kaczorowski, J., & Hill, M. D. (2012). Cost avoidance associated with optimal stroke care in Canada. *Stroke*, 43(8), 2198-2206. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.111.646091>
- Kwakkel, G., Kollen, B. J., & Krebs, H. I. (2008). Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. *Neurorehabil Neural Repair*, 22(2), 111-121. <https://doi.org/10.1177/1545968307305457>

- Kwakkela, G., Kollenc, B., & Lindeman, E. (2004). Understanding the pattern of functional recovery after stroke: Facts and theories. *Restorative Neurology and Neuroscience* 22, 281–299.
- Lai, C. H., Sung, W. H., Chiang, S. L., Lu, L. H., Lin, C. H., Tung, Y. C., & Lin, C. H. (2019). Bimanual coordination deficits in hands following stroke and their relationship with motor and functional performance. *J Neuroeng Rehabil*, 16(1), 101. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0570-4>
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Front Psychol*, 4, 863. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00863>
- Lam, T., Anderschitz, M., & Dietz, V. (2006). Contribution of feedback and feedforward strategies to locomotor adaptations. *J Neurophysiol*, 95(2), 766-773. <https://doi.org/10.1152/jn.00473.2005>
- Langhorne, P., Coupar, F., & Pollock, A. (2009). Motor recovery after stroke: a systematic review. *The Lancet Neurology*, 8(8), 741–754. [https://doi.org/10.1016/s1474-4422\(09\)70150-4](https://doi.org/10.1016/s1474-4422(09)70150-4)
- Latimer, C., Keeling, J., Lin, B., Henderson, M., & Hale, L. (2010). The impact of bilateral therapy on upper limb function after chronic stroke: A systematic review [Review]. *Disability and Rehabilitation*, 32(15), 1221-1231. <https://doi.org/10.3109/09638280903483877>
- Lauziere, S., Mievilte, C., Betschart, M., Duclos, C., Aissaoui, R., & Nadeau, S. (2014, Oct). Plantarflexion moment is a contributor to step length after-effect following walking on a split-belt treadmill in individuals with stroke and healthy individuals. *J Rehabil Med*, 46(9), 849-857. <https://doi.org/10.2340/16501977-1845>
- Lee, J. H., Mini, D. J., Choe, H., Lee, J. H., & Shin, S. H. (2018). The effects of upper and lower limb position on symmetry of vertical ground reaction force during sit-to-stand in chronic stroke subjects. *Journal of Physical Therapy Science*, 30, 242–247.
- Levin, M., Hui-Chan, CW., (1992). Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, 85, 131–142.
- Levin, M. F., & Hui-Chan, W.-Y. (1992). Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 85(2), 131-142.

- Levin, M. F., Michaelsen, S. M., Cirstea, C. M., & Roby-Brami, A. (2002). Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Exp Brain Res*, *143*(2), 171-180. <https://doi.org/10.1007/s00221-001-0976-6>
- Levin, S., Pearsall, G., & Ruderman, R. (1978). Von Frey's method of measuring pressure sensibility in the hand: An engineering analysis of the Weinstein-Semmes pressure aesthesiometer. *The Journal of Hand Surgery*, *3*(3), 211-216. [https://doi.org/10.1016/s0363-5023\(78\)80084-7](https://doi.org/10.1016/s0363-5023(78)80084-7)
- Lewek, M. D., Braun, C. H., Wutzke, C., & Giuliani, C. (2018). The role of movement errors in modifying spatiotemporal gait asymmetry post stroke: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*, *32*(2), 161-172. <https://doi.org/10.1177/0269215517723056>
- Lewis, G. N., & Perreault, E. J. (2009). An assessment of robot-assisted bimanual movements on upper limb motor coordination following stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, *17*(6), 595-604. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2009.2029315>
- Lin, K. C., Wu, C. Y., & Hsieh, Y. W. (2010). Responsiveness and validity of three dexterous function measures in stroke rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *47*(6), 563-572.
- Lindsay, M. P., Norrving, B., Sacco, R. L., Brainin, M., Hacke, W., Martins, S., Pandian, J., & Feigin, V. (2019). World Stroke Organization (WSO): Global Stroke Fact Sheet 2019. *Int J Stroke*, *14*(8), 806-817. <https://doi.org/10.1177/1747493019881353>
- Liu, L. Y., Li, Y., & Lamontagne, A. (2018). The effects of error-augmentation versus error-reduction paradigms in robotic therapy to enhance upper extremity performance and recovery post-stroke: A systematic review [Review]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *15*(65).
- Lodha, N., Coombes, S. A., & Cauraugh, J. H. (2012). Bimanual isometric force control: asymmetry and coordination evidence post stroke. *Clin Neurophysiol*, *123*(4), 787-795. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.08.014>
- Lodha, N., Patten, C., Coombes, S. A., & Cauraugh, J. H. (2012). Bimanual force control strategies in chronic stroke: finger extension versus power grip. *Neuropsychologia*, *50*(11), 2536-2545. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2012.06.025>

- Ma, S., & Feldman, A. (1995). Two Functionally Different Synergies During Arm Reaching Movements Involving the Trunk. *Journal of Neurophysiology*, 73(5), 2120-2123.
- Majeed, Y. A., Abdollahi, F., Awadalla, S., & Patton, J. (2015). Multivariate outcomes in a three week bimanual self-tele-rehabilitation with error augmentation post-stroke. *Conference proceedings : .. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference. 2015*, 1425-1431.
- Martin, T., Keating, J., Goodkin, H., Bastian, A., & Thach, W. (1996). Throwing while looking through prisms II. Specificity and storage of multiple gaze-throw calibrations. *Brain*, 119, 1199-1211.
- Martins, E. F., de Araujo Barbosa, P. H., de Menezes, L. T., de Sousa, P. H., & Costa, A. S. (2011). Is it correct to always consider weight-bearing asymmetrically distributed in individuals with hemiparesis? *Physiother Theory Pract*, 27(8), 566-571. <https://doi.org/10.3109/09593985.2011.552312>
- Mathiowetz, V., Volland, G., Kashman, N., & Weber, K. (1985). Adult Norms for the Box and Block Test of Manual Dexterity. *Am J Occup Therapy*, 39(6), 386-391. <https://doi.org/10.5014/ajot.39.6.386>
- Matsuda, T., Watanabe, S., Kuruma, H., Murakami, Y., Watanabe, R., & Senou, A. (2009). A comparison of three bimanual coordinations: An fMRI study [Article]. *Journal of Physical Therapy Science*, 21(1), 85-92. <https://doi.org/10.1589/jpts.21.85>
- McCombe Waller, S., Liu, W., & Whittall, J. (2008). Temporal and spatial control following bilateral versus unilateral training [Article]. *Human Movement Science*, 27(5), 749-758. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2008.03.006>
- Mendis, S., Puska, P., Norrving, B. (2011). World Heart Federation, World Stroke Organization. *Global atlas on cardiovascular disease prevention and control*.
- Mercier, C., Bertrand, A. M., & Bourbonnais, D. (2004). Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching in hemiparetic subjects [Article]. *Experimental Brain Research*, 157(1), 32-42. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1813-x>
- Messier, S., Bourbonnais, D., Desrosiers, J., & Roy, Y. (2004). Dynamic analysis of trunk flexion after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(10), 1619-1624. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.12.043>

- Messier, S., Bourbonnais, D., Desrosiers, J., & Roy, Y. (2005). Weight-bearing on the lower limbs in a sitting position during bilateral movement of the upper limbs in post-stroke hemiparetic subjects. *J Rehabil Med*, 37(4), 242-246. <https://doi.org/10.1080/16501970510026007>
- Messier, S., Bourbonnais, D., Desrosiers, J., & Roy, Y. (2006). Kinematic Analysis of Upper Limbs and Trunk Movement During Bilateral Movement After Stroke [Article]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(11), 1463-1470. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.07.273>
- Metrot, J., Mottet, D., Hauret, I., van Dokkum, L., Bonnin-Koang, H. Y., Torre, K., & Laffont, I. (2013). Changes in bimanual coordination during the first 6 weeks after moderate hemiparetic stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 27(3), 251-259. <https://doi.org/10.1177/1545968312461072>
- Mudie, M. H., & Matyas, T. A. (2000). Can simultaneous bilateral movement involve the undamaged hemisphere in reconstruction of neural networks damaged by stroke? *Disabil Rehabil*, 22(1-2), 23-37.
- Murphy, M., & Häger, C. (2015). What has been gained from recent advances in kinematic analyses of the upper extremity after stroke? *Physiotherapy*, 101. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2015.03.188>
- Murphy, M., Murphy, S., Persson, H. C., Bergstrom, U. B., & Sunnerhagen, K. S. (2018). Kinematic Analysis Using 3D Motion Capture of Drinking Task in People With and Without Upper-extremity Impairments. *J Vis Exp*(133). <https://doi.org/10.3791/57228>
- Murphy, M., Resteghini, C., Feys, P., & Lamers, I. (2015). An overview of systematic reviews on upper extremity outcome measures after stroke. *BMC Neurol*, 15, 29. <https://doi.org/10.1186/s12883-015-0292-6>
- Murphy, M., Willen, C., & Sunnerhagen, K. S. (2011). Kinematic variables quantifying upper-extremity performance after stroke during reaching and drinking from a glass. *Neurorehabil Neural Repair*, 25(1), 71-80. <https://doi.org/10.1177/1545968310370748>
- Murphy, M., Willen, C., & Sunnerhagen, K. S. (2013). Responsiveness of upper extremity kinematic measures and clinical improvement during the first three months after stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 27(9), 844-853. <https://doi.org/10.1177/1545968313491008>

- Nadeau, S., Desjardins, P., Briere, A., Roy, G., & Gravel, D. (2008). A chair with a platform setup to measure the forces under each thigh when sitting, rising from a chair and sitting down. *Med Biol Eng Comput*, 46(3), 299-306. <https://doi.org/10.1007/s11517-007-0301-z>
- Nissen, M. J., & Bullemer, P. (1987). Attentional Requirements of Learning: Evidence from Performance Measures. *Cognitive psychology*, 19, 1-32.
- Ohlendorf, D., Doerry, C., Fisch, V., Schamberger, S., Erbe, C., Wanke, E. M., & Groneberg, D. A. (2019). Standard reference values of the postural control in healthy young female adults in Germany: an observational study. *BMJ Open*, 9(6), e026833. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2018-026833>
- Oujamaa, L., Relave, I., Froger, J., Mottet, D., & Pelissier, J. Y. (2009). Rehabilitation of arm function after stroke. Literature review [Short Survey]. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52(3), 269-293.
- Ozturk, A., Tartar, A., Ersoz Huseyinsinoglu, B., & Ertas, A. H. (2016). A clinically feasible kinematic assessment method of upper extremity motor function impairment after stroke. *Measurement*, 80, 207-216. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2015.11.026>
- Paillard, T., & Noe, F. (2015). Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *Biomed Res Int*, 2015, 891390. <https://doi.org/10.1155/2015/891390>
- Paolucci, S., Antonucci, G., Grasso, M. G., Morelli, D., Troisi, E., Coiro, P., & Bragoni, M. (2000). Early versus delayed inpatient stroke rehabilitation: A matched comparison conducted in Italy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(6), 695-700. <https://doi.org/10.1053/apmr.2000.5583>
- Park, M., & Won, J. (2017). The effects of task-oriented training with altered sensory input on balance in patients with chronic stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, 29, 1208-1211.
- Patterson, T. S., Bishop, M. D., McGuirk, T. E., Sethi, A., & Richards, L. G. (2011). Reliability of upper extremity kinematics while performing different tasks in individuals with stroke. *J Mot Behav*, 43(2), 121-130. <https://doi.org/10.1080/00222895.2010.548422>
- Patton, J., & Huang, F. (2012). Error Augmentation and the Role of Sensory Feedback. 73-85. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-2277-7_5

- Patton, J., Stoykov, M., Kovic, M., & Mussa-Ivaldi, F. (2006). Evaluation of robotic training forces that either enhance or reduce error in chronic hemiparetic stroke survivors. *Exp Brain Res*, 168(3), 368-383. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0097-8>
- Penta, M., Tesio, L., Arnould, C., Zancan, A., & Thonnard, J. (2001). The ABILHAND Questionnaire as a Measure of Manual Ability in Chronic Stroke Patients. *Stroke*, 32(7), 1627-1634.
- Perelle, I. B., & Ehrman, L. (2005). On the other hand. *Behav Genet*, 35(3), 343-350. <https://doi.org/10.1007/s10519-005-3226-z>
- Perennou, D. A., Mazibrada, G., Chauvineau, V., Greenwood, R., Rothwell, J., Gresty, M. A., & Bronstein, A. M. (2008). Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: a causal relationship? *Brain*, 131(9), 2401-2413. <https://doi.org/10.1093/brain/awn170>
- Perlmutter, S., Lin, F., & Makhsous, M. (2010, May). Quantitative analysis of static sitting posture in chronic stroke. *Gait Posture*, 32(1), 53-56. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.005>
- Pignolo, L. (2009). Robotics in neuro-rehabilitation. *J Rehabil Med*, 41(12), 955-960. <https://doi.org/10.2340/16501977-0434>
- Piret, S., & Béziers, M. M. (1971). *La coordination motrice: aspect mécanique de l'organisation psycho-motrice de l'homme*.
- Piret, S., & Béziers, M. M. (1971). *La coordination motrice : aspect mécanique de l'organisation psycho-motrice de l'homme* (Masson ed.). Masson.
- Platz, T., Pinkowski, C., van Wijck, F., Kim, I.-H., di Bella, P., & Johnson, G. (2005). Reliability and validity of arm function assessment with standardized guidelines for the FugI-Meyer Test, Action Research Arm Test and Box and Block Test: a multicentre study. *Clinical Rehabilitation*, 19(4), 404-411. <https://doi.org/10.1191/0269215505cr832oa>
- Pollock, A., Farmer, S. E., Brady, M. C., Langhorne, P., Mead, G. E., Mehrholz, J., & van Wijck, F. (2014). Interventions for improving upper limb function after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*(11), CD010820. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD010820.pub2>

- Pollock, A., van Wijck, F., Morris, J., & Langhorne, P. (2010). Simultaneous bilateral training for improving arm function after stroke [Review]. *Cochrane database of systematic reviews (Online)*, 4, CD006432.
- Portney, L., & Watkins, M. (2009). *Foundations Of Clinical Research: Applications To Practice (3rd Edition)* (Upper Saddle River, NJ : Pearson/Prentice Hall ed., Vol. 892).
- Pundik, S., McCabe, J. P., Hrovat, K., Fredrickson, A. E., Tatsuoka, C., Feng, I. J., & Daly, J. J. (2015). Recovery of post stroke proximal arm function, driven by complex neuroplastic bilateral brain activation patterns and predicted by baseline motor dysfunction severity [Article]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 9, 1-13, Article 394. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00394>
- Raghavan, P. (2015). Upper Limb Motor Impairment After Stroke. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 26(4), 599-610. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.06.008>
- Ranganathan, R., Gebara, R., Andary, M., & Sylvain, J. (2019). Chronic stroke survivors show task-dependent modulation of motor variability during bimanual coordination. *J Neurophysiol*, 121(3), 756-763. <https://doi.org/10.1152/jn.00218.2018>
- Reisman, Bastian, Morton, Block, & Bastian. (2005). Interlimb coordination during locomotion: what can be adapted and stored? *J Neurophysiol*, 94(4), 2403-2415. <https://doi.org/10.1152/jn.00089.2005>
- Reisman, D., Bastian, A., & Morton, S. (2010). Neurophysiologic and Rehabilitation Insights From the Split-Belt and Other Locomotor Adaptation Paradigms. *American Physical Therapy Association*, 90, 187–195.
- Reisman, D., McLean, H., & Bastian, A. (2010). Split-belt treadmill training poststroke: a case study. *J Neurol Phys Ther*, 34(4), 202-207. <https://doi.org/10.1097/NPT.0b013e3181fd5eab>
- Reisman, D., McLean, H., Keller, J., Danks, K., & Bastian, A. (2013). Repeated split-belt treadmill training improves poststroke step length asymmetry. *Neurorehabil Neural Repair*, 27(5), 460-468. <https://doi.org/10.1177/1545968312474118>
- Reisman, D., Wityk, R., Silver, K., & Bastian, A. (2007). Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain*, 130(Pt 7), 1861-1872. <https://doi.org/10.1093/brain/awm035>

- Renner, C. I. E., Brendel, C., & Hummelsheim, H. (2020). Bilateral Arm Training vs Unilateral Arm Training for Severely Affected Patients With Stroke: Exploratory Single-Blinded Randomized Controlled Trial. *Arch Phys Med Rehabil*, 101(7), 1120-1130. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2020.02.007>
- Rice, M. S., & Newell, K. M. (2001). Interlimb coupling and left hemiplegia because of right cerebral vascular accident. *The Occupational Therapy Journal of Research*, 21(1), 12-28.
- Richards, C., Malouin, F., & Nadeau, N. (2015). Stroke rehabilitation: clinical picture, assessment, and therapeutic challenge. In P. B. Res. (Ed.), (Vol. 218: 253-80). <https://doi.org/10.1016/bs.pbr.2015.01.003>
- Richards, C., Malouin, F., Nadeau, S., Fung, J., D'Amours, L., Perez, C., & Durand, A. (2018). Amount and Content of Sensorimotor Therapy Delivered in Three Stroke Rehabilitation Units in Quebec, Canada. *Physiother Can*, 70(2), 120-132. <https://doi.org/10.3138/ptc.2016-66>
- Richardson, M. C., Tears, C., Morris, A., & Alexanders, J. (2021). The Effects of Unilateral Versus Bilateral Motor Training on Upper Limb Function in Adults with Chronic Stroke: A Systematic Review. *J Stroke Cerebrovasc Dis*, 30(4), 105617. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2021.105617>
- Rose, D., & Winstein, C. (2013). Temporal coupling is more robust than spatial coupling: an investigation of interlimb coordination after stroke. *J Mot Behav*, 45(4), 313-324. <https://doi.org/10.1080/00222895.2013.798250>
- Rose, D. K., & Winstein, C. J. (2004). Bimanual Training After Stroke: Are Two Hands Better Than One? . *Topics in Stroke Rehabilitation*, 11(4), 20-30. <https://doi.org/10.1310/ncb1-jwaa-09qe-7txb>
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J., & Piote, F. (2006). The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(6), 585-593. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.01.007>
- Rutherford, D., & Hubley-Kozey, C. (2014). Three-Dimensional Motion Analysis: Relevant Concepts in Physiotherapy Movement Dysfunction Management. *Journal of Novel Physiotherapies*, 04(03). <https://doi.org/10.4172/2165-7025.1000214>

- Sainburg, R., Good, D., & Przybyla, A. (2013). Bilateral Synergy: A Framework for Post-Stroke Rehabilitation. *J Neurol Transl Neurosci*, 1(3).
- Sainburg, R. L., Maenza, C., Winstein, C., & Good, D. (2016). Motor Lateralization Provides a Foundation for Predicting and Treating Non-paretic Arm Motor Deficits in Stroke. *Adv Exp Med Biol*, 957, 257-272. https://doi.org/10.1007/978-3-319-47313-0_14
- Sathian, K., Buxbaum, L. J., Cohen, L. G., Krakauer, J. W., Lang, C. E., Corbetta, M., & Fitzpatrick, S. M. (2011). Neurological principles and rehabilitation of action disorders: common clinical deficits. *Neurorehabil Neural Repair*, 25(5 Suppl), 21S-32S. <https://doi.org/10.1177/1545968311410941>
- Schmidt, R. A., Lee, T. D., Winstein, C. J., Wulf, G., & Zelaznik, H. N. (2019). *Motor control and learning : a behavioral emphasis* (6 ed.). Human Kinetics.
- Schneiberg, S., McKinley, P., Gisel, E., Sveistrup, H., & Levin, M. F. (2010). Reliability of kinematic measures of functional reaching in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 52(7), e167-173. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2010.03635.x>
- Scholz, J. P. (1990). Dynamic Pattern Theory-Some Implications for therapeutics. *Physical Therapy*, 70(12), 827-843.
- Scholz, J. P., & Kelso, J. A. (1990). Intentional switching between patterns of bimanual coordination depends on the intrinsic dynamics of the patterns. *J Mot Behav*, 22(1), 98-124. <https://doi.org/10.1080/00222895.1990.10735504>
- Seidler, R. D., & Stelmach, G. E. (2000). Trunk-assisted prehension: specification of body segments with imposed temporal constraints. *J Mot Behav*, 32(4), 379-389. <https://doi.org/10.1080/00222890009601387>
- Shadmehr, R., & Mussa-Ivaldi, F. (1994a). Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *J Neurosci.*, 14(5), 3208–3224.
- Shadmehr, R., & Mussa-Ivaldi, F. (1994b). Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *The Journal of Neuroscience*, 74(5), 3208-3224
- Shadmehr, R., Smith, M. A., & Krakauer, J. W. (2010). Error correction, sensory prediction, and adaptation in motor control. *Annu Rev Neurosci*, 33, 89-108. <https://doi.org/10.1146/annurev-neuro-060909-153135>

- Sheng, B., Zhang, Y., Meng, W., Deng, C., & Xie, S. (2016). Bilateral robots for upper-limb stroke rehabilitation: State of the art and future prospects. *Med Eng Phys*, 38(7), 587-606. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.04.004>
- Shirota, C., Jansa, J., Diaz, J., Balasubramanian, S., Mazzoleni, S., Borghese, N. A., & Melendez-Calderon, A. (2016). On the assessment of coordination between upper extremities: towards a common language between rehabilitation engineers, clinicians and neuroscientists. *J Neuroeng Rehabil*, 13(1), 80. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0186-x>
- Shum, L. C., Valdes, B. A., Hodges, N. J., & Van der Loos, H. F. M. (2020). Error Augmentation in Immersive Virtual Reality for Bimanual Upper-Limb Rehabilitation in Individuals With and Without Hemiplegic Cerebral Palsy. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 28(2), 541-549. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2959621>
- Simone, A., Rota, V., Tesio, L., & Perucca, L. (2011). Generic ABILHAND questionnaire can measure manual ability across a variety of motor impairments. *Int J Rehabil Res*, 34(2), 131-140. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e328343d4d3>
- Sleimen-Malkoun, R., Temprado, J. J., Jirsa, V. K., & Berton, E. (2010). New directions offered by the dynamical systems approach to bimanual coordination for therapeutic intervention and research in stroke. *Nonlinear Dynamics, Psychology, and Life Sciences*, 14(4), 435-462.
- Staines, W. R., McIlroy, W. E., Graham, S. J., & Black, S. E. (2001). Bilateral movement enhances ipsilesional cortical activity in acute stroke: A pilot functional MRI study [Article]. *Neurology*, 56(3), 401-404. <https://doi.org/10.1212/WNL.56.3.401>
- Stinear, C. M., Lang, C. E., Zeiler, S., & Byblow, W. D. (2020). Advances and challenges in stroke rehabilitation. *The Lancet Neurology*, 19(4), 348-360. [https://doi.org/10.1016/s1474-4422\(19\)30415-6](https://doi.org/10.1016/s1474-4422(19)30415-6)
- Stinear, C. M., Petoe, M. A., Anwar, S., Barber, P. A., & Byblow, W. D. (2014). Bilateral priming accelerates recovery of upper limb function after stroke: a randomized controlled trial. *Stroke*, 45(1), 205-210. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.113.003537>
- Stoykov, M. E., King, E., David, F. J., Vatinno, A., Fogg, L., & Corcos, D. M. (2019). Bilateral motor priming for post stroke upper extremity hemiparesis: A randomized pilot study. *Restor Neurol Neurosci*, 38(1), 11-22. <https://doi.org/10.3233/RNN-190943>

- Stoykov, M. E., Lewis, G. N., & Corcos, D. M. (2009). Comparison of bilateral and unilateral training for upper extremity hemiparesis in stroke. *Neurorehabil Neural Repair*, 23, 945-953.
- Subramanian, S. K., Massie, C. L., Malcolm, M. P., & Levin, M. F. (2010). Does provision of extrinsic feedback result in improved motor learning in the upper limb poststroke? A systematic review of the evidence. *Neurorehabil Neural Repair*, 24(2), 113-124. <https://doi.org/10.1177/1545968309349941>
- Summers, J. J., Kagerer, F. A., Garry, M. I., Hiraga, C. Y., Loftus, A., & Cauraugh, J. H. (2007). Bilateral and unilateral movement training on upper limb function in chronic stroke patients: A TMS study [Article]. *Journal of the Neurological Sciences*, 252(1), 76-82. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2006.10.011>
- Swinnen, P. S. (2002). Intermanual coordination: From behavioural principles to neural-network interactions. *Nature Reviews Neuroscience*, 2.
- Tallet, J., Albaret, J. M., & Riviere, J. (2015). The role of motor memory in action selection and procedural learning: insights from children with typical and atypical development. *Socioaffect Neurosci Psychol*, 5, 28004. <https://doi.org/10.3402/snp.v5.28004>
- Tessem, S., Hagstrom, N., & Fallang, B. (2007, Jun). Weight distribution in standing and sitting positions, and weight transfer during reaching tasks, in seated stroke subjects and healthy subjects. *Physiother Res Int*, 12(2), 82-94. <https://doi.org/10.1002/pri.362>
- Thalheimer, & Cook. (2002). How to calculate effect sizes from published research: A simplified methodology. *Work-Learning Research*, 1-9.
- Togo, S., & Imamizu, H. (2015). Normalized Index of Synergy for Evaluating the Coordination of Motor Commands. *PLoS One*, 10(10), e0140836. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0140836>
- Tomita, Y., Rodrigues, M. R. M., & Levin, M. F. (2017, Oct-Nov). Upper Limb Coordination in Individuals With Stroke: Poorly Defined and Poorly Quantified. *Neurorehabil Neural Repair*, 31(10-11), 885-897. <https://doi.org/10.1177/1545968317739998>
- Ustinova, K. I., Fung, J., & Levin, M. F. (2006). Disruption of bilateral temporal coordination during arm swinging in patients with hemiparesis [Article]. *Experimental Brain Research*, 169(2), 194-207. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0136-5>

- Valdes, B. A., Glegg, S. M. N., & Van der Loos, H. F. M. (2017). Trunk Compensation During Bimanual Reaching at Different Heights by Healthy and Hemiparetic Adults. *J Mot Behav*, 49(5), 580-592. <https://doi.org/10.1080/00222895.2016.1241748>
- Valevicius, A. M., Jun, P. Y., Hebert, J. S., & Vette, A. H. (2018). Use of optical motion capture for the analysis of normative upper body kinematics during functional upper limb tasks: A systematic review. *J Electromyogr Kinesiol*, 40, 1-15. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.02.011>
- van Delden, A., Peper, C., Beek, P., & Kwakkel, G. (2012). Unilateral versus bilateral upper limb exercise therapy after stroke: a systematic review [Review]. *Journal of rehabilitation medicine : official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 44(2), 106-117.
- van Delden, A., Peper, C., Kwakkel, G., & Beek, P. (2012). A systematic review of bilateral upper limb training devices for poststroke rehabilitation [Review]. *Stroke Research and Treatment, (no pagination)*(972069).
- van Nes, I. J., Nienhuis, B., Latour, H., & Geurts, A. C. (2008). Posturographic assessment of sitting balance recovery in the subacute phase of stroke. *Gait Posture*, 28(3), 507-512. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.03.004>
- Vuoksima, E., Koskenvuo, M., Rose, R. J., & Kaprio, J. (2009). Origins of handedness: a nationwide study of 30,161 adults. *Neuropsychologia*, 47(5), 1294-1301. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2009.01.007>
- Wagner, J., Rhodes, J., & Patten, C. (2008). Reproducibility and minimal detectable change of three-dimensional kinematic analysis of reaching tasks in people with hemiparesis after stroke. *Physical Therapy*, 88(5), 652-663. <https://doi.org/10.2522/ptj.20070255>
- Wagner, L., Sahrman, Edwards, Dromerick. (2007). Sensorimotor impairments and reaching performance in subjects with poststroke hemiparesis during the first few months of recovery. *Physical Therapy*, 7(6), 751-765.
- Wahl, M., Lauterbach-Soon, B., Hattingen, E., Hubers, A., & Ziemann, U. (2016). Callosal anatomical and effective connectivity between primary motor cortices predicts visually cued bimanual temporal coordination performance. *Brain Struct Funct*, 221(7), 3427-3443. <https://doi.org/10.1007/s00429-015-1110-z>

- Waller, S. M., Harris-Love, M., Liu, W., & Whittall, J. (2006). Temporal coordination of the arms during bilateral simultaneous and sequential movements in patients with chronic hemiparesis. *Experimental Brain Research*, 168(3), 450-454.
- Ward, N. S., Brown, M. M., Thompson, A. J., & Frackowiak, R. S. (2003, Nov). Neural correlates of motor recovery after stroke: a longitudinal fMRI study. *Brain*, 126(Pt 11), 2476-2496. <https://doi.org/10.1093/brain/awg245>
- Wei, Y., Bajaj, P., Scheidt, R., & Patton, J. (2005). Visual Error Augmentation for Enhancing Motor Learning and Rehabilitative Relearning. *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*(1501152,), 505–510.
- Wein, T., Gladstone, D., & Teasell, R. (2017). RECOMMANDATIONS CANADIENNES POUR LES PRATIQUES OPTIMALES DE SOINS DE L'AVC. *ondation des maladies du cœur et de l'AVC du Canada*, 1-78.
- Winstein, C. J., Merians, A. S., & Sullivan, K. J. (1999). Motor learning after unilateral brain damage. *Neuropsychologia* 26 "0888# 864Ð876, 37, 975-987.
- Winstein, C. J., Stein, J., Arena, R., Bates, B., Cherney, L. R., Cramer, S. C., Deruyter, F., Eng, J. J., Fisher, B., Harvey, R. L., Lang, C. E., MacKay-Lyons, M., Ottenbacher, K. J., Pugh, S., Reeves, M. J., Richards, L. G., Stiers, W., Zorowitz, R. D., American Heart Association Stroke Council, C. o. C., Stroke Nursing, C. o. C. C., Council on Quality of, C., & Outcomes, R. (2016). Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery: A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*, 47(6), e98-e169. <https://doi.org/10.1161/STR.0000000000000098>
- Wu, C. Y., Yang, C. L., Chen, M., Lin, K. C., & Wu, L. L. (2013). Unilateral versus bilateral robot-assisted rehabilitation on arm-trunk control and functions post stroke: a randomized controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10, 35.
- Xu, C., Li, S., Wang, K., Hou, Z., & Yu, N. (2017). Quantitative assessment of paretic limb dexterity and interlimb coordination during bilateral arm rehabilitation training. *IEEE Int Conf Rehabil Robot, 2017*, 634-639. <https://doi.org/10.1109/icorr.2017.8009319>
- Yadav, G., Haaland, K. Y., & Mutha, P. K. (2019). Laterality of Damage Influences the Relationship Between Impairment and Arm Use After Stroke. *J Int Neuropsychol Soc*, 1-9. <https://doi.org/10.1017/S1355617718001261>

Yokoi, A., Hirashima, M., & Nozaki, D. (2011). Gain field encoding of the kinematics of both arms in the internal model enables flexible bimanual action. *J Neurosci*, *31*(47), 17058-17068. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.2982-11.2011>

Annexes

Annexe 1

Comité d'éthique de la recherche
des établissements du CRIR



Montréal, le 11 avril 2017

PAR COURRIER ÉLECTRONIQUE

Madame Sylvie Nadeau, Ph.D.
CRIR - site de l'IRGLM du CCSMTL
6300, avenue Darlington
Montréal (Québec) H3S 2J4

Objet : Émission de votre certificat d'éthique
Notre dossier : CRIR-1202-0117

- Centre de réadaptation
Constance-Lethbridge
- Centre de réadaptation
Lucie-Bruneau
- Hôpital juif de réadaptation
- Institut de réadaptation
Gingras-Lindsay-de-Montréal
- Institut Nazareth
et Louis-Braille
- Institut Raymond-Dewar

Partenaires

- Centre de réadaptation en
déficience physique Le Bouclier
- Centre de réadaptation Estrie
- Centre de réadaptation
MAB-Mackay

Madame,

Veillez trouver, ci-joint, une copie du certificat d'éthique qui a été décerné pour votre projet de recherche intitulé « Coordination bilatérale aux membres supérieurs et inférieurs en réponse à l'augmentation de l'erreur ; une étude pilote chez les personnes cérébrolésées ». Ce certificat, ainsi que les documents approuvés, sont également disponibles sur la plateforme de soumission des projets de recherche.


Accès : <http://ethique.crir.ca/acceschercheur/>

Ce certificat est valable pour un an. Le CÉR demande à être informé de toute modification qui pourrait être apportée au projet de recherche mentionné ci-dessus (Formulaire M à compléter via la plateforme).

Nous vous invitons à communiquer avec la personne suivante afin de l'aviser du début de votre projet de recherche :

- Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal
Madame Marie-Thérèse Laramée (514) 340-2085, poste 4214

Nous vous souhaitons bonne chance dans la réalisation de votre projet. Veuillez recevoir, Madame Nadeau, mes cordiales salutations.


Me Anik Nolet
Coordonnatrice à l'éthique de la recherche
des établissements du CRIR
☎ (514) 527-4527, poste 2649
✉ anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca

AN/cl

Pièces jointes : certificat d'éthique et copie des documents approuvés

c.c. : Marie-Thérèse Laramée, IRGLM du CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal

Certificat d'éthique

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CÉR) atteste qu'il a évalué, lors de sa réunion du 21 mars 2017, le projet de recherche CRIR-1202-0117 intitulé :

« **Coordination bilatérale aux membres supérieurs et inférieurs en réponse à l'augmentation de l'erreur : une étude pilote chez les personnes cérébrolésées** »

Présenté par: Sylvie Nadeau, Ph.D
Cyril Duclos, Ph.D
Dany Gagnon, Ph.D
Johanne Higgins, Ph.D
Rachid Aissaoui, Ph.D
Benoit Émeraux, étudiant à la maîtrise M. Sc.

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Le Comité autorise donc sa mise en œuvre sur la foi des documents suivants :

- Formulaire A;
- Formulaire d'évaluation de l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal, daté du 22 février 2017, mentionnant que le projet est acceptable sur le plan de la convenance institutionnelle;
- Évaluation scientifique du projet de recherche du 24 février 2017 effectuée par le Comité d'évaluation scientifique du CRIR;
- Preuve d'octroi d'une subvention de 15 920 \$; du regroupement stratégique INTER financé par le Fonds de recherche du Québec nature et technologies (FQRNT);
- Protocole de recherche (version du 11 avril 2017);
- Formulaire de consentement (version française du 11 avril 2017).

Ce projet se déroulera dans le site du CRIR suivant :

- Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal du CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

1. Informer, dès que possible, le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;

2. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout incident ou accident lié à la procédure du projet ;
3. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout nouveau renseignement susceptible d'affecter l'intégrité ou l'éthicité du projet de recherche, ou encore, d'influer sur la décision d'un sujet de recherche quant à sa participation au projet ;
4. Notifier, dès que possible, le CÉR de toute suspension ou annulation d'autorisation relative au projet qu'aura formulée un organisme de subvention ou de réglementation ;
5. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout problème constaté par un tiers au cours d'une activité de surveillance ou de vérification, interne ou externe, qui est susceptible de remettre en question l'intégrité ou l'éthicité du projet ainsi que la décision du CÉR ;
6. Notifier, dès que possible, le CÉR de l'interruption prématurée, temporaire ou définitive du projet. Cette modification doit être accompagnée d'un rapport faisant état des motifs à la base de cette interruption et des répercussions sur celles-ci sur les sujets de recherche ;
7. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
8. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
9. Tenir et conserver, selon la procédure prévue dans la *Politique portant sur la conservation d'une liste des sujets de recherche*, incluse dans le cadre réglementaire des établissements du CRIR, une liste des personnes qui ont accepté de prendre part à la présente étude ;
10. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication ;
11. En vertu de l'article 19.2 de la *Loi sur les services de santé et les services sociaux*, obtenir l'autorisation du Directeur des services professionnels de l'établissement sollicité avant d'aller consulter les dossiers des usagers de cet établissement, le cas échéant.



Me Michel T. Giroux
Président du CÉR



Date d'émission
11 avril 2017

Annexe 2

La technologie pour la rééducation aux membres supérieurs



Formule de consentement pour votre participation à un projet de recherche

TITRE DU PROJET:

La technologie au service de l'innovation en réadaptation sensorimotrice des membres supérieur et inférieur chez les personnes post-AVC et post-lésion de la moelle épinière (LMÉ) : Phase 1 : Paramètres d'entraînement.

Co-RESPONSABLES :

Sylvie Nadeau, pht, Ph.D

Chercheure, Laboratoire de pathokinésiologie
CRIR/ Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique CIUSSS Centre-Sud-de-l'Île-de- Montréal
Laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse des activités fonctionnelles. Professeure titulaire à l'Université de Montréal, École de réadaptation. Courriel: Sylvie.Nadeau@umontreal.ca

Johanne Higgins, erg, Ph.D.

Chercheur, CRIR/ Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique, CIUSSS Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal

CO-CHERCHEURS:

Daniel Bourbonnais, erg, Ph.D.

Chercheur, CRIR/ Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique CIUSSS Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal

Rachid Aissaoui, Ing, Ph.D.

Chercheur associé au CRIR et École de technologie supérieure

Haifa Akremi, PT, M.Sc

Étudiante au doctorat en sciences de la réadaptation, Université de Montréal.

APPROUVÉ PAR LE CÉR
DES ÉTABLISSEMENTS DU CRIR

LE 22 octobre 2018

PRÉAMBULE

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui implique différentes évaluations et 6 entraînements. Il se déroulera au laboratoire de pathokinésiologie au 4^e étage de l'IRGLM. Les évaluations visent à étudier l'effet d'un entraînement des deux bras avec un nouvel appareil appelé exerciceur bimanuel. Avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de comprendre et de considérer attentivement les renseignements suivants.

Ce formulaire de consentement vous explique le but de cette étude, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin.

Le présent formulaire de consentement peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur et aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

DESCRIPTION DU PROJET ET DE SES OBJECTIFS

Nous avons développé un appareil (appelé exerciceur bimanuel, voir figure 1 ci-dessous) pour tester l'adaptabilité du système nerveux et la coordination aux membres supérieurs lors de diverses tâches de poussées et tirées. Lors de ces mouvements, les membres supérieurs interagissent dans diverses conditions où l'on peut imposer un comportement soit symétrique ou asymétrique, soit synchrone ou asynchrone des membres supérieurs lors des tâches bilatérales, via des résistances et des directions variables. L'appareil mesure les forces exercées par chacun des membres supérieurs et celles-ci sont enregistrées. Nous voulons utiliser cet appareil pour évaluer un entraînement des membres supérieurs sur la coordination bilatérale et la fonction motrice en testant divers paramètres permis par l'exerciseur et en comparant les effets. Ceci permettra d'identifier l'entraînement novateur à prioriser qui sera testé par la suite sur un plus grand nombre de participants. Les paramètres de l'entraînement feront l'objet d'une discussion entre les cliniciens et les chercheurs afin de s'entendre sur le meilleur protocole à utiliser et à tester.

Pour établir les paramètres du protocole d'entraînement, nous voulons entraîner quelques participants (3 à 5) adultes présentant une hémiparésie post-AVC depuis plus de 3 mois. Ils seront recrutés en collaboration avec les cliniciens du programme neurologie de l'IRGLM.

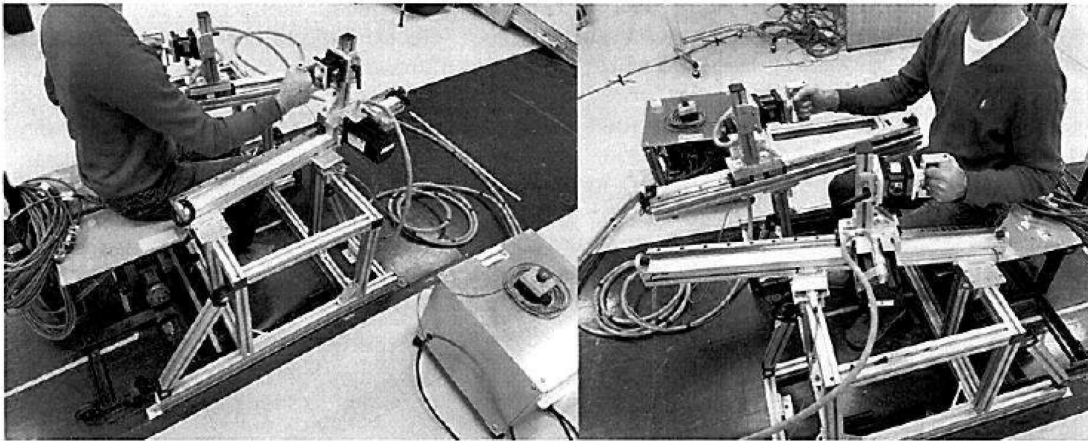


Figure 1 : Exerciceur double utilisé pour l'entraînement des bras

NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION

Cette étude comporte 3 séances d'évaluation. La première évaluation inclut les évaluations cliniques et une période de familiarisation avec l'exerciceur. La deuxième séance reprendra quelques tests cliniques et permettra de réaliser les évaluations en laboratoire. La troisième séance, identique à la séance 2 sera réalisée après les 6 entraînements. Elle reprendra quelques tests de l'examen clinique et les tests de laboratoire. Toutes les séances se dérouleront au laboratoire de pathokinésiologie (4^e étage) du site IRGLM (6300 avenue Darlington, Montréal, H3S 2J4).

Séance 1 : Lors de la 1^{ère} séance d'évaluation, différents tests cliniques seront réalisés pour déterminer votre niveau de fonction sensorielle et motrice. Au cours de ces tests, vous aurez à faire différentes tâches, comme faire des mouvements du bras et de la main ou indiquer votre perception des contacts appliqués par l'évaluateur à votre main (ce ne sera pas douloureux). Ces tâches permettent de coter vos performances selon des méthodes éprouvées. Par la suite, nous vous ferons essayer l'exerciceur pour l'entraînement des membres supérieurs pour vous permettre de vous familiariser avec les équipements. Un des membres de l'équipe sera avec vous pour vous expliquer les tâches à réaliser et pour répondre à vos questions. Aussi, différentes questions vous seront posées au moyen de questionnaires pour déterminer votre indépendance pour les activités de la vie quotidienne et votre niveau de fonctionnement dans la communauté. La première séance dure environ 2 heures.

Séance 2 : Lors de cette séance, certains tests cliniques seront refaits afin de vérifier la stabilité des mesures (environ 30 minutes). Par la suite, l'évaluation avec l'exerciceur double

La technologie pour la rééducation aux membres supérieurs

(voir figure 2 ci-dessous) se fera en position assise. Des moteurs permettront d'imposer des variations d'amplitude des mouvements, de résistance et de vitesse lors de poussées et de tirées des mains. On placera aussi des capteurs /marqueurs sur vous afin de compléter l'évaluation par une analyse biomécanique et EMG (électromyographie). Les marqueurs seront placés sur le poignet, le coude et l'épaule (trois marqueurs sur chacun des segments des bras) et le dos. Les électrodes enregistreront les muscles du coude et des épaules bilatéralement. Tous les essais seront aussi enregistrés à l'aide de deux caméras vidéo afin de nous fournir une image de la manière dont vous exécutez les tâches. Plusieurs tests seront réalisés sur une période de deux heures avec des repos fréquents.

Séance 3 : Cette séance d'évaluation sera similaire à la séance 2 et sera réalisée après les 6 entraînements.

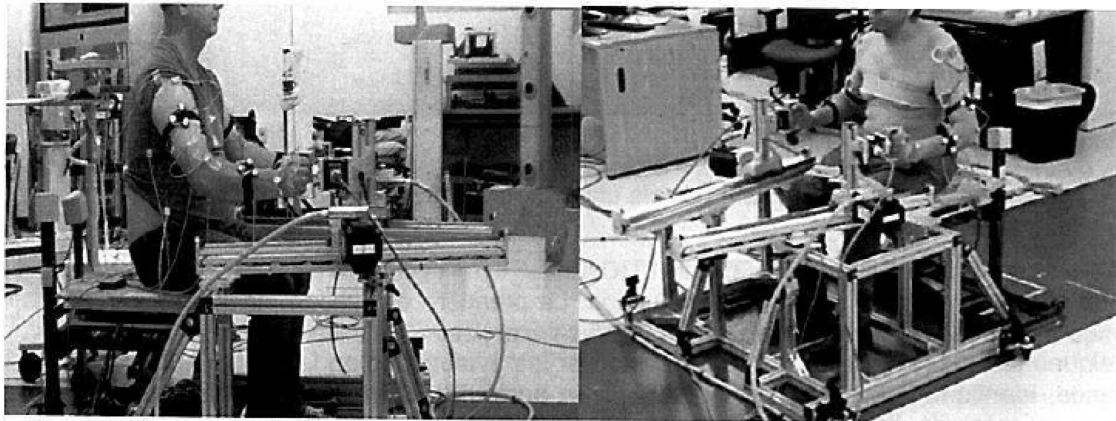


Figure 2 : Environnement de la collecte en laboratoire avec l'exerciseur double (marqueurs LEDS (participants de gauche) et électrodes pour EMG (bleues, participants de droite)).

Entraînement : L'entraînement des membres supérieurs avec l'exerciseur double durera 6 séances aura lieu à l'IRGLM (4^e étage) et sera adapté à votre horaire. La durée d'un entraînement sera de 30-40 minutes et sera déterminée avec les membres de l'équipe clinique qui connaissent votre condition si vous êtes toujours suivi en réadaptation. Si non, l'évaluation clinique de la séance 1 guidera l'entraînement à réaliser. L'entraînement se fera en position assise et consistera en divers efforts de poussées et de tirées avec votre bras atteint et votre bras sain. Des moteurs permettront d'imposer des variations d'amplitude des mouvements, de résistance et de direction lors de poussées et de tirées des mains. Vous pourrez avoir des pauses selon vos besoin. Une question sur votre perception de l'entraînement vous sera posée pour évaluer votre niveau de fatigue à la fin de la séance.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

En tant que participant, vous bénéficiez de 6 séances d'entraînement aux membres supérieurs. Les effets de cet entraînement ne sont pas connus et il se peut que vous retiriez aucun avantage de votre implication au projet de recherche. Néanmoins, votre participation aura contribué à identifier les paramètres d'un programme d'entraînement avec un nouvel appareil (exerciseur double) dans le but d'établir des données pilotes pour une étude plus élaborée auprès d'un grand groupe de participants.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

Il se peut que les efforts demandés lors de l'évaluation en laboratoire et lors des entraînements provoquent tout au plus une certaine fatigue mais celle-ci ne sera que temporaire. Par ailleurs, les déplacements occasionnés pour les séances d'évaluation et d'entraînement peuvent constituer un inconvénient pour certaines personnes.

Par ailleurs, lors des évaluations en laboratoire, la pose d'électrodes peut nécessiter le rasage de poils sur les surfaces de peau où ils seront placés. À ce titre, les règles d'hygiène les plus strictes (rasoirs et collerettes à usage unique, ruban hypoallergène, nettoyage de la peau avec de l'alcool) seront mises en place. Par ailleurs, malgré l'application de ces mesures d'hygiène, il se pourrait que la peau où les marqueurs/électrodes sont placés soit irritée. Dans de tels cas, une lotion calmante sera appliquée sur votre peau.

Il se peut que les efforts demandés lors de l'évaluation provoquent tout au plus une certaine fatigue ou douleur, mais celle-ci ne sera que temporaire. Il est entendu que si vous êtes fatigué durant la session, vous pourrez vous reposer en tout temps avant de continuer.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS

Vous acceptez que l'information recueillie puisse être utilisée pour des fins de communication scientifique, professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que l'anonymat sera respecté à votre égard.

CONFIDENTIALITÉ

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui vous concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles. À cet effet, tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés et conservés sous clé dans une filière du laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse d'activités fonctionnelles de l'installation IRGLM par le responsable de l'étude pour une période de 5 ans suivant la fin du projet. Après cette période de 5 ans, ces renseignements seront détruits. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier pourrait être consulté par une personne mandatée par le CÉR des établissements du CRIR ou par l'Unité de l'éthique du ministère de la Santé et des Services sociaux, qui adhèrent à une politique de stricte confidentialité. Si les séances expérimentales sont filmées, votre visage sera brouillé sur les images vidéos si elles sont utilisées afin de ne pas vous identifier.

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET

Pour votre satisfaction, nous nous appliquerons à répondre à toutes les questions que vous poserez à propos du projet. Pour toute information ou question, vous pourrez communiquer avec Sylvie Nadeau, Ph.D. professeur à l'Université de Montréal au numéro de téléphone 514-340-2111 au poste 2179.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-9565 poste 3795 ou par courriel à l'adresse : anolet.crir@ssss.gouv.qc.ca. Pour ces mêmes questions, vous pouvez aussi communiquer avec le commissaire local aux plaintes de votre établissement (Mme Céline Roy au 514 593-3600,
Courriel : commissaireauxplaintes.ccsmtl@ssss.gouv.qc.ca.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET DROIT DE RETRAIT

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice. En cas de retrait de votre participation, les documents audiovisuels et écrits vous concernant seront conservés, à moins d'indication contraire de votre part.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ :

Il est entendu qu'en acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs et les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

CLAUSE DE COMMERCIALISATION

Dans le cas d'une commercialisation de l'outil que nous développons dans le présent projet, vous ne recevrez aucune contrepartie financière.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE

Une somme de 20\$ vous sera remise à la fin de chaque séance d'évaluation afin de compenser pour les dépenses encourues par votre participation à ce projet de recherche. La participation aux entraînements n'est pas compensée.

CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tels que présentés dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

J'accepte d'être contacté (e) dans le futur par le même chercheur principal pour d'autres études dans un domaine de recherche connexe :

- non
- oui (pour une durée d'un an) *
- oui (pour une durée de deux ans) *
- oui (pour une durée de trois ans) *

** Notez que si vous cochez l'une de ces trois cases, vos coordonnées personnelles seront conservées par le chercheur principal pour la période à laquelle vous avez consenti afin d'être contacté pour un autre projet de recherche.*

J'accepte que les données recueillies au cours de cette étude soient utilisées pour des projets de recherche menés par les membres de la présente équipe de recherche. Lesquels projets devront avoir été évalués et approuvés par un CÉR avant le début de cette utilisation secondaire de données.

oui non

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

Nom du sujet

Signature de l'intéressé (e)

Fait à _____,

le _____, 20_____.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné(e), _____, certifie
(a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;
(b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard;
(c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus;
et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

Signature du responsable du projet
ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20__.

Annexe 3

Mesure de la corrélation croisée

Définition :

Le corrélation croisée mesure le degré de similitude de la variabilité d'une série donnée par rapport à une autre. Considérant les deux séries $x(i)$ et $y(i)$, avec $i = 0, 1, 2, 3, \dots, n-1$. Les variables m_x et m_y représentent les moyennes des séries de données x et y respectivement. Le coefficient de corrélation (r) pour un délai temporel donné (d) (1) est défini par :

$$r = \frac{\sum_i [(x(i) - m_x) * (y(i-d) - m_y)]}{\sqrt{\sum_i (x(i) - m_x)^2} \sqrt{\sum_i (y(i-d) - m_y)^2}}$$

Le dénominateur permet de normaliser le coefficient de corrélation dans l'intervalle de 1 à -1 (1).

L'interprétation :

Un coefficient égal à 0 correspond à l'absence de corrélation entre les deux séries (deux MS). Plus le coefficient s'approche de 1, plus la corrélation est forte et ça montre que les deux séries évoluent dans le temps dans le même sens (mouvement bilatéral en-phase). Quand le coefficient de corrélation s'approche de -1, ça indique les deux variables évoluent dans un sens inverse.

La sensibilité et limites du coefficient de corrélation :

- **L'amplitude du signal** : Le coefficient de corrélation n'est pas influencé par l'amplitude du signal : deux courbes ayant un profil identique présentent un excellent coefficient de corrélation même si l'amplitude est très élevée
- **L'asymétrie d'amplitude du signal** : deux courbes ayant un profil identique présentent un excellent de coefficient de corrélation même si l'amplitude du signal est différente d'une de l'autre
- **L'effet du décalage de 2 signaux identiques** : le coefficient de corrélation est calculé en fonction des signaux décalés et le délai temporel (time lag) indique le degré de décalage entre les signaux (Figure sujet 8 - page 231)

- iv. Time lag =0 : absence de décalage
 - v. Time lag <0 : Le MS gauche est en avance de x% du MS droit
 - vi. Time lag >0 : Le MS gauche est en retard de x% du MS droit
- **L'effet de deux signaux inversés** : le coefficient de corrélation est sensible aux sens de la variation des signaux
 - i. Coefficient de corrélation positif : Les 2 courbes varient dans le même sens
 - ii. Coefficient de corrélation négatif : Les 2 courbes varient dans le sens inverse
 - **L'effet d'un signal constant** : Le coefficient de corrélation n'est pas sensible à un signal constant ou de faible amplitude. Quand le signal est constant, le coefficient de corrélation est indéfini (=0).
 - **L'effet de deux signaux sans « patron » commun** : Le coefficient de corrélation est sensible au patron des signaux: plus le « patron » entre les 2 signaux est très différent, plus le coefficient de corrélation s'approche de zéro. Quand le coefficient de corrélation est nul, le système peut afficher un TL très important qui ne doit pas être pris en considération étant l'absence de couplage entre les signaux.
 - **L'effet d'une asymétrie du signal durant la phase de stabilité** : Le coefficient de corrélation n'est pas sensible à des mouvements de petites amplitudes alors le système peut afficher des résultats de coefficient faible durant une période de stabilité ou bruit du signal, qui ne doit pas être pris en considération. (Autrement, plus le signal est grand (variable) plus le coefficient de corrélation est sensible aux variations (Sujet 1 par rapport au 3) : le sujet 1 a un CC moindre malgré qu'il a seulement 2 pts qui différent du signal, par rapport au sujet 3 qui présente plusieurs points variables et un CC plus élevé).

Avantages et inconvénients :

La mesure de corrélation croisée permet de mesurer la coordination bilatérale temporelle entre deux articulations ou deux MS avec le coefficient de corrélation et le délai temporel à deux degrés de liberté seulement.

La mesure du coefficient de corrélation croisée (entre l'épaule et le coude) montre une bonne fidélité test-retest ($ICC < 0,7$) et un changement minimal détectable de 12,4% et 19,4% durant une tâche d'atteinte et de préhension chez les personnes après un AVC (2).

Cependant, le coefficient de corrélation permet de quantifier la relation entre deux séries à un seul point à la fois, il ne permet pas de quantifier les changements durant le long du mouvement.

En plus, quand la corrélation est calculée entre deux séries de même longueur, le délai temporel réduit la longueur des données partagées par les deux séries (3). Alors à un grand délai temporel entre les deux séries, il y aura des données qui s'éliminent de la série. Donc, le coefficient de corrélation est moins représentatif si le délai temporel entre les séries est élevé (3). À noter que le délai temporel maximal pour la représentativité des résultats n'a pas été défini dans la littérature. Alors le coefficient de corrélation doit être interprété avec précaution selon le mouvement utilisé et en présence d'un délai temporel entre les deux séries.

Références :

1. <http://paulbourke.net/miscellaneous/correlate/>
2. Wagner JM, Rhodes JA, Patten C. Reproducibility and minimal detectable change of three-dimensional kinematic analysis of reaching tasks in people with hemiparesis after stroke. *Phys Ther.* 2008; 88:652-663.
3. Tomita Y, Rodrigues MRM, Levin MF. Upper Limb Coordination in Individuals With Stroke: Poorly Defined and Poorly Quantified. *Neurorehabil Neural Repair.* 2017;31(10-11):885-97.

Exemples :

Sujet 1: Gauche=droit (sauf au début 2 points); amplitude grande au début: Signaux identiques

Sujet 2: Effet de l'asymétrie d'amplitude sur signaux identiques

Sujet 3: Effet de l'asymétrie d'amplitude sur signaux de petites amplitudes identiques

Sujet 4: Effet d'un signal constant unilatéral; signaux très différents

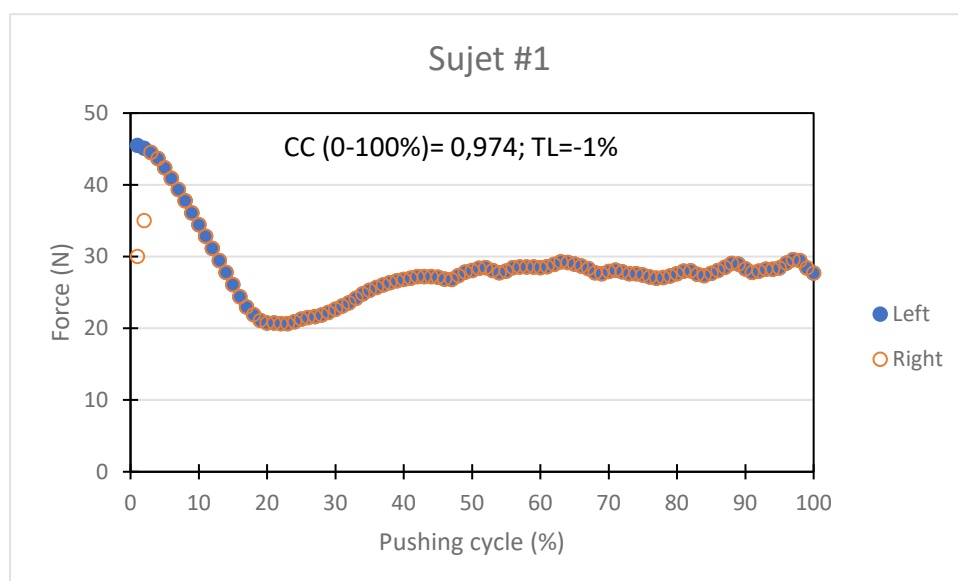
Sujet 5: Effet d'un signal constant bilatéral; mais sans variation

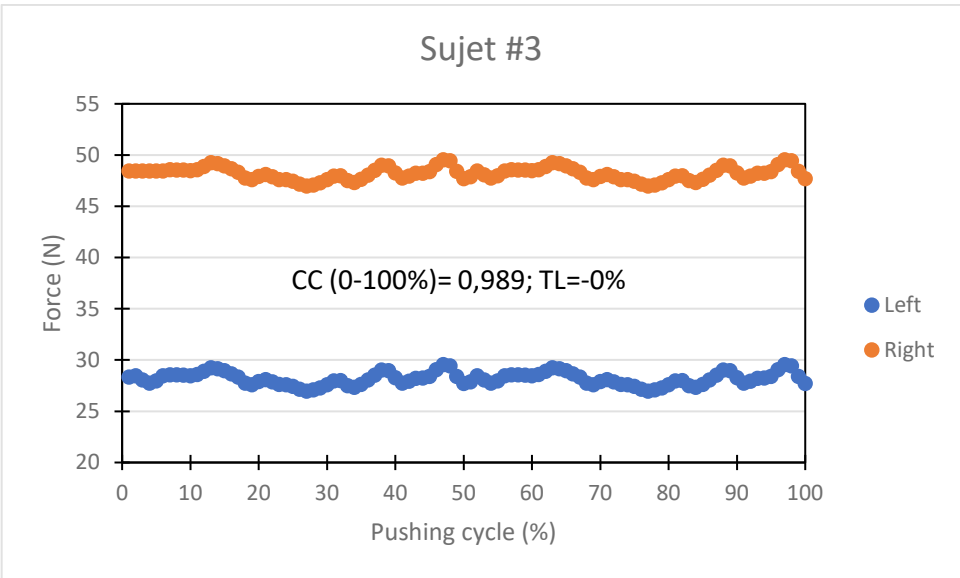
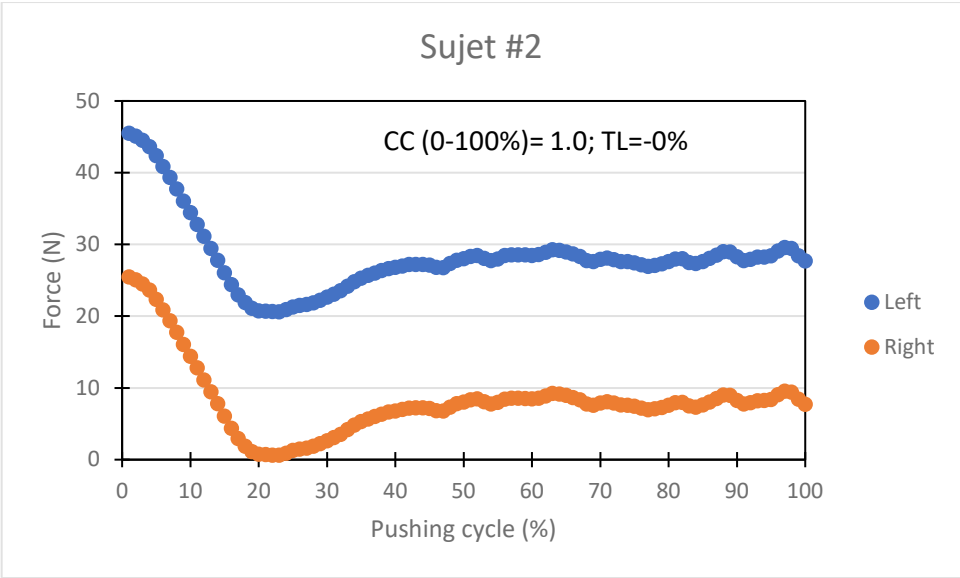
Sujet 6: Effet d'une différence pendant la phase de stabilité avec un décalage d'amplitude au départ; signal identique au départ et le même que sujet 2.

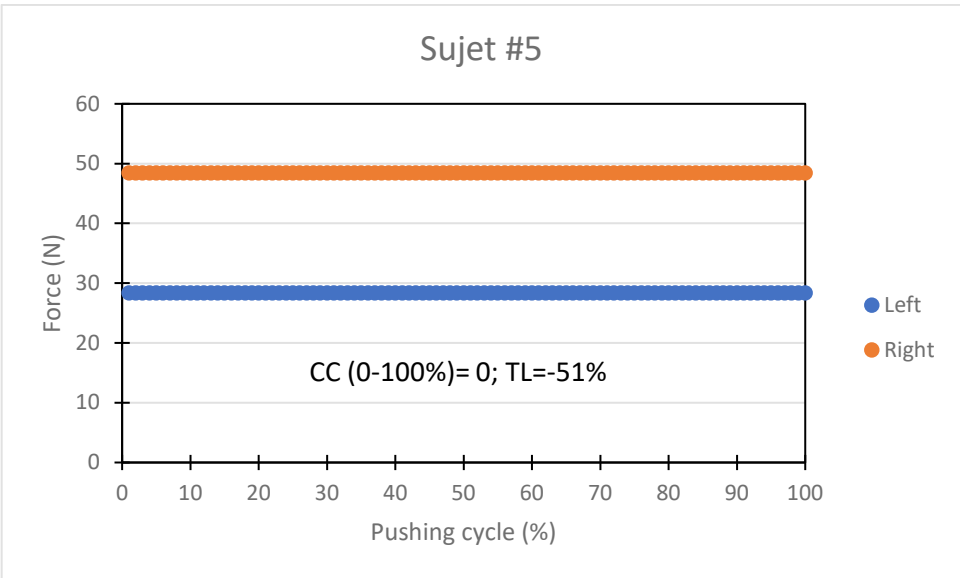
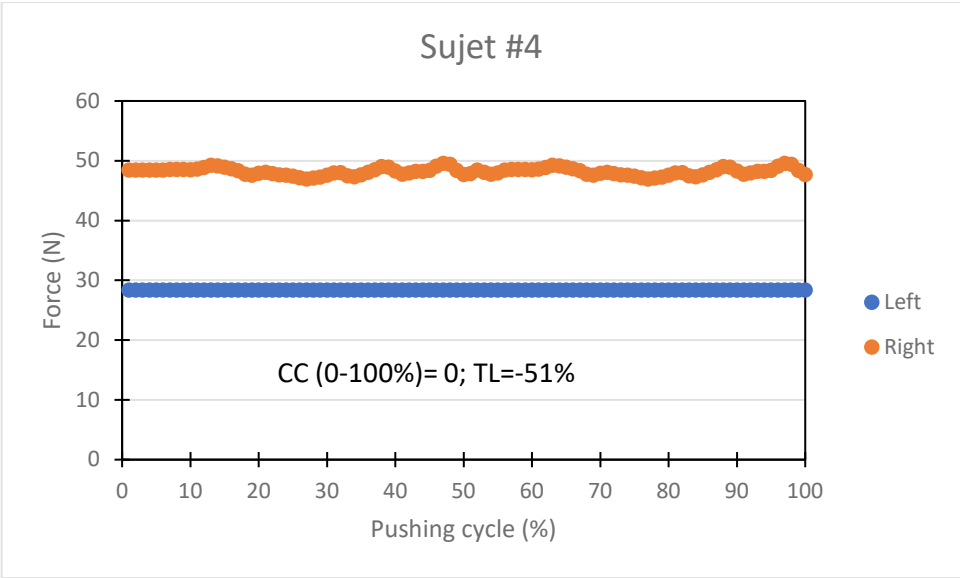
Sujet 7: Effet d'une différence pendant la phase de stabilité sans décalage d'amplitude au départ; signal identique à sujet 1 mais avec une donnée constante unilatéral pendant la phase stable.

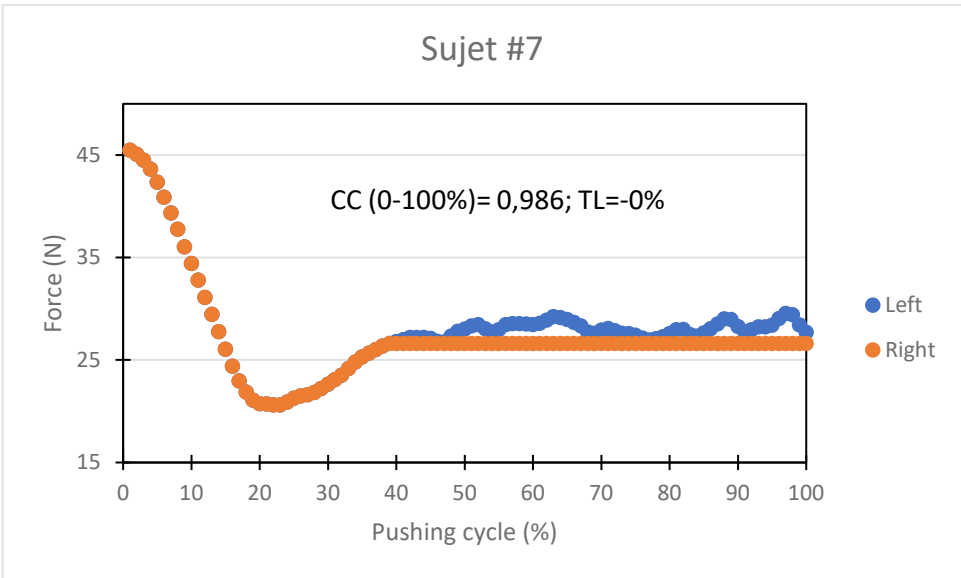
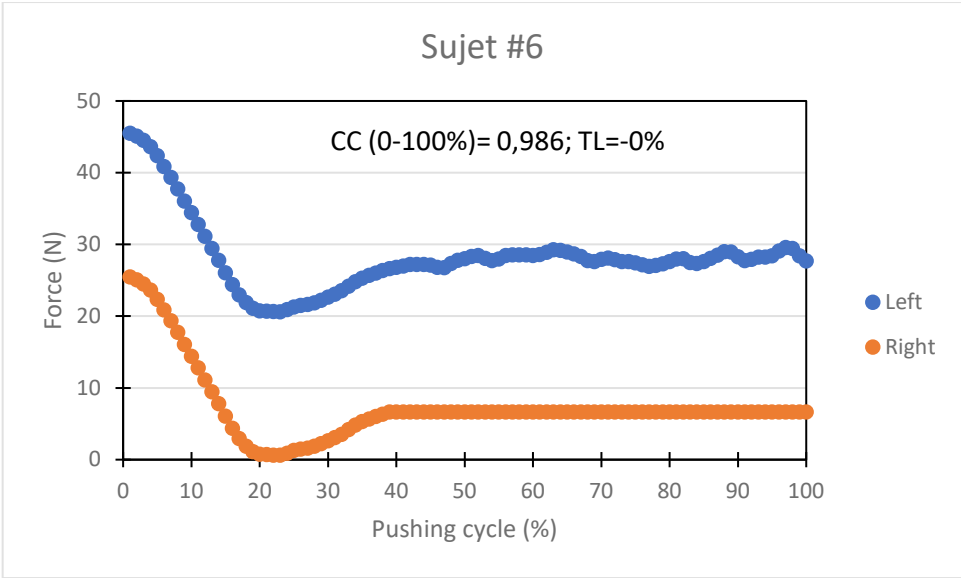
Sujet 8: Effet d'un déphasage de 20% du signal; même signale que sujet 1.

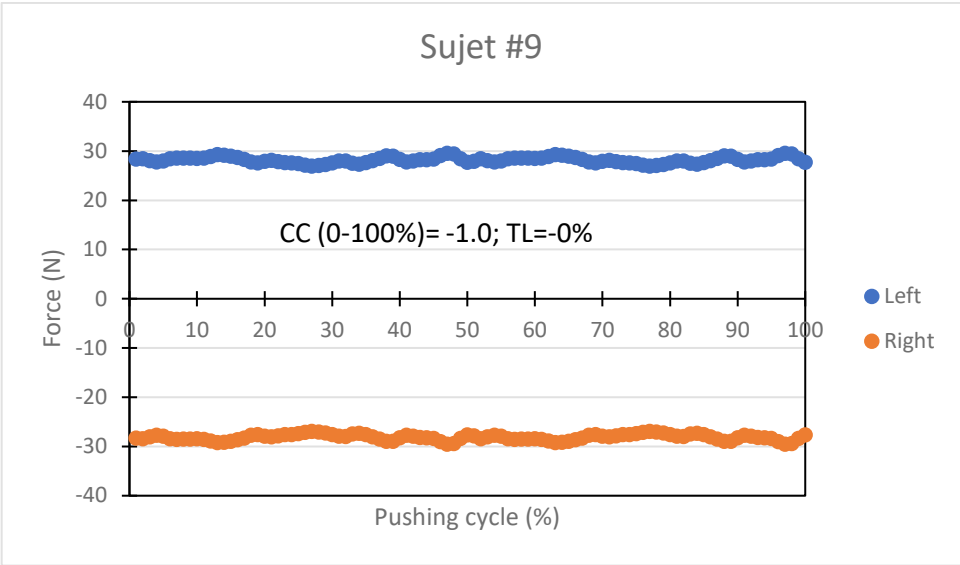
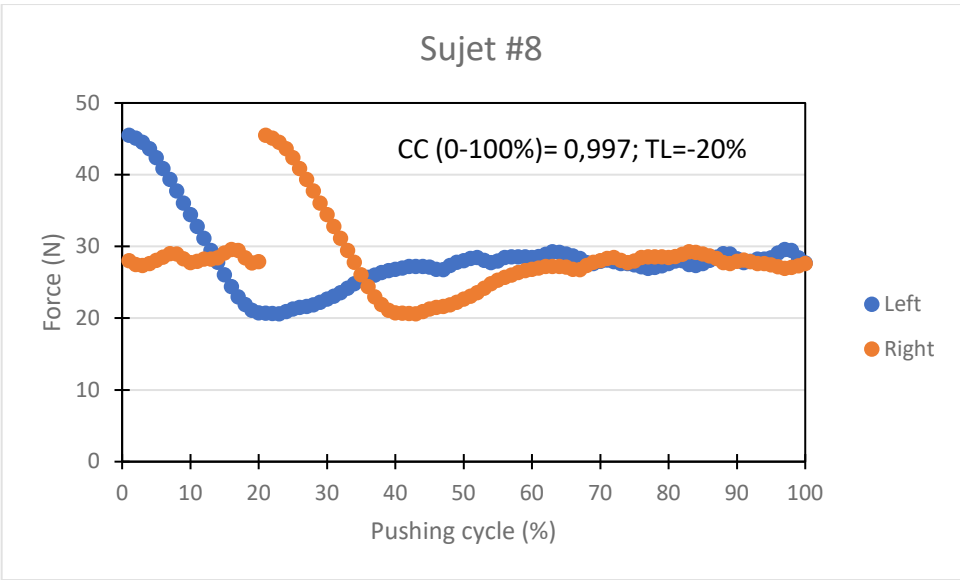
Sujet 9: Effet du sens du signal (même pattern mais inversé); identique à Sujet 4 mais le signal bleu est multiplié par-1.











Annexe 4

Comité d'éthique de la recherche
des établissements du CRIR



Montréal, le 10 juillet 2019

PAR COURRIER ÉLECTRONIQUE

**Membres
institutionnels :**

CISSS de Laval
o Hôpital juif de réadaptation

**CISSS de la Montérégie-
Centre**
o Institut Nazareth et
Louis-Braille

**CIUSSS du Centre-Sud-de-
l'Île-de-Montréal**
o Institut universitaire sur la
réadaptation en déficience
physique de Montréal
▸ CRLB
▸ IRD
▸ IRGLM

**CIUSSS du Centre-Ouest-
de-l'Île-de-Montréal**
o Centre de réadaptation
Lethbridge-Layton-Mackay

Membres partenaires :

CISSS de Lanaudière
o Centre de réadaptation
en déficience physique
Le Bouclier

CISSS des Laurentides
o Centre de réadaptation
en déficience physique
Le Bouclier

Madame Sylvie Nadeau, Ph.D.
CRIR - IURDPM du CCSMTL
6300, avenue Darlington
Montréal (Québec) H3S 2J4

Objet : Émission de votre certificat d'éthique
Notre dossier : CRIR-1380-1218

Madame,

Vous trouverez, ci-joint, une copie du certificat d'éthique qui a été décerné pour votre projet de recherche intitulé « **Effet de protocoles d'entraînement bilatéral basés sur l'augmentation de l'erreur sur la récupération fonctionnelle du membre supérieur parétique chez les personnes après un accident vasculaire cérébral (AVC)** ». Ce certificat, ainsi que les documents approuvés, sont également disponibles sur la plateforme de soumission des projets de recherche.

Accès : <http://ethique.crir.ca/acceschercheur/>

Ce certificat est valable pour un an. Le CÉR demande à être informé de toute modification qui pourrait être apportée au projet de recherche mentionné ci-dessus (Formulaire M à compléter via la plateforme).

Nous vous invitons à communiquer avec la personne suivante afin de l'aviser du début de votre projet de recherche :

- Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal
Monsieur Frédéric Messier (514) 340-2111, poste 2277

Par ailleurs, veuillez noter que vous pourrez débiter votre projet uniquement lorsque vous recevrez l'autorisation de la personne dûment mandatée par le CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal.

Nous vous souhaitons bonne chance dans la réalisation de votre projet. Veuillez recevoir, madame, mes cordiales salutations.



Mariama Touré, erg. M.Sc. Sciences biomédicales (option réadaptation)
Coordonnatrice du CER des établissements du CRIR
514-527-9565 · Poste 3789
Courriel mariama.toure.ccsmtl@sss.gouv.qc.ca

MT/bp

Pièces jointes : certificat d'éthique et copie des documents approuvés

c.c. : Frédéric Messier, IRGLM du CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal

66, rue Sainte-Catherine Est
4^e étage
Montréal (Québec) H2X 1K6
Canada
T 514 527-9565 poste 3232
www.crir.ca

Certificat d'éthique

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CÉR) atteste qu'il a évalué, lors de sa réunion du 12 mars 2019, le projet de recherche **CRIR-1380-1218** intitulé :

« **Effet de protocoles d'entraînement bilatéral basés sur l'augmentation de l'erreur sur la récupération fonctionnelle du membre supérieur parétique chez les personnes après un accident vasculaire cérébral (AVC)** ».

Présenté par : **Sylvie Nadeau, Ph.D.**
Johanne Higgins, erg, Ph.D.
Rachid Aissaoui, Ph.D.
Haifa Akremi, M.Sc.
Dre Nicole Beaudoin, M.D.

Le présent projet répond aux exigences éthiques de notre CÉR. Le Comité autorise donc sa mise en œuvre sur la foi des documents suivants :


- **Lettre de présentation au CÉR datée du 11 décembre 2019;**
- **Formulaire A;**
- **Formulaire d'évaluation de l'Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique de Montréal du CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal (installation Gingras-Lindsay), daté du 31 janvier 2019, mentionnant que le projet est acceptable sur le plan de la convenance institutionnelle;**
- **Évaluation scientifique du projet de recherche du 8 février 2019 effectuée par le Comité d'évaluation scientifique du CRIR;**
- **Preuve d'octroi d'une subvention de 53 000 \$ de la Fondation LRH;**
- **Lettre réponse du CER du 2 avril 2019;**
- **Protocole de recherche (version du 10 juillet 2019);**
- **Formulaire d'information et de consentement (version du 10 juillet 2019);**
- **Cahier d'évaluation tests cliniques A (version du 10 juillet 2019);**
- **Cahier d'évaluation tests cliniques B (version du 10 juillet 2019).**


Ce projet se déroulera dans le site du CRIR suivant :

- **Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique de Montréal du CIUSSS du Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal :**
 - **Installation Gingras-Lindsay**

Ce certificat est valable pour un an. En acceptant le présent certificat d'éthique, le chercheur s'engage à :

1. Informer, dès que possible, le CÉR de tout changement qui pourrait être apporté à la présente recherche ou aux documents qui en découlent (Formulaire M) ;
2. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout incident ou accident lié à la procédure du projet ;
3. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout nouveau renseignement susceptible d'affecter l'intégrité ou l'éthicité du projet de recherche, ou encore, d'influer sur la décision d'un sujet de recherche quant à sa participation au projet ;
4. Notifier, dès que possible, le CÉR de toute suspension ou annulation d'autorisation relative au projet qu'aura formulée un organisme de subvention ou de réglementation ;
5. Notifier, dès que possible, le CÉR de tout problème constaté par un tiers au cours d'une activité de surveillance ou de vérification, interne ou externe, qui est susceptible de remettre en question l'intégrité ou l'éthicité du projet ainsi que la décision du CÉR ;
6. Notifier, dès que possible, le CÉR de l'interruption prématurée, temporaire ou définitive du projet. Cette modification doit être accompagnée d'un rapport faisant état des motifs à la base de cette interruption et des répercussions sur celles-ci sur les sujets de recherche ;
7. Fournir annuellement au CÉR un rapport d'étape l'informant de l'avancement des travaux de recherche (formulaire R) ;
8. Demander le renouvellement annuel de son certificat d'éthique ;
9. Tenir et conserver, selon la procédure prévue dans la *Politique portant sur la conservation d'une liste des sujets de recherche*, incluse dans le cadre réglementaire des établissements du CRIR, une liste des personnes qui ont accepté de prendre part à la présente étude ;
10. Envoyer au CÉR une copie de son rapport de fin de projet / publication ;
11. En vertu de l'article 19.2 de la *Loi sur les services de santé et les services sociaux*, obtenir l'autorisation du Directeur des services professionnels de l'établissement sollicité avant d'aller consulter les dossiers des usagers de cet établissement, le cas échéant.


Me Michel T. Giroux
Président du CÉR


Date d'émission
10 juillet 2019

Annexe 5

Effets d'un entraînement bilatéral sur la fonction du membre supérieur parétique



Formule de consentement pour votre participation à un projet de recherche

TITRE DU PROJET:

Effet de protocoles d'entraînement bilatéral basés sur l'augmentation de l'erreur sur la récupération fonctionnelle du membre supérieur parétique chez les personnes après un accident vasculaire cérébral (AVC).

Co-RESPONSABLES :

Sylvie Nadeau, pht, Ph.D

Chercheure, Laboratoire de pathokinésiologie
CRIR/ Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique CIUSSS Centre-Sud-de-l'Île-de- Montréal
Laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse des activités fonctionnelles. Professeure titulaire à l'Université de Montréal, École de réadaptation.
Courriel: Sylvie.Nadeau@umontreal.ca

Johanne Higgins, erg, Ph.D.

Chercheur, CRIR/ Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique, CIUSSS Centre-Sud-de-l'Île-de-Montréal
Courriel : johanne.higgins@umontreal.ca

CO-CHERCHEURS:

Rachid Aissaoui, Ing, Ph.D.

Chercheur associé au CRIR et École de technologie supérieure

Haifa Akremi, PT, M.Sc

Étudiante au doctorat en sciences de la réadaptation, Université de Montréal.

COLLABORATRICE :

Dre Nicole Beaudoin, M.D. FRCPC, FACP, Physiatre AVC IRGLM et physiothérapeutes et ergothérapeutes du programme neurologie (AVC).

APPROUVÉ PAR LE CÉR
DES ÉTABLISSEMENTS DU CRIR

LE : 10 juillet 2019

PRÉAMBULE

Nous vous demandons de participer à un projet de recherche qui implique différentes évaluations et 6 entraînements. Il se déroulera au laboratoire de pathokinésiologie au 4^e étage de l'IRGLM (6300 avenue Darlington, Montréal QC Canada H3S 2J4). Les évaluations visent à étudier l'effet d'un entraînement des deux bras avec un nouvel appareil appelé exerciceur bimanuel. Avant d'accepter de participer à ce projet de recherche, veuillez prendre le temps de comprendre et de considérer attentivement les renseignements suivants.

Ce formulaire de consentement vous explique le but de cette étude, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin.

Le présent formulaire de consentement peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur et aux autres membres du personnel affecté au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

DESCRIPTION DU PROJET ET DE SES OBJECTIFS

Nous avons développé un appareil (appelé exerciceur bimanuel, voir figure 1 ci-dessous) pour tester l'adaptabilité du système nerveux et la coordination aux membres supérieurs lors de diverses tâches de poussées et tirées. Lors de ces mouvements, les membres supérieurs interagissent dans diverses conditions où l'on peut imposer un comportement soit symétrique ou asymétrique, soit synchrone ou asynchrone des membres supérieurs lors des tâches bilatérales, via des résistances ou des mouvements assistés de l'appareil. L'appareil mesure les forces exercées par chacun des membres supérieurs et celles-ci sont enregistrées. Nous voulons utiliser cet appareil pour évaluer un entraînement des membres supérieurs sur la coordination bilatérale, la force, la fonction en testant divers protocoles d'entraînement permis par l'exerciseur et en comparant les effets avant et après l'entraînement. Ceci permettra à terme d'identifier si ces entraînements novateurs peuvent être testés auprès d'un plus grand groupe de participants inclus dans un essai clinique. Les paramètres de l'entraînement feront l'objet d'une discussion entre les cliniciens et les chercheurs afin de déterminer lequel des trois protocoles testés conviendra le mieux à votre niveau de récupération.

Pour obtenir des données pilotes sur les résultats des protocoles d'entraînement, nous voulons entraîner 10 participants adultes dans chacun des trois groupes. Ceux-ci présentant une hémiparésie post-AVC depuis plus de 3 semaines jusqu'à 12 mois. Ils seront recrutés en collaboration avec les cliniciens du programme de neurologie de l'IRGLM.

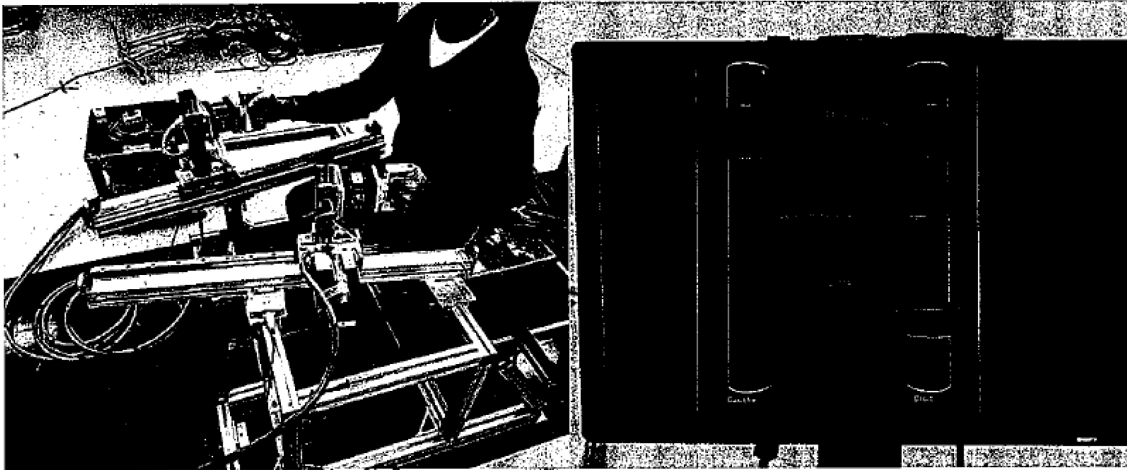


Figure 1 : Exerciceur double utilisé pour l'entraînement avec exemple de rétroaction visuelle

NATURE ET DURÉE DE LA PARTICIPATION

Cette étude comporte 4 évaluations. La première inclut les évaluations cliniques et une période de familiarisation avec l'exerciceur. La deuxième séance reprendra quelques tests cliniques et permettra de réaliser les évaluations en laboratoire. La troisième évaluation, identique à l'évaluation 2 sera réalisée après les 6 entraînements. Elle reprendra quelques tests de l'examen clinique et les tests de laboratoire. La dernière évaluation sera réalisée un mois après la fin de l'entraînement et reprendra seulement certaines évaluations cliniques. Toutes les séances se dérouleront au laboratoire de pathokinésiologie (4^e étage) du site IRGLM (6300 avenue Darlington, Montréal, H3S 2J4).

Évaluation 1 : Lors de la première d'évaluation, différents tests cliniques seront réalisés pour déterminer votre niveau de fonction sensorielle et motrice. Au cours de ces tests, vous aurez à faire différentes tâches, comme faire des mouvements du bras et de la main ou indiquer votre perception des contacts appliqués par l'évaluateur à votre main (ce ne sera pas douloureux). Ces tâches permettent de mesurer vos capacités selon des méthodes éprouvées. Par la suite, nous vous ferons essayer l'exerciceur pour l'entraînement des membres supérieurs pour vous permettre de vous familiariser avec les équipements. Un des membres de l'équipe sera avec vous pour vous expliquer les tâches à réaliser et pour répondre à vos questions. Aussi, différentes questions vous seront posées au moyen de questionnaires pour déterminer votre indépendance pour les activités de la vie quotidienne et le niveau de fonctionnement de votre bras. La première séance dure environ 2 heures.

Évaluation 2 : Lors de cette évaluation, certains tests cliniques seront refaits afin de vérifier la stabilité des mesures (environ 30 minutes).

Effets d'un entraînement bilatéral sur la fonction du membre supérieur parétique

Par la suite, l'évaluation avec l'exerciseur double (voir figure 2 ci-dessous) se fera en position assise. Des dispositifs permettront d'imposer des variations d'amplitude des mouvements, de résistance et de vitesse lors de poussées et de tirées des mains. On placera aussi des capteurs /marqueurs sur vous afin de compléter l'évaluation par une analyse biomécanique et EMG (électromyographie). Les marqueurs seront placés sur le poignet, le coude et l'épaule (trois marqueurs sur chacun des segments des bras) et le dos. Les électrodes enregistreront l'activité électrique des muscles du coude et des épaules bilatéralement ainsi que ceux du tronc. Tous les essais seront aussi enregistrés à l'aide de deux caméras vidéo afin de nous fournir une image de la manière dont vous exécutez les tâches. Plusieurs tests seront réalisés sur une période d'une heure avec des repos fréquents.

Stimulation du cerveau (stimulation magnétique transcranienne-SMT) environ 30 minutes : Si vous êtes éligible et que vous avez accepté cette partie de l'évaluation qui consiste à stimuler votre cerveau. Les exercices aux membres supérieurs seront précédés de stimulation magnétique transcranienne, réalisée par Dre Higgins experte avec cette approche, afin d'évaluer l'excitabilité de votre cerveau. La stimulation transcranienne est utilisée pour évaluer comment votre cerveau contrôle les muscles de vos bras. Ceci est fait en plaçant une bobine sur votre tête pour stimuler la partie de votre cerveau qui contrôle votre bras. Vous allez ressentir une petite contraction dans les muscles du bras durant ce test, ce qui est normal puisqu'il s'agit de la réponse des muscles à la stimulation. Nous allons déterminer le meilleur emplacement pour stimuler votre cerveau pour produire une contraction musculaire qui se manifestera par de l'activité électrique qui sera captée par les électrodes placées sur votre bras. Il y a une série de stimulations parfois isolées, parfois plus rapides. Ces stimulations sont indolores et se déroulent en position assise. Afin de minimiser les risques liés à ce test, des informations seront prises auprès de votre médecin traitant et vous aurez à remplir un questionnaire pour la SMT.

Évaluation 3- après l'entraînement : Cette évaluation sera similaire à la séance 2 et sera réalisée immédiatement après les 6 entraînements.

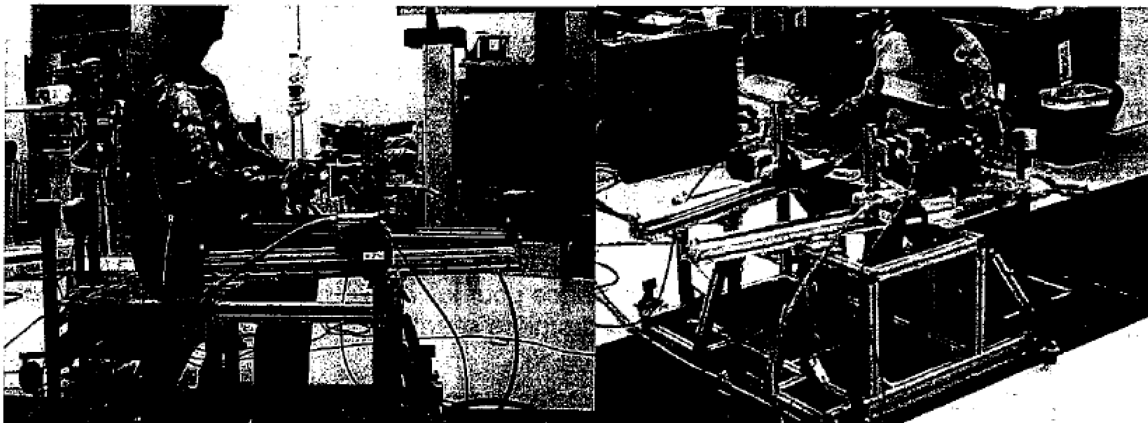


Figure 2 : Environnement de la collecte en laboratoire avec l'exerciseur double (marqueurs LEDS (participants de gauche) et électrodes pour EMG (bleues, participants de droite).

Évaluation 4- à 1 mois après l'entraînement : Cette évaluation sera d'une durée de 30-45 minutes. Elle comprendra seulement des tests cliniques et sera réalisée un mois après les 6 entraînements.

Entraînement (6 séances) : L'entraînement des membres supérieurs avec l'exerciseur double durera 6 séances, aura lieu à l'IRGLM (4^e étage) et sera adapté à votre horaire. La durée d'un entraînement sera de 30-40 minutes et les paramètres seront déterminés avec les membres de l'équipe clinique qui connaissent votre condition si vous êtes toujours suivi en réadaptation. Si non, l'évaluation clinique de la séance 1 guidera l'entraînement à réaliser. L'entraînement se fera en position assise et consistera en divers efforts de poussées et de tirées avec votre bras atteint et votre bras sain. Pour votre bras atteint, l'appareil pourra vous aider ou vous résister en fonction de la récupération motrice de votre bras. Des moteurs permettront d'imposer des variations d'amplitude des mouvements, de résistance et de direction lors de poussées et de tirées des mains. Vous pourrez avoir des pauses selon vos besoins. Une question sur votre perception de l'entraînement vous sera posée pour évaluer votre niveau de fatigue à la fin de la séance. De plus, on vous questionnera aussi sur votre niveau de douleur au membre supérieur.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

En tant que participant, vous bénéficiez de 6 séances d'entraînement aux membres supérieurs. Les effets de cet entraînement ne sont pas connus et il se peut que vous ne retiriez aucun avantage de votre implication au projet de recherche. Néanmoins, votre participation aura contribué à fournir les premiers résultats sur un programme d'entraînement avec un nouvel appareil (exerciseur double) dans le but d'appuyer une étude plus élaborée auprès d'un grand groupe de participants.

RISQUES ET INCONVÉNIENTS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION

Les risques découlant des procédures de stimulation magnétique transcranienne utilisée dans cette étude sont minimales pour la majorité des personnes. Bien que vous ayez déjà été questionné à ce sujet, nous voulons vous présenter, à nouveau, les critères qui pour des questions de sécurité vous excluraient de participer à cette étude.

1. Avoir reçu un diagnostic médical d'une maladie neurologique telle l'épilepsie la maladie de Parkinson, la sclérose latérale ou avoir eu plus d'un accident vasculaire cérébral ;
2. Avoir des antécédents familiaux de crises épileptiques ;
3. Avoir des problèmes cardiaques importants ou subi des interventions chirurgicales qui ont demandé la pose d'un stimulateur cardiaque communément appelé «pacemaker», de clip, de sonde ou de valve cardiaque ;
4. Avoir une pression intracrânienne augmentée ;
5. Avoir des pompes médicales implantées ;

Effets d'un entraînement bilatéral sur la fonction du membre supérieur parétique

6. Avoir des pièces de métal sur le crâne (mis à part, les plombages dans la bouche) ;
7. Prendre des antidépresseurs tri-cycliques ou les agents neuroleptiques ;
8. Être enceinte ;
9. Avoir des douleurs qui peuvent limiter les mouvements de votre bras et de votre main.

Bien que nous utilisions des intensités faibles et une fréquence de stimulations magnétiques très basse, il se peut que vous ressentiez un léger mal de tête qui s'estompera après quelques heures suivant l'expérience. La bobine des stimulations magnétiques transcraniennes fait un clic sonore durant la stimulation. Afin de prévenir tout inconfort, on vous remettra des bouchons pour les oreilles à porter durant l'intervention.

Bien que la stimulation magnétique transcranienne soit une procédure sans risque identifié, cette procédure est récente et certains risques ne sont peut-être pas connus.

Il se peut que les efforts demandés lors de l'évaluation en laboratoire et lors des entraînements provoquent tout au plus une certaine fatigue et une légère douleur, mais celles-ci ne seront que temporaires. Il est entendu que si vous êtes fatigué durant la session, vous pourrez vous reposer en tout temps avant de continuer.

Aussi lors des évaluations en laboratoire, la pose d'électrodes peut nécessiter le rasage de poils sur les surfaces de peau où ils seront placés. À ce titre, les règles d'hygiène les plus strictes (rasoirs et collerettes à usage unique, ruban hypoallergène, nettoyage de la peau avec de l'alcool) seront mises en place. Par ailleurs, malgré l'application de ces mesures d'hygiène, il se pourrait que la peau où les marqueurs/électrodes sont placés soit irritée. Dans de tels cas, une lotion calmante sera appliquée sur votre peau.

Pour certaines personnes, les déplacements occasionnés pour les séances d'évaluation et d'entraînement peuvent constituer un inconvénient.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS

Vous acceptez que l'information recueillie puisse être utilisée pour des fins de communication scientifique, professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que l'anonymat sera respecté à votre égard.

ACCÈS À VOTRE DOSSIER MÉDICAL

Vous autorisez l'équipe de recherche à consulter votre dossier de réadaptation afin d'y colliger les informations en lien avec votre AVC et nécessaires à la réalisation du projet de recherche, telles que les médicaments que vous prenez, tout antécédent médical personnel ou familial, ainsi que les particularités de votre AVC, incluant la date, la sévérité et le site de la lésion. Nous prendrons aussi en notes vos résultats aux tests cliniques et les interventions effectués par les ergothérapeutes et physiothérapeutes. Ces informations seront utilisées pour déterminer s'il y a des raisons médicales ou scientifiques pour lesquelles vous ne devriez pas participer à cette étude. Ces informations seront aussi utilisées pour nous aider à comprendre vos réponses aux procédures expérimentales.

CONFIDENTIALITÉ

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui vous concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles. À cet effet, tous les renseignements personnels recueillis à votre sujet au cours de l'étude seront codifiés et conservés sous clé dans une filière du laboratoire de pathokinésiologie et d'analyse d'activités fonctionnelles de l'installation IRGLM par le responsable de l'étude pour une période de 5 ans suivant la fin du projet. Après cette période de 5 ans, ces renseignements seront détruits. Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier pourrait être consulté par une personne mandatée par le CÉR des établissements du CRIR ou par l'Unité de l'éthique du ministère de la Santé et des Services sociaux, qui adhèrent à une politique de stricte confidentialité. Si les séances expérimentales sont filmées, votre visage sera brouillé sur les images vidéo si elles sont utilisées afin de ne pas vous identifier.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET DROIT DE RETRAIT

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre et volontaire. Il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans aucun préjudice. En cas de retrait de votre participation, les documents audiovisuels et écrits vous concernant seront conservés, à moins d'indication contraire de votre part.

CLAUSE DE RESPONSABILITÉ

Il est entendu qu'en acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs et les institutions impliquées de leurs obligations légales et professionnelles.

CLAUSE DE COMMERCIALISATION

Dans le cas d'une commercialisation de l'outil que nous développons dans le présent projet, vous ne recevrez aucune contrepartie financière.

INDEMNITÉ COMPENSATOIRE

Une somme de 25\$ vous sera remise à la fin de chaque séance d'évaluation afin de compenser pour les dépenses encourues par votre participation à ce projet de recherche. La participation aux entraînements n'est pas compensée.

ÉTUDES ULTÉRIEURES

J'accepte d'être contacté (e) dans le futur par le même chercheur principal pour d'autres études dans un domaine de recherche connexe :

- non
 oui (pour une durée d'un an) *
 oui (pour une durée de deux ans) *
 oui (pour une durée de trois ans) *

* Notez que si vous cochez l'une de ces trois cases, vos coordonnées personnelles seront conservées par le chercheur principal pour la période à laquelle vous avez consenti afin d'être contacté pour un autre projet de recherche.

UTILISATION SECONDAIRE DES DONNÉES

J'accepte que les données recueillies au cours de cette étude soient utilisées pour des projets de recherche menés par les membres de la présente équipe de recherche. Lesquels projets devront avoir été évalués et approuvés par un CÉR avant le début de cette utilisation secondaire de données.

oui non

ACCÈS AUX RÉSULTATS À LA FIN DE LA RECHERCHE

À la fin de l'étude, vous aurez la possibilité d'avoir accès aux résultats généraux découlant de ce projet de recherche.

Oui
Non

courriel : _____

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET

Pour votre satisfaction, nous nous appliquerons à répondre à toutes les questions que vous poserez à propos du projet. Pour toute information ou question, vous pourrez communiquer avec Sylvie Nadeau, Ph.D. professeur à l'Université de Montréal au numéro de téléphone 514-340-2111 au poste 2179.

Si vous avez des questions sur vos droits et recours ou sur votre participation à ce projet de recherche, vous pouvez communiquer avec Mariama Touré, coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR au (514) 527-9565 poste 3789 ou par courriel à l'adresse : mariama.toure.ccsmtl@ssss.gouv.qc.ca. Pour ces mêmes questions, vous pouvez aussi communiquer avec le commissaire local aux plaintes de votre établissement au 514 593-3600,

Courriel : commissaireauxplaintes.ccsmtl@ssss.gouv.qc.ca

Effets d'un entraînement bilatéral sur la fonction du membre supérieur parétique

CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu et compris le présent projet, la nature et l'ampleur de ma participation, ainsi que les risques auxquels je m'expose tels que présentés dans le présent formulaire. J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses à ma satisfaction.

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans préjudice d'aucune sorte. Je certifie qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

Une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement doit m'être remise.

Nom du sujet

Signature de l'intéressé (e)

Fait à _____,

le _____, 20_____.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné(e), _____, certifie
(a) avoir expliqué au signataire les termes du présent formulaire;
(b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard;
(c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus;
et (d) que je lui remettrai une copie signée et datée du présent formulaire.

Signature du responsable du projet
ou de son représentant

Fait à _____, le _____ 20__.

