

Analyse des forces des membres supérieurs développées par
des participants hémiparétiques dans un entraînement
bimanuel

par

Gwendal CARIOU

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

MONTRÉAL, LE 21 MARS 2021

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Gwendal Cariou, 2021



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

PRÉSENTATION DU JURY

CE RAPPORT DE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

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

M. David Labbé, président du jury
Département de génie logiciel et des technologies de l'information

Mme Sylvie Nadeau, jury externe
École de réadaptation, Université de Montréal

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

LE 16 MARS 2021

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Ce mémoire de maîtrise a été réalisé au Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO) sous la direction du professeur Rachid Aissaoui. Il utilise des données collectées sur l'exerciseur par l'équipe du personnel technique et les ingénieurs du laboratoire de pathokinésiologie du Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation (CRIR), site Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IRGLM).

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur, le professeur Rachid Aissaoui, qui m'a accompagné durant ces deux années de projet. Merci de m'avoir proposé un projet de mémoire, qui m'a permis de découvrir le milieu de la recherche et d'intégrer le LIO. Merci pour avoir enrichi mes connaissances et de m'avoir enseigné la méthodologie pour réaliser un projet de recherche. Merci de m'avoir remotivé et encouragé pendant les moments difficiles.

Je remercie également Sylvie Nadeau, chercheuse au CRIR, qui m'a permis de me greffer à son projet de rééducation des personnes hémiparétiques et ainsi de découvrir le monde de la recherche.

Merci aussi à Philippe Gourdou, assistant de recherche à l'IRGLM, qui m'a montré le fonctionnement de l'exerciseur, m'a fourni les données du projet, des explications et pour avoir répondu à toutes mes questions.

Mes remerciements sont également adressés aux 41 participants du projet. Même si, je ne les ai jamais croisés et ai travaillé uniquement sur les données, ils ont participé par les investissements à la recherche et à mon projet.

J'ai beaucoup de reconnaissance à l'égard des chercheurs du LIO, le professeur Jacques A. De Guise, la professeure Nicola Hagemeister et le professeur David Labbé, pour leur investissement dans la vie du laboratoire et dans les réunions du LIO en posant les bonnes questions.

VI

Je remercie infiniment Marie J, pour m'avoir supporté pendant ces deux années au LIO, pour toutes nos discussions, pour m'avoir remonté le moral pendant le confinement et pour toutes les sucreries offertes à Monsieur Glouton.

Je remercie également Marie Moulin, pour ta présence au laboratoire et en dehors, ta joie de vivre, nos fous rires, nos discussions à trois avec Marie J et enfin pour toujours m'accompagner pour aller chercher une glace.

J'adresse également tous mes remerciements et mes salutations à tous les étudiants de l'axe qui font de l'étage un lieu de vie, où mes 2 années sont passées à vitesse incroyable.

Je remercie en particulier la « Team Rencontre LIO » dont je faisais partie et composée de Magali et Yolène pour l'organisation de toutes les réunions et l'organisation d'un très beau congrès.

Je remercie l'équipe du comité de vie social (CVS) dont je faisais partie et composée de Marie J, Marie M, Valentin V, Anaïde T, Guillaume B et Guillaume F pour avoir fait de l'axe un lieu de vie, l'avoir décoré et avoir organisé pleins d'évènements, même si je ne connaîtrai pas le chalet que nous avons réservé.

Enfin je remercie plusieurs étudiants que j'ai connus plus ou moins longtemps et que je considère comme des amis : Théo D, Anne-Marie C, Werner T, Margaux P, Valentin V, Marie M, Capucine G, Samuel O, Annie Pier L, Nolwenn et Thibault, vous figurez sur le mur du souvenir. Merci pour tous ces bons moments et tous ces souvenirs inoubliables.

Je remercie mes amis de mon école d'ingénieur à Paris et tout particulièrement Corentin, Charles et Florian qui forment avec moi la « Team Corée » pour tous les bons moments que nous avons partagés ensemble et ceux à venir. Merci d'avoir été présents et d'avoir suivi mon évolution depuis le début de l'école d'ingénieurs. Merci à toi Flo pour nos heures au téléphone à parler de moi. Nous sommes, enfin, tous ingénieurs.

Je remercie Anaïs, Alexandre et Nolwenn, Kimy, mes ami(e)s de Bordeaux pour tous nos bons moments et pour avoir été présents à chacun de mes retours en France et m'avoir encouragé malgré la distance. Mention toute particulière à Anaïs pour toutes nos longues discussions

Je ne peux parler de mes amis sans parler d'eux. Merci à Benjamin et Adrien, mes deux meilleurs amis depuis les bancs du collège. Merci pour ce voyage en Thaïlande, à ces heures passées à jouer ensemble le soir notamment pendant le confinement. Merci d'avoir été présents, merci pour tous ces bons moments passés et ceux à venir.

Finalement, mes derniers remerciements sont dirigés envers ma famille, mon père, ma mère et ma sœur. Un immense merci pour m'avoir poussé à postuler pour ce double-diplôme au Canada. Vous avez toujours su ce qui était le mieux pour moi. Sans vous tout ceci ne serait jamais arrivé. Merci de votre présence. Merci pour m'avoir écouté parler de mon projet même si vous ne compreniez pas tout. Merci pour votre soutien, et votre motivation malgré la distance. Merci pour m'accompagner à chacune des étapes de ma vie.

A toi, ma petite sœur, Soazic, alias « Zigoto » qui un jour peut-être lira ces lignes

Analyse des forces des membres supérieurs développées par des participants hémiparétiques dans un entraînement bimanuel

Gwendal CARIOU

RÉSUMÉ

Introduction : Lors d'un accident cérébral vasculaire (AVC), l'équilibre des forces de poussée des membres supérieurs est rompu. L'introduction d'un entraînement par thérapie de force dans la rééducation de la personne atteinte d'AVC pourrait être une piste permettant aux participants hémiparétiques de retrouver une symétrie des forces entre les deux bras.

Objectif : Ce projet a pour dessein principal d'investiguer le patron des forces de réaction sur un exerciceur bimanuel robotisé durant des exercices de poussées bimanuelles et déterminer s'il existe des différences significatives dans la production de force entre des participants hémiparétiques et des participants sains.

Méthode : Les données de force de dix-neuf sujets sains et de dix-sept sujets atteints d'AVC ont été collectées à 600 Hz (capteurs de force au poignées) durant des entraînements de poussée manuelle avec des résistances de 15% et 30% de la force maximale volontaire. L'analyse des courbes a permis de caractériser un régime transitoire et un régime permanent. Trois paramètres dépendant lors du régime transitoire ont été mesurés : le temps de poussée, le premier dépassement et l'écart temporel entre les départs des membres supérieurs. Trois paramètres dépendants ont été étudiés pour le régime permanent : la capacité du sujet à respecter la consigne à $\pm 2\%$ appelée stabilité, le coefficient de variation de la force et la régularité des fluctuations du signal appelée entropie approximative.

Résultats : On ne distingue aucune différence entre les métriques du régime transitoire et l'entropie approximative des participants sains et celles des participants hémiparétiques. Mais il existe des différences significatives entre les sujets sains et les sujets post-AVC pour les métriques du régime permanent. Du côté non-dominant, la stabilité est plus grande pour les sujets sains, $29.1\% \pm 8.5$ à 15%, contre $23.7\% \pm 5.5$ pour les sujets parétiques. À l'inverse, le coefficient de variation est plus faible pour le groupe sain, $31.3\% \pm 8.7$ à 15% en comparaison du groupe post-AVC, $40.1\% \pm 11.7$ à 15%. Ces résultats indiquent une plus grande dispersion des données par rapport à la consigne pour le groupe post-AVC.

Conclusions : On observe une différence de la force lors du régime permanent. Ce régime correspondant au moment où les participants déplacent les poignées tout en maintenant une force constante. Des différences significatives sont observées pour la stabilité et le coefficient de variation de la force entre les sujets sains et les sujets hémiparétiques. Ces variables caractérisent la capacité des participants à viser la consigne et à ne pas s'en éloigner lors du déplacement des poignées. On constate donc une baisse de contrôle de la force liée à l'AVC.

Mots-clés : membre supérieur, bras parétique, production de force, mode symétrique, contrôle dynamique de la force, hémiparétique, force bimanuelle

Analysis of upper limbs force control during bimanual movements on a training device among stroke participants

Gwendal CARIOU

ABSTRACT

Introduction : The balance of pushing forces in the upper limbs is upset due to a stroke. The introduction of force control therapy in strokes' rehabilitation trainings could be one avenue for hemiparetic patients to regain bimanual symmetry of forces between the two arms.

Objective : The main purpose of this project is to investigate the reaction force patterns on a robotic bimanual exerciser during bimanual push exercises and determine whether there are significant differences in force production between hemiparetic and healthy participants.

Method : Force data from nineteen healthy and seventeen stroke subjects were collected at 600 Hz during manual thrust training with resistances of 15% and 30% of maximum voluntary force. The analysis of the curves made it possible to characterize a transitional regime and a steady state. Three dependent parameters during the transitional regime were measured: thrust time, the first overshoot and the time gap between upper limb departures. Three dependent parameters were studied for the steady state: the subject's ability to respect the $\pm 2\%$ set point called stability, the coefficient of variation of the force and the regularity of the signal fluctuations called approximate entropy.

Results : There is no difference between the metrics of the transient regime and the approximate entropy of healthy and pathological patients. But there are significant differences between healthy and pathological patients for the steady-state metrics. On the non-dominant side, stability is greater for healthy subjects, $29.1\% \pm 8.5$ to 15%, compared to $23.7\% \pm 5.5$ for hemiparetic subjects. Conversely, the coefficient of variation is lower for the healthy group, $31.3\% \pm 8.7$ to 15% compared to the pathological group, $40.1\% \pm 11.7$ to 15%. These results indicate that the pathological group has a greater deviation of the force from the setpoint required and therefore a greater decrease in precision.

Conclusions : There is a difference in strength in the steady state. The steady state corresponds to the moment when the participants move the handles while maintaining a constant force. Significant differences were observed for stability and coefficient of variation in strength between healthy and hemiparetic subjects. These variables are characteristic of participants' ability to aim at the set point and not to move away from it when moving the handles. Thus, there is a decrease in stroke-related force control.

Keywords : upper limb, paretic arm, force control, symmetric tasks, bimanual force matching, stroke, Bimanual motor synergy

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	5
1.1 Utilisation unilatérale des membres supérieurs	6
1.1.1 Exercices isométriques.....	6
1.1.2 Exercices dynamiques.....	8
1.2 Utilisation bilatérale des membres supérieurs	11
1.2.1 Exercices isométriques.....	12
1.2.2 Exercices dynamiques.....	14
1.3 Différences et similitudes des utilisations bilatérales et unilatérales.....	16
1.3.1 Similarités dans les observations sur le contrôle de la force	17
1.3.2 Différences dans les observations sur le contrôle de la force	17
1.3.3 Symétrisation des membres supérieurs dans l'utilisation bilatérale	18
1.4 Critique littérature	21
1.4.1 Dispositifs mécanique ou robotique de rééducation	21
1.4.2 Caractérisation de la force en mode statique	23
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUES, OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	25
2.1 Problématique	25
2.2 Hypothèses	26
2.3 Objectifs	26
2.4 Approche	27
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE.....	29
3.1 Acquisition des données par l'exerciceur bimanuel.....	29
3.1.1 Description de l'équipement	29
3.1.2 Les participants	30
3.1.3 Le déroulement expérimental	30
3.2 Le traitement des données.....	36
3.2.1 Pointage manuel des courbes	36
3.2.2 Définition des régimes transitoires et permanents	37
3.2.3 Préparation des données.....	39
3.2.3.1 Filtrage du signal.....	39
3.2.3.2 Découpe des cycles	39
3.2.3.3 Suppression des poussées non conformes.....	41
3.3 Métriques calculées.....	42
3.3.1 Métriques du régime transitoire	42
3.3.2 Métriques du régime permanent	43
3.4 Étude statistique	44
CHAPITRE 4 RÉSULTATS	45

4.1	Force maximale.....	45
4.1.1	Différence entre le bras dominant et non-dominant participants sains.....	45
4.1.2	Différence entre le bras sain et parétique participants post-AVC.....	46
4.1.3	Comparaison entre les participants sains et les participants post-AVC....	46
4.1.3.1	Comparaison des cotés dominants : coté dominant (groupe sain) et coté non parétique (groupe post-AVC).....	46
4.1.3.2	Comparaison des cotés non-dominants : coté non-dominant (groupe sain) et coté parétique (groupe post-AVC).....	46
4.2	Analyse du régime transitoire	47
4.2.1	Écart absolu coté dominant et non-dominant au départ.....	47
4.2.1.1	Écart absolu pour le groupe sain.....	47
4.2.1.2	Écart absolu pour le groupe post-AVC.....	48
4.2.1.3	Comparaison groupe sain et groupe post-AVC	48
4.2.2	Temps de poussée	50
4.2.2.1	Temps de poussée des participants sains	50
4.2.2.2	Temps de poussée des participants hémiparétiques.....	51
4.2.2.3	Comparaison des cotés dominants : coté dominant (groupe sain) et coté non-parétique (groupe post-AVC).....	51
4.2.2.4	Comparaison des cotés non-dominants : coté non-dominant (groupe sain) et coté parétique (groupe post-AVC).....	52
4.2.3	Dépassement de la force	54
4.2.3.1	Dépassement des participants sains	54
4.2.3.2	Dépassement des participants hémiparétiques.....	55
4.2.3.3	Comparaison des cotés dominants : coté dominant (groupe sain) et coté non-parétique (groupe post-AVC).....	56
4.2.3.4	Comparaison des cotés non-dominants : coté non-dominant (groupe sain) et coté parétique (groupe post-AVC).....	57
4.3	Analyse du régime permanent	59
4.3.1	Stabilité.....	59
4.3.1.1	Stabilité des participants sains	59
4.3.1.2	Stabilité des participants hémiparétiques.....	60
4.3.1.3	Comparaison des cotés dominants : coté dominant (groupe sain) et coté non-parétique (groupe post-AVC).....	60
4.3.1.4	Comparaison des cotés non-dominants : coté non-dominant (groupe sain) et coté parétique (groupe post-AVC).....	61
4.3.2	Coefficient de variation de la force.....	63
4.3.2.1	Coefficient de variation des participants sains.....	63
4.3.2.2	Coefficient de variation des participants hémiparétiques	64
4.3.2.3	Comparaison des cotés dominants : coté dominant (groupe sain) et coté non-parétique (groupe post-AVC).....	65
4.3.2.4	Comparaison des cotés non-dominants : coté non-dominant (groupe sain) et coté parétique (groupe post-AVC).....	65
4.3.3	Entropie approximative.....	68
4.3.3.1	Entropie approximative des participants sains.....	68
4.3.3.2	Entropie approximative des participants hémiparétiques	69

4.3.3.3	Comparaison des cotés dominants : coté dominant (groupe sain) et coté non-parétique (groupe post-AVC).....	69
4.3.3.4	Comparaison des cotés non-dominants : coté non-dominant (groupe sain) et coté parétique (groupe post-AVC).....	70
CHAPITRE 5 DISCUSSION		73
5.1	Analyse de la force maximale.....	73
5.2	Analyse de l'écart temporel au départ	74
5.3	Analyse du temps de poussée	75
5.4	Analyse du dépassement de la force	75
5.5	Analyse de la stabilité	76
5.6	Analyse du coefficient de variation	77
5.7	Analyse de l'entropie approximative.....	79
5.8	Limite de l'étude	80
CONCLUSION.....		83
RECOMMANDATIONS		85
ANNEXE I TRAITEMENT AUTOMATIQUE DES DONNÉES DE FORCE POUR LE RÉGIME TRANSITOIRE		87
ANNEXE II TRAITEMENT AUTOMATIQUE DES DONNÉES DE FORCE POUR LE RÉGIME PERMANENT		89
BIBLIOGRAPHIE		91

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 3.1	Données anthropométriques de l'ensemble des sujets.....33
Tableau 3.2	Moyennes et écarts-types de l'âge par sexe et catégorie pour l'ensemble du groupe d'étude35
Tableau 3.3	Déroulement expérimental.....35
Tableau-A I-1	Organisation des variables du régime transitoire lors du traitement informatique.....87
Tableau-A II-1	Organisation des variables du régime permanent lors du traitement informatique.....89

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Comparaison de la force maximale.....	19
Figure 1.2	Comparaison du mode unilatéral et bilatéral dans la production de force.....	19
Figure 1.3	Comparaison du mode unilatéral et bilatéral dans la production de force.....	20
Figure 1.4	Analyse de l'entropie approximative	21
Figure 1.5	Système de mesure de la force.....	23
Figure 3.1	Exerciseur Bimanuel	29
Figure 3.2	Rétroaction visuelle	32
Figure 3.3	Exemple de force normalisée dans le sens de la poussée	36
Figure 3.4	Comparaison d'un second ordre et de la force sur une poussée	38
Figure 3.5	Décomposition d'un cycle en régime transitoire et permanent	38
Figure 3.6	Exemple de déplacement d'une poignée couplé à la force exercée.....	40
Figure 3.7	Détections des points caractéristiques du déplacement	40
Figure 3.8	Exemple de poussées non conformes	41
Figure 4.1	Force maximale moyenne ($M \pm E.T$) des participants sains et pathologiques	47
Figure 4.2	Écart temporel absolu à 15% ($M \pm E.T$) entre le côté dominant et non-dominant des participants sains et hémiparétiques.....	49
Figure 4.3	Écart temporel absolu à 30% ($M \pm E.T$) entre le côté dominant et non-dominant des participants sains et hémiparétiques.....	49
Figure 4.4	Temps de poussée des poignées lors de l'initialisation (15%)	53
Figure 4.5	Temps de poussée des poignées lors du pré-test (15%).....	53
Figure 4.6	Temps de poussée des poignées lors du post-test (15%)	53

Figure 4.7	Temps de poussée des poignées lors de l'essai à 30%.....	54
Figure 4.8	Dépassement de la consigne lors de l'initialisation (15%).....	57
Figure 4.9	Dépassement de la consigne lors du pré-test (15%).....	58
Figure 4.10	Dépassement de la consigne lors du post-test (15%).....	58
Figure 4.11	Dépassement de la consigne lors de l'essai à 30%.....	58
Figure 4.12	Stabilité de la force lors de l'initialisation (15%).....	62
Figure 4.13	Stabilité de la force lors du pré-test (15%).....	62
Figure 4.14	Stabilité de la force lors du post-test (15%).....	62
Figure 4.15	Stabilité de la force lors de l'essai à 30%.....	63
Figure 4.16	Coefficient de variation de la force lors de l'initialisation (15%).....	66
Figure 4.17	Coefficient de variation de la force lors du pré-test (15%).....	67
Figure 4.18	Coefficient de variation de la force lors du post-test (15%).....	67
Figure 4.19	Coefficient de variation de l'essai à 30%.....	67
Figure 4.20	Entropie approximative de la force lors de l'initialisation (15%).....	71
Figure 4.21	Entropie approximative de la force lors du pré-test (15%).....	71
Figure 4.22	Entropie approximative de la force lors du post-test (15%).....	71
Figure 4.23	Entropie approximative de la force lors de l'essai à 30%.....	72

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

IRGLM	Institut de réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal
CRIR	Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation
CHUM	Centre Hospitalier Universitaire de Montréal
CR-CHUM	Centre de Recherche du Centre Hospitalier Universitaire de Montréal
LIO	Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie
ETS	École de Technologie Supérieure
AVC	Accident Vasculaire Cérébral
OMS	Organisation Mondiale de la Santé
CV	Coefficient de Variation en %
SD	Standard Deviation (Ecart-type)
RMSE	Root Mean Square Error (Erreur quadratique moyenne)
ApEn	Approximate Entropy (Entropie approximative)

INTRODUCTION

Un Accident Vasculaire Cérébral (AVC) est un arrêt brutal de la circulation du sang dans une zone du cerveau. La région du cerveau atteinte n'est plus alimentée en sang et donc en oxygène, ce qui entraîne la mort des cellules nerveuses dans une région localisée. L'AVC peut avoir deux origines.

Un accident vasculaire cérébral peut être ischémique. Il est provoqué par un caillot qui vient obturer un vaisseau sanguin dans le cerveau et donc interrompre la circulation du sang dans cette région. On estime que les accidents vasculaires ischémiques représentent 80% des AVC. (Voir Figure 0.1)

Un accident vasculaire cérébral peut aussi être hémorragique. Il est provoqué par la rupture d'un vaisseau sanguin à l'intérieur du cerveau entraînant une hémorragie. On estime que les accidents vasculaires hémorragiques représentent 20% des AVC. (Voir Figure 0.1)

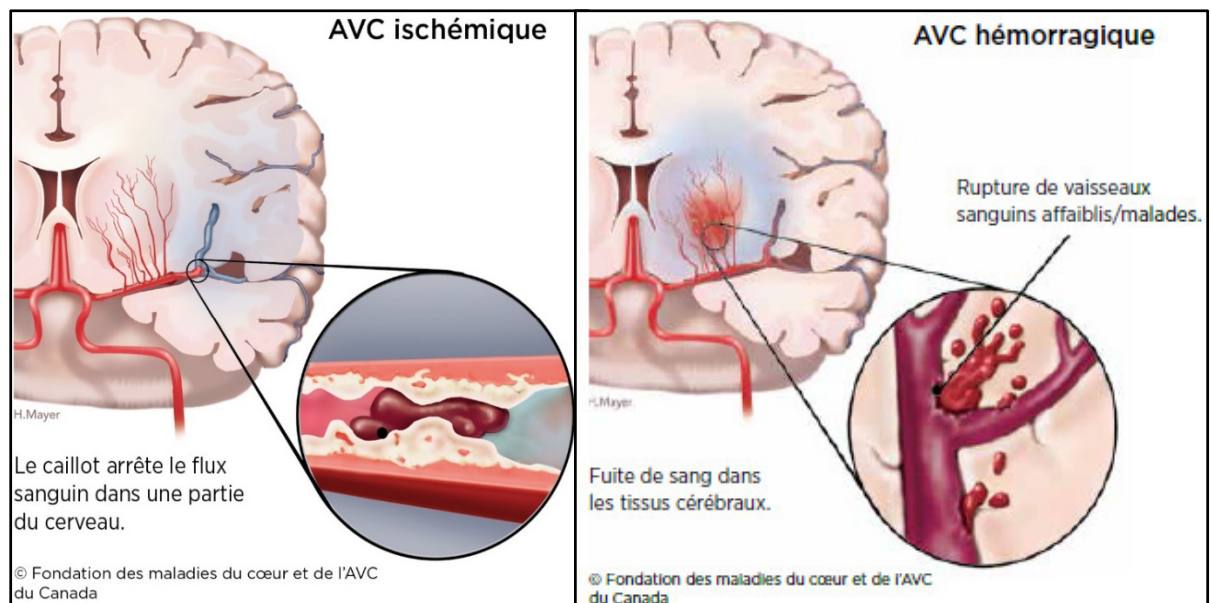


Figure 0.1 Les différents types d'AVC

Tirée de <https://www.coeuretavc.ca/avc/questce-quun-avc>
(Consulté au mois de juillet 2020)

Selon, l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), l'AVC est depuis plus de quinze ans, la seconde cause de mortalité dans le monde, avec près de 6 millions de décès pour l'année 2016. Ces chiffres indiquent l'impact de la maladie dans le monde. En effet, l'OMS évalue qu'une personne est atteinte d'un AVC toutes les trois secondes et estime qu'en 2030, vingt-trois millions de personnes pourraient être touchées par la maladie du fait du vieillissement et de la croissance de la population.

Dans les pays à revenus élevés, l'AVC est la première cause de handicap physique acquis chez l'adulte. Au Canada, selon les données les plus récentes du Système canadien de surveillance des maladies chroniques, « le nombre d'adultes âgés de 20 ans et plus ayant subi un AVC a augmenté de façon constante pendant la décennie. Le nombre de survivants a augmenté de plus de 215 000 ; allant de 526 200 en 2003-2004 à 741 000 en 2012-2013 » (Agence de la santé publique du Canada). A une échelle plus réduite, les services de santé du Québec estiment que 20 000 personnes sont atteintes d'un AVC chaque année et que 130 000 personnes ayant subi un AVC, en vivent aujourd'hui avec les séquelles.

Les séquelles d'un AVC ont des répercussions physiques et psychiques sur les personnes. Environ 2/3 des personnes présentent des séquelles après un AVC. La gravité de ces séquelles varie selon la zone du cerveau touchée et le temps avant la prise en charge. Les séquelles physiques peuvent toucher certaines fonctions telles que la déglutition, la parole ou les capacités motrices des membres supérieurs ou inférieurs. Une personne atteinte d'une paralysie sur une moitié de son corps sera dite hémiplegique. A la suite d'un AVC, les personnes vont devoir se réadapter ainsi que leur corps pour regagner les facultés physiques perdues.

La réadaptation est un processus permettant de récupérer des fonctions essentielles et de l'autonomie après un AVC ainsi que de réapprendre à utiliser son corps pour limiter les séquelles physiques. La prise en charge pour la rééducation intervient le plus rapidement après un AVC et se compose d'exercices pour que le cerveau réapprenne à faire fonctionner le corps. Ils seront prodigués par des spécialistes tels des orthophonistes, des ergothérapeutes, des physiothérapeutes.

Les répercussions de l'AVC s'étendent également à l'économie de la santé. En effet, le traitement, la prise en charge des personnes ont un coût qui est non négligeable. Selon la Fondation des maladies du cœur et de l'AVC du Canada : « l'AVC coûte 3.6 milliards de dollars annuellement à l'économie en services médicaux, en hospitalisations, en perte de salaire et en baisse de productivité ».

En tenant compte, l'augmentation de la population et son vieillissement, ce chiffre ne peut aller qu'en augmentant. Si l'on rajoute à cela, le manque de médecins spécialistes accompagnant les personnes, et les résultats non concluant des techniques de rééducation actuelles, il est nécessaire de trouver des méthodes plus efficaces et moins coûteuses.

La rééducation robotisée offre des perspectives intéressantes qui pourraient répondre aux problèmes d'aujourd'hui. Selon les études de VanDelden (2012) et Sheng (2016), elle serait plus efficace qu'une rééducation traditionnelle, elle offre la possibilité d'une rééducation amusante grâce à des jeux, elle permet d'effectuer des mouvements spécifiques et répétés, elle permettrait également à un spécialiste de suivre simultanément plusieurs patients tout en leur offrant une rééducation plus personnalisée.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

La revue de littérature présentée ci-dessous allant de la période de 1993 à 2020, a porté sur l'analyse de la force et du mouvement des membres supérieurs.

L'utilisation des membres supérieurs est primordiale chez l'être humain, permettant la réalisation des activités de la vie quotidienne (AVQ) telles que l'écriture, manipuler des objets, boutonner sa chemise. Toutes ces activités mettent en jeu de manière combinée et alternée les membres supérieurs.

Les études sur l'utilisation des membres supérieurs peuvent être unilatérales lorsqu'un seul côté à la fois est sollicité dans une tâche ; ou bilatérales lorsque les deux côtés sont simultanément sollicités. L'étude de la production de force des membres supérieurs peut s'effectuer sur deux types de tâches différentes :

- il est possible d'effectuer des tâches isométriques. Elles consistent en exercices statiques, sans production de mouvement et donc sans déplacement articulaire.
- il est aussi possible d'effectuer des tâches dynamiques. Elles consistent en exercices composés de successions de contractions concentriques et excentriques, se traduisant par des déplacements des membres supérieurs.

La revue de littérature s'articulera autour de l'analyse de la force développée par les membres supérieurs dans des conditions unilatérales, bilatérales et effectuera une comparaison de ces deux conditions. Chaque condition de poussée se divisera en sous-section correspondant aux tâches isométriques et dynamiques.

1.1 Utilisation unilatérale des membres supérieurs

1.1.1 Exercices isométriques

L'étude de la force développée par les membres supérieurs a été, à plusieurs reprises, analysée lors d'exercices isométriques en configuration unilatérale. La plupart de ces analyses ont été effectuées à travers des systèmes de mesure de la force d'un doigt ou d'extension du poignet pour différents objectifs. L'un entre eux était d'étudier les fluctuations de la force autour d'une consigne précise.

Lodha (2010) a étudié les résultats de neuf sujets hémiparétiques et de 9 sujets sains dans des configurations de force unilatérale et isométrique. Son étude montre que dans cette configuration, le côté parétique est plus faible que le côté non-parétique. Lodha (2010) obtient lors d'extension du poignet une force maximale moyenne est de 71.53 ± 35.59 N pour le groupe hémiparétique et de 103.89 ± 19.09 N pour le groupe sain.

Slifkin et Newell (1999) ont étudié l'influence des changements des consignes d'entrée de force de pincement sur les variations de la force développée en sortie dans le cadre de pressions de l'index. Ils ont identifié une corrélation positive entre l'augmentation de la consigne de force demandée aux participants et l'augmentation de l'écart-type de la force. Cette corrélation s'établit par une équation de régression qui décrit les variations de l'écart-type (SD en Newton) en fonction du niveau de force (x): $SD = 0.000254x^2 - .003519x + 0.107556$. Ils prouvent ainsi qu'une augmentation de la force produite entraîne une augmentation de la dispersion des mesures de la force autour de la consigne entraînant une diminution la stabilité autour de la consigne. Lodha (2010) retrouve des résultats pour des consignes de 5%, 25% et 50% de la force maximale des participants confirmant la conclusion de Slifkin et Newell (1999) que plus la force demandée augmente plus l'écart-type de la force s'agrandit.

L'étude de Lodha compare en plus l'écart-type pour des participants sains et hémiparétiques. Il observe que l'écart-type de la force est supérieur chez les participants hémiparétiques (SD=0.6N) par rapport aux participants sains (SD=0.3) à 5%. De plus, l'écart-type de la force

est significativement supérieur à 25% et 50% chez les participants hémiparétiques (SD=1.3N à 25% et SD=3.8N à 50%) par rapport aux participants sains (SD=0.5N à 25% et SD=1N à 50%).

Kang et Cauraugh (2018) en s'intéressant au contrôle de la force chez des sujets hémiparétiques, dans des conditions à 5%, 25% et 50% de la force maximale, observent que le coefficient de variation de la force est significativement supérieur pour le bras parétique $12.8 \pm 1.5\%$ contre $8.2 \pm 1.0\%$ pour le bras non-parétique. Lodha (2010) effectue les mêmes observations. Le coefficient de variation de la force pour le groupe parétique est significativement supérieur à 5% (CV=15%), 25% (CV=7%) et 50% (CV=8%) par rapport au groupe sains (CV=5% à 5%, CV=3% à 25% et CV=4% à 50%).

De même, Lodha (2010) s'intéresse également à l'évolution de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) dans les différentes consignes de force. Il mesure une valeur de RMSE significativement supérieure du côté parétique (RMSE=1 à 5%, RMSE=1.8 à 25%, RMSE=6 à 50%) par rapport au côté sain (RMSE=0.5 à 5%, RMSE=0.5 à 25%, RMSE=1 à 50%). Pour Lodha (2010), les valeurs supérieures, pour coefficient de variation et en erreur quadratique chez le groupe parétique, indiquent une diminution de la précision et du contrôle lors d'une réponse à une consigne de force donnée.

Kang et Cauraugh (2018) étudient le rapport signal-sur-bruit (force moyenne [N] / écart-type [N]) dans des signaux de maintien d'une force constante en mode unilatéral. Slifkin et Newell (1999) avait déjà étudié la variation de ce paramètre en fonction de la consigne, observant une augmentation de ce paramètre jusqu'à une sollicitation de 30% de la force maximale suivie d'une diminution formant ainsi une évolution en forme de parabole concave. Kang et Cauraugh (2018) observent une différence significative du rapport signal-sur-bruit du groupe hémiparétique 9.8 ± 0.1 qui est mesuré inférieur à celui du groupe sain 10.8 ± 0.2 .

L'entropie approximative est également une solution pour étudier les variations d'un signal et en caractériser la régularité. Plus un signal est irrégulier et imprévisible et plus la valeur de

l'entropie approximative sera élevée. Slifkin et Newell (1999) ont mesuré l'entropie pour des consignes de 5% à 90%. La valeur de l'entropie calculée augmente de 0.50 à 5% jusqu'à 0.60 pour 40% de la force maximale où elle atteint son pic avant de diminuer jusqu'à 0.50 à 80%, faisant ainsi une forme de parabole concave. Lodha (2010) n'obtient pas les mêmes résultats. L'entropie calculée dans le cadre d'efforts du poignet est maximale à 5% et diminue en fonction de l'effort. Lodha (2010) compare les groupes sains et hémiparétiques et révèle que l'entropie approximative est significativement supérieure dans toutes les conditions pour le groupe sain (ApEn=1.0 à 5%, ApEn=0.8 à 25%, ApEn=0.7 à 5%) par rapport au groupe post-AVC (ApEn=0.8 à 5%, ApEn=0.5 à 25%, ApEn=0.3 à 5%). Lodha effectue même la comparaison à 25% entre des participants fortement parétiques, score Fugl Meyer (FMA) faible (ApEn = 0.33 et FMA = 20) et des participants faiblement parétiques, score Fugl Meyer (FMA) élevé (ApEn = 0.78 et FMA = 61). Il démontre ainsi que les personnes hémiparétiques avec le plus de déficiences motrices produisent des signaux de force plus réguliers.

Ce résultat apparaît comme étant régulier chez les personnes souffrant de problèmes de contrôle aux membres supérieurs et ce pour tout type de déficiences : « This evidence parallels previous research in aging (Vaillancourt and Newell, 2003) and disease related changes in the regularity of force output. For example, grip force output in individuals with Down's syndrome was found to be highly regular compared to normal individuals (Heffernan et al., 2009). Moreover, Vaillancourt et al. reported that isometric force production in persons with Parkinson's disease is characterized by increased regularity (Vaillancourt et al., 2001). » (Lodha, 2010).

1.1.2 Exercices dynamiques

Les études en configuration unilatérale des membres supérieurs lors d'exercices dynamiques présentent de plus grandes différences dans les objectifs et dans leurs méthodologies comparées à celles en mode statique. En effet en mode statique, Lodha (2010), Kang et Cauraugh (2018) et Kim (2020) utilisent des montages expérimentaux très similaires entre eux et mesurent les mêmes forces au niveau des poignets. En mode dynamique, les études se sont

intéressées à plus de paramètres caractérisant notamment les déplacements des membres supérieurs des participants.

À la base même de la production de force et du mouvement des membres se trouvent les muscles. Happee (1993) et Lewis (2009) étudient l'électromyogramme (EMG) des muscles du membre supérieur dans le déplacement d'une poignée. En comparant l'EMG chez des bras de participants sains et hémiparétiques, Lewis (2009) constate que l'activité musculaire est plus lente à apparaître pour les participants hémiparétiques par rapport aux participants sains et que l'activité musculaire est moins intense dans les muscles des bras parétiques.

Le déclenchement d'une activité musculaire retardée et amoindrie sont pour Lewis (2009) une des explications possibles pour la différence temporelle observée entre des sujets sains et sujets post-AVC dans le déplacement des membres supérieurs dans la réalisation de tâches. Elles pourraient aussi expliquer la vitesse de déplacement plus faible pour le bras parétique en comparaison à celui non-parétique ; même si cette différence n'est pas significative. Canning (1999) avait également observé cette différence temporelle entre participants sains et participants post-AVC dans la génération d'un effort maximal. Dans un premier mouvement en flexion du coude, les sujets sains mettent 1.1 ± 0.4 s à atteindre 90% de leur couple maximal tandis que les sujets hémiparétiques mettent 3.0 ± 2.1 s. Dans un second mouvement en extension, les sujets sains mettent 0.8 ± 0.3 s à atteindre 90% de leur couple maximal tandis que les sujets hémiparétiques mettent 1.8 ± 1.4 s.

Canning (1999) étudie également le couple maximal développé par des participants sains et hémiparétiques lors de flexions et extensions du coude. En dynamique, le bras parétique développe un couple de 16.3 ± 11.6 Nm contre 34.7 ± 13.8 Nm pour le bras sain dans un mouvement de flexion et 12.8 ± 10.6 Nm contre 24.1 ± 8.3 Nm dans un mouvement d'extension. À cette faiblesse musculaire s'ajoute la lenteur dans le développement de la force que Canning observe. Cette faiblesse musculaire est également montrée par Lewis (2009). En mode unilatéral, le bras pathologique développe lors de poussées dynamiques une force maximale inférieure au bras sain. Ce déséquilibre bras sain – bras parétique explique la résistance qu'oppose le bras parétique sur la poignée lors de déplacements symétriques assistés

et entraînés par le bras sain. Les capacités motrices du bras parétique étant dépassées en mode assisté, Lewis (2009) constate que le bras parétique est entraîné par le bras robotique dans certains mouvements bilatéraux symétriques.

Sethi (2013) étudie les variations du mouvement des membres supérieurs dans des trajectoires définies à l'aide de marqueurs. Son intérêt se porte sur l'entropie approximative du signal caractérisant les variations angulaires des articulations. Tout comme les études en mode statique, il observe dans toutes les articulations en mode dynamique une supériorité de la valeur de l'entropie chez les participants sains en comparaison aux participants hémiparétiques.

Cho (2015) dans l'utilisation d'un appareil robotique dans un protocole de rééducation met en évidence la déficience de vitesse de déplacement que relève Lewis (2009). Ces différences de vitesse dans le déplacement des membres supérieurs se révèlent être significatives. Pour atteindre une première cible, les participants hémiparétiques atteignent initialement une vitesse maximale de déplacement du bras de 5.36 ± 2.34 mm/s tandis qu'après une période de rééducation de quatre semaines sur l'appareil, ils atteignent une vitesse de 7.79 ± 4.88 mm/s mettant ainsi en évidence que la répétition et la spécificité des tâches sont efficaces pour la récupération des fonctions motrices.

D'autres équipements mécaniques ou robotiques ont été développés pour étudier et rééduquer les membres supérieurs des participants hémiparétiques. VanDelden (2012) effectue une revue des appareils mécaniques et robotiques de rééducation fonctionnant en mode unilatéral ou bilatéral. Les variables étudiées dans les études recensées sont des paramètres cliniques tels que le test de Fulg-Meyer (FMA : Fulg-Meyer Assessment), le test de fonctions motrices de Wolf (WMFT : Wolf Motor Function Test). Les résultats de tous les exercices recensés sont variés, certains permettent de récupérer des fonctions motrices, tandis que d'autres n'affichent aucune amélioration de l'état des participants. Selon VanDelden (2012), les divergences observées dans les résultats des études proviennent des différences de design des équipements ou des protocoles expérimentaux.

Taveggia (2016) correspond aux critères de sélections des équipements de rééducation formulés par VanDelden (2012). Taveggia (2016) évalue l'efficacité de l'utilisation d'un appareil robotique, le ARMEO Spring, un exosquelette du membre supérieur entourant l'épaule, le coude et le poignet, additionnée à une rééducation chez des personnes avec hémiparésie. Ses paramètres d'étude sont tous des échelles d'évaluation cliniques : la mesure d'indépendance fonctionnelle (FIM : Functional Independence Measure), l'indice de motricité MI (Motricity Index), l'échelle d'Ashworth (MAS : Modified Ashworth Scale), et l'échelle de douleur (NRPS : Numeric Rating Pain Scale). Les deux groupes d'essais : le groupe témoin et le groupe test, affichent des améliorations de leurs indices cliniques après la période de tests, mais pour tous les paramètres aucune différence significative n'est identifiée entre les participants traités avec le dispositif et ceux traités par une rééducation conventionnelle. Taveggia (2016) n'observe aucun intérêt clinique à l'utilisation du dispositif robotique ARMEO Spring, dans son étude pour la rééducation des hémiparétiques.

Ainsi en utilisation unilatérale, lors d'exercices isométriques ou dynamiques, les sujets hémiparétiques du fait de leur condition sont plus faibles sur leur côté lésé. Cette faiblesse musculaire s'accompagne d'un temps plus long pour produire la force, d'une entropie approximative inférieure à celle d'un bras sain. Tous ces éléments font que le bras parétique est moins adaptable et qu'il peut être problématique en cas de nécessité de générer un mouvement rapide ou demandant de la force.

1.2 Utilisation bilatérale des membres supérieurs

L'exécution de certains mouvements peut également nécessiter l'utilisation simultanée des membres supérieurs. La coordination des côtés dominant et non-dominant est alors nécessaire pour la réalisation de ces tâches. Tout comme en unilatéral, en mode bilatéral, il est possible d'effectuer des exercices isométriques ne nécessitant aucun déplacement ou des exercices dynamiques entraînant le déplacement des membres supérieurs.

1.2.1 Exercices isométriques

L'étude de la force développée par les membres supérieurs a été, tout comme en unilatéral, à plusieurs reprises, analysée lors d'exercices isométriques en configuration bilatérale. Les articles trouvés correspondant à des exercices bilatéraux isométriques étudient les forces développées lors de pressions d'index sur des capteurs ou lors d'extensions des poignées.

L'intérêt des analyses de la force s'est porté sur différentes variables caractérisant cette mesure physique. La valeur de la force moyenne, l'erreur quadratique moyenne et le coefficient de variation sont les métriques que l'on retrouve dans la littérature pour caractériser le contrôle des membres supérieurs lors d'exercices bilatéraux.

Inui (2002) constate que chez des participants sains en mode bilatéral, l'exercice de la force est identique : l'instant de début de pression du doigt et de fin de pression sont synchronisés. Ce résultat signifie que les côtés dominants et non-dominants des participants sains sont coordonnés lors de la production bilatérale de force. Cette observation n'est pas obtenue par Yan (2019) qui constate chez des participants sains un départ de l'effort du côté dominant avant le côté non-dominant dans toutes les tâches effectuées.

Kang et Cauraugh (2013) n'effectuent pas de comparaison entre le coté sains et le coté parétique. Les auteurs s'intéressent à l'évolution de l'entropie en fonction de l'effort. Ils observent qu'en mode bilatéral l'entropie approximative augmente significativement en fonction de l'effort demandé, tout comme l'avaient observée Slifkin et Newell (1999) en unilatéral. Kim (2020) étudie le contrôle de la force chez des participants hémiparétiques. En configuration bimanuelle, l'auteure ne mesure aucune différence significative de l'entropie approximative entre le coté non-parétique et le coté parétique quelle que soit la consigne demandée : 5%, 25% ou 50% de la force maximale.

Kang et Cauraugh (2018) s'intéressent au maintien de la force chez des participants hémiparétiques dans des extensions de poignets. Les auteurs mesurent en mode bilatéral une différence significative entre la force générée par le bras non-parétique 61.4 ± 9.9 N (bras dominant) et le bras parétique 50.7 ± 8.6 N (bras non-dominant) démontrant que la production de force est supérieure pour le côté sain par rapport au côté parétique. Avec un dispositif de mesures identique, un protocole similaire et en mesurant elle-aussi la force d'extension du poignet, Kim (2020), contrairement à Kang et Cauraugh (2018) n'obtiennent pas en mode bilatéral une différence significative entre la force générée par le bras non-parétique 62 N (bras dominant) et le bras parétique 60 N (bras non-dominant), les deux côtés générant des forces maximales similaires.

L'erreur quadratique moyenne (RMSE) est également un paramètre caractérisant les variations de la force. Il permet d'évaluer la précision entre la force générée et la consigne demandée. Kang et Cauraugh (2013) et Yan (2019) relèvent tous les deux une augmentation significative de l'écart-quadratique en fonction de l'effort. Yan (2019) mesure l'augmentation de l'erreur quadratique moyenne pour des participants sains : RMSE=0.3 à 5%, RMSE=1 à 25%, RMSE=2.3 à 50%. Kang et Cauraugh (2013) mesurent cette augmentation pour des participants hémiparétiques : RMSE=1 à 5%, RMSE=2 à 25%, RMSE=6 à 50%. Ils constatent également que la pratique d'un entraînement bimanuel permet une baisse significative de l'écart-quadratique des participants hémiparétiques : RMSE=4 en prétest et RMSE=2 en post-test. Ils démontrent ainsi que la précision dans le contrôle de la force est inférieure en post-AVC mais qu'il peut s'améliorer grâce à l'entraînement.

Le coefficient de variation de la force permet d'analyser la dispersion de la force autour de sa valeur moyenne. Kang et Cauraugh (2014) mesurent le coefficient de variation chez des participants sains et hémiparétiques. Ils constatent pour les participants hémiparétiques une augmentation significative du coefficient de variation entre le bras parétique et le bras non-parétique à 5% (CV=8% contre CV=5%) et à 25% (CV=6% et CV=3%). Ce déséquilibre n'est pas mesuré chez les participants sains à 5% (CV=4% contre CV=5%) et à 25% (CV=2% et CV=2%). Cela signifie que la stabilité et le contrôle de la force sont inférieurs en post-AVC.

Les résultats de Kim (2020) viennent corroborer ceux de Kang et Cauraugh (2014). L'auteure observe que le coefficient de variation de la force est supérieur pour le bras parétique $CV=13.1 \pm 2.2\%$ par rapport au bras non-parétique $CV=8.8 \pm 1.4\%$ pour toutes les conditions de force. De plus, Kim (2020) montre qu'en bimanuel le coefficient de variation diminue avec l'augmentation de la consigne de force et est significativement supérieur à 5% ($CV=14.7 \pm 2.2\%$), par rapport à 25% ($CV=9.4 \pm 2.1\%$) et 50% ($8.8 \pm 1.4\%$).

Ce dernier résultat concorde avec le travail de Yan (2019) qui observe également une diminution du coefficient de variation avec la consigne et notamment une différence significative entre 5% ($CV=2.68 \pm 0.18\%$) et 25% ($CV=2.06 \pm 0.16\%$).

1.2.2 Exercices dynamiques

Les études menées dans des configurations bilatérales et dynamiques présentent de grandes différences dans les objectifs et dans leurs méthodologies comparées à celles en mode statique. En effet en mode statique, Inui (2002), Kang et Cauraugh (2013, 2014, 2018), Yan (2019) et Kim (2020) utilisent des montages expérimentaux très similaires entre eux et mesurent les forces d'extension au niveau du poignet. Tandis qu'en mode dynamique, les études bilatérales se sont intéressées au développement de dispositifs robotiques ou mécaniques pour la rééducation et à plus de paramètres caractérisant notamment les déplacements des membres supérieurs des participants comme le temps de déplacement, la vitesse de déplacement, la position des membres.

VanDelden (2012) et Sheng (2016) ont chacun effectué une revue de littérature de ces dispositifs bimanuels de rééducation. Ils y relèvent le design, les caractéristiques techniques et les éventuelles études cliniques menées sur les exercices. Leurs observations sont similaires. L'efficacité des exercices en rééducation n'est pas significativement observée dans toutes les études. Le design du dispositif de rééducation, la méthodologie déployée sont des paramètres qui influencent les résultats des études. Chacune des études relevées étudie un équipement

différent et établit son propre protocole. Cette diversité multiplie les résultats obtenus dans les essais. Ce qui ne permet pas de juger de l'efficacité des dispositifs robotiques en comparaison de la rééducation classique. Dans les deux tableaux de synthèses de ces revues, on remarque que les paramètres d'intérêt des chercheurs dans les exercices bimanuels de rééducation sont des paramètres cliniques, le test de Fulg-Meyer (FMA : Fulg-Meyer Assessment), le test de fonctions motrices de Wolf (WMFT : Wolf Motor Function Test).

Mahoney (2003) a étudié un exerciceur robotique le ARCMIME constitué de deux rails parallèles sur lesquels les participants pathologiques viennent faire coulisser des poignées. Cet équipement est très proche dans son design à celui développé à l'Institut de réadaptation Gingas-Lindsay de Montréal (IRGLM). La comparaison entre le groupe pilote utilisant le ARCMIME et le groupe contrôle suivant une thérapie de rééducation classique s'effectue sur deux points : le test de Fulg-Meyer et la force développée. Le groupe pilote obtient de meilleurs résultats pour le test Fulg-Meyer à l'avant-bras (augmentation du FMA de 5) et à l'épaule (augmentation du FMA de 4) que le groupe contrôle (augmentation du FMA de 3 et 2). La force développée par les membres supérieurs s'améliore également chez les sujets s'entraînant sur l'appareil robotique. On observe en effet une augmentation de la force maximale chez le groupe pilote supérieure à celle du groupe contrôle dans les 8 axes de libertés du complexe coude/épaule : augmentation de 4% contre 2% en flexion du coude, 7% contre 0% en extension du coude, 8% contre -1% en rotation externe (significatif), 11% contre 2% en rotation interne (significatif), 12% contre 0% en abduction (significatif), 10% contre 1% en adduction, 8% contre 1% flexion de l'épaule (significatif), et 4% contre 3% en extension de l'épaule.

Chang (2007) étudie un appareil robotique de rééducation très ressemblant dans le design et l'utilisation très similaire Mahoney (2003) et obtient également une amélioration grâce à la rééducation. Après huit semaines d'entraînement, les participants hémiparétiques montrent des améliorations significatives de leurs forces de poussées, 83.30 ± 85.16 N en pré-test contre 127.69 ± 107.50 N en post-test. Cette amélioration de la force est également obtenue pour les tâches de tirage 91.23 ± 58.99 N en pré-test contre 125.04 ± 71.44 N en post-test ; et dans les tâches de préhension 73.90 ± 64.68 N en pré-test contre 95.55 ± 71.73 N en post-test. Ce gain

de force obtenu après les huit semaines d'entraînement s'accompagne également d'une augmentation de la vitesse maximale de déplacement du bras parétique, du temps pour atteindre ce maximum témoignant ainsi de l'amélioration du contrôle des membres parétiques grâce à l'utilisation de cet appareil.

1.3 Différences et similitudes des utilisations bilatérales et unilatérales

L'utilisation bilatérale des membres supérieurs fait intervenir des notions de coordination et de symétrie qui n'existent pas lors de pratiques unilatérales. Elles nécessitent l'utilisation simultanées des deux hémisphères cérébraux. Les stratégies mises en place pour la production et le contrôle de la force sont alors différentes. C'est pourquoi les résultats entre les configurations unilatérales et bilatérales peuvent varier comme on l'observe dans la littérature. Lorsqu'il s'agit de l'utilisation d'exerciceurs pour la rééducation il ne semble pas avoir de tendances incitant à développer des équipements bilatéraux plutôt qu'unilatéraux ou inversement quand on s'intéresse aux paramètres cliniques.

« The heterogeneity of two different training methods may have interfered with the explanation of outcomes. In addition to the obvious differences between the bilateral and unilateral trainings, there are also discrepancies between them [...]. Similarly, it is also impossible to distinguish whether the effects are tied to the passive or active trainings, the distal or proximal parts, or the synchronous or asynchronous exercises. Therefore, since both unilateral and bilateral trainings can improve the function of patients, much more research is required than what has been done so far » (Sheng 2016)

Ainsi, il est complexe de comparer les configurations unilatérales et bilatérales, car les résultats des études varient selon le design de l'appareil, la méthodologie utilisée, et le type d'exercices (isométriques ou dynamiques) effectués.

1.3.1 Similarités dans les observations sur le contrôle de la force

En 2009, Lewis compare les caractéristiques des mouvements des membres supérieurs lors de mouvements unilatéraux et bilatéraux chez des participants hémiparétiques. Il ne mesure aucune différence entre le temps de déplacement du bras parétique en configuration unilatérale et le bras hémiparétique en configuration bilatérale. Cette ressemblance dans les variables du déplacement des membres supérieurs s'explique par la similarité entre la force produite par le bras parétique en configuration bilatérale et la force produite par le bras sain.

Lodha (2010) en unilatéral et Kang et Cauraugh (2013) en bilatéral s'intéressent à la force développée dans un mouvement d'extension du poignet, pour cela ils utilisent tous les deux un protocole expérimental ainsi qu'un appareil de mesures similaires. En configuration unilatérale, Lodha (2010) mesure l'augmentation de l'erreur quadrique (RMSE) de la force en fonction de l'effort ainsi qu'une diminution du coefficient de variation en fonction de l'effort. En configuration bilatérale, Kang et Cauraugh (2013) et Yan (2019) obtiennent exactement les mêmes variations pour l'erreur quadratique et le coefficient de variation.

1.3.2 Différences dans les observations sur le contrôle de la force

Dans sa comparaison des configurations unilatérales et bilatérales, Lewis (2009) mesure que la distance parcourue par le bras parétique est supérieure en bilatéral. Une autre différence est que le pic de vitesse apparaît plus tôt en configuration bilatérale du côté du bras hémiparétique. En unilatéral, Lodha (2010) constate que l'entropie approximative, qualifiant la régularité d'un signal, diminue en fonction de l'effort. Tandis qu'en bilatéral, Kang et Cauraugh (2014) mesurent l'inverse. L'entropie approximative diminue en fonction de l'effort. Par ailleurs, Lodha (2010) relève une différence significative de la valeur de l'entropie approximative entre les participants sains et les participants post-AVC. Cette variable est pour les tâches de 5%, 25% et 50% supérieure pour les participants sains lors d'un exercice unilatéral.

Kim (2020) se base dans les mêmes conditions expérimentales avec un protocole et un équipement similaire que Lodha (2010), mais en mode unilatéral et bilatéral. Elle ne mesure

aucune différence d'entropie approximative entre les participants sains et les participants post-AVC. Ces résultats témoignent que les participants hémiparétiques tendent à développer des capacités de contrôle de la force similaires entre les bras parétiques et non-parétiques lors d'actions bimanuelles.

1.3.3 Symétrisation des membres supérieurs dans l'utilisation bilatérale

Les études s'intéressant à la mesure des forces lors d'exercices bilatéraux observent toute un effet de symétrisation des membres supérieurs notamment lorsqu'il s'agit de participants présentant une asymétrie comme après AVC. Cet effet est observé par Lewis (2010) et permet d'expliquer l'amélioration des performances du bras hémiparétique lors d'exercices bimanuels : courbe de force similaire au bras sain, possibilité d'étendre le bras parétique plus loin, vitesse maximale atteinte plus rapidement.

Kang et Cauraugh (2018) et Kim (2020) s'intéressent tous les deux à la production de force lors d'une activité isométrique en mode unilatéral et bilatéral. Ils mesurent tous deux cet effet de symétrisation. En configuration unilatérale, Kim observe des différences significatives des forces des bras parétiques et non-parétiques pour des tâches de 5%, 25% et 50% de la force maximale produite. Ce déséquilibre de force disparaît lors de l'exécution de ces mêmes tâches en mode bilatéral. Cette symétrisation dans la production de force dans les tâches à 5%, 25% et 50% s'explique par le rééquilibrage de la force maximale produite en bilatéral. (Figure 1.3)

Kang et Cauraugh (2018) mesurent une différence significative dans la force maximale développée par les membres supérieurs en unilatéral. Mais en bilatéral, la différence entre les bras parétiques et non-parétiques se réduit.

En effet, entre le mode unilatéral et bilatéral, la force du bras parétique augmente significativement tandis que celle du bras non-parétique diminue significativement. Kim (2020) obtient les mêmes résultats du passage unilatéral au bilatéral sans la différence significative dans la force des membres supérieurs en bilatéral (voir Figure 1.1 et Figure 1.2).

Cette symétrisation de la force est confirmée par Kim en calculant une différence significative de l'asymétrie des bras en mode unilatéral et bilatéral.

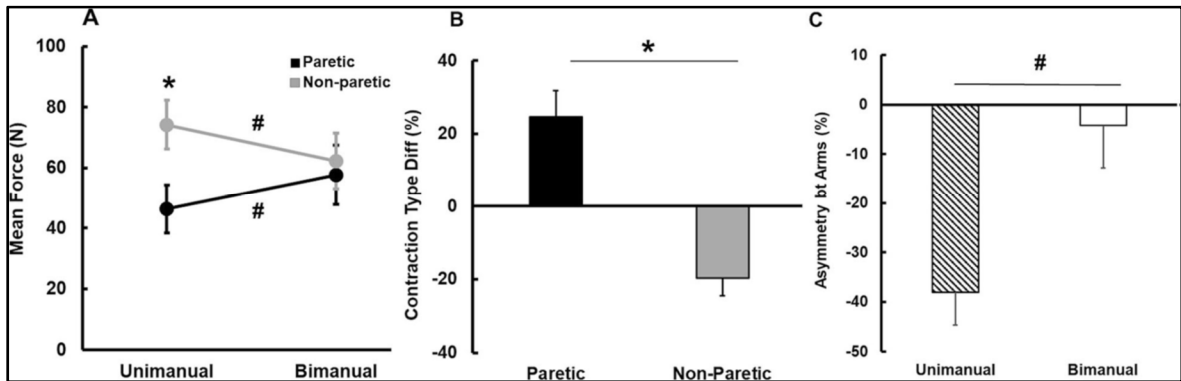


Figure 1.1 Comparaison de la force maximale

(A) Force maximale en unilatéral et bilatéral, (B) Différence mode bilatéral-unilatéral, et (C) Asymétrie entre bras

(*) signifie une différence significative entre les bras ($p < 0.05$).

(#) signifie une différence significative entre les conditions ($p < 0.05$)

Tirée de Kim (2020)

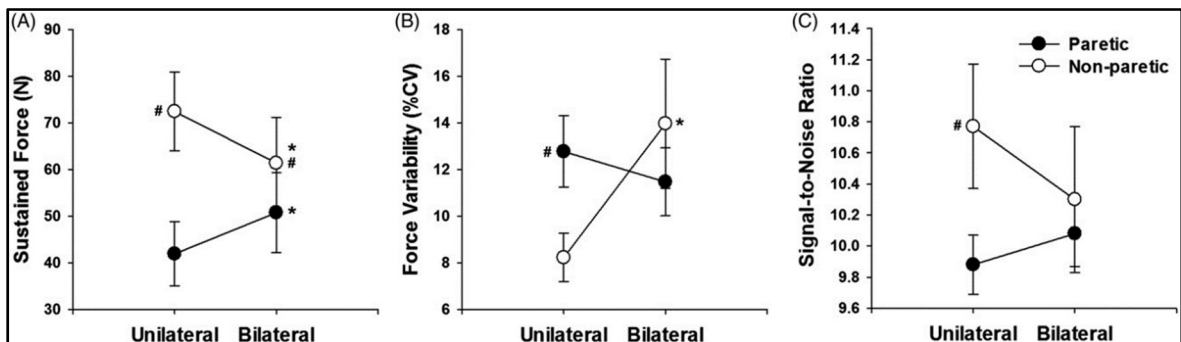


Figure 1.2 Comparaison du mode unilatéral et bilatéral dans la production de force

(A) Force maximale, (B) Variabilité de la force, et (C) Rapport signal-sur-bruit

(*) signifie une différence significative entre les conditions ($p < 0.05$).

(#) signifie une différence significative entre les bras ($p < 0.05$)

Tirée de Kang et Cauraugh (2018)

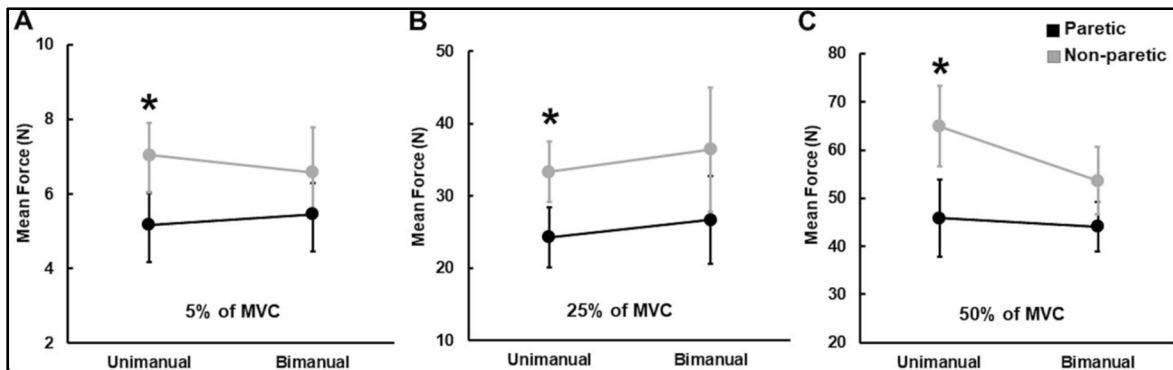


Figure 1.3 Comparaison du mode unilatéral et bilatéral dans la production de force (A) Force moyenne à 5% de la force maximale, (B) Force moyenne à 25% de la force maximale, et (C) Force moyenne à 50% de la force maximale (*) signifie une différence significative entre les bras ($p < 0.05$). Tirée de Kim (2020)

Les effets de la symétrisation de la force sont également mesurables dans les analyses de l'entropie approximative. L'entropie approximative est significativement différente en unilatéral entre les bras parétiques et non-parétiques. Le passage du mode unilatéral à bilatéral change significativement cette variable pour les deux côtés, si bien, qu'en bilatéral on n'observe aucune différence d'entropie entre le côté parétique et le côté non-parétique. Ce résultat est renforcé par le calcul de l'asymétrie entre les membres supérieurs pour les différentes configurations. La différence significative entre unilatéral et bilatéral et le changement de signe de l'asymétrie témoignent de la symétrisation produite par l'utilisation d'un équipement bilatéral. (Voir Figure 1.4)

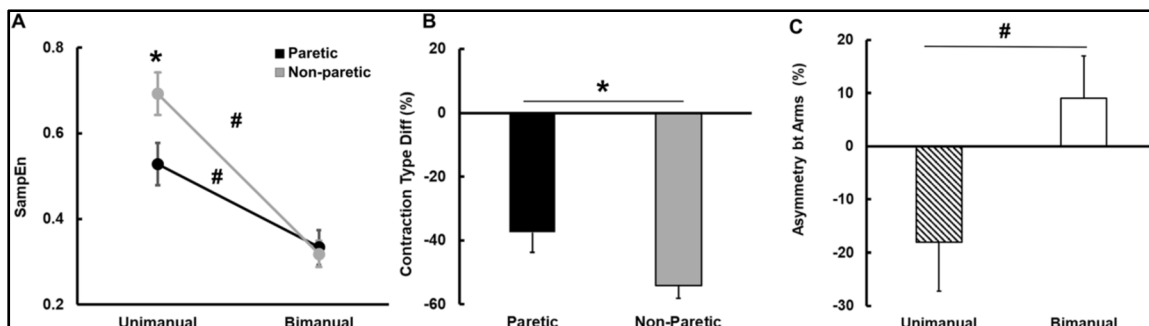


Figure 1.4 Analyse de l'entropie approximative
 (A) Entropie approximative, (B) Force moyenne à 25% de la force maximale,
 (C) Force moyenne à 50% de la force maximale
 (*) signifie une différence significative entre les bras ($p < 0.05$).
 (#) signifie une différence significative entre les conditions ($p < 0.05$)
 Tirée de Kim (2020)

1.4 Critique littérature

1.4.1 Dispositifs mécanique ou robotique de rééducation

La thérapie manuelle et conventionnelle est limitée par le manque de thérapeutes, les coûts de la rééducation, les efforts prolongés et intenses des patients et des thérapeutes pendant les séances. Comme le font remarquer VanDelden (2012) et Sheng (2016), ces limitations de la thérapie manuelle et conventionnelle ouvrent sur les possibilités de la rééducation robotique. Dans l'idéal la thérapie de rééducation permettrait une rééducation plus efficace, en venant compléter la rééducation manuelle de manière plus précise, quantitative et surtout personnalisables selon les besoins et les caractéristiques des patients.

En effet, les équipements robotisés peuvent permettre une rééducation intensive grâce à la répétition de mouvements et ajustée sur du long-terme. Cette technologie est également un moyen de pallier le manque de thérapeutes, un thérapeute pouvant alors s'occuper de plusieurs patients simultanément, ce qui permettrait une réduction des coûts de rééducation. Cette forme de rééducation offre également la possibilité de se coupler à des jeux en réalité virtuelle, fournissant une rééducation plus amusante tout en assurant un intérêt des patients pour les exercices proposés. Enfin le dernier avantage soulevé est qu'un équipement robotique pourra

enregistrer toute sorte de données au cours des rééducation, permettant une évaluation plus précise de la condition des patients, d'adapter les exercices aux patients et ainsi de fournir une rééducation personnalisée.

Dans leurs revues de littérature, VanDelden (2012) et Sheng (2016), recensent respectivement vingt exercices unilatéraux ou bilatéraux et dix exercices bilatéraux. VanDelden (2012) a séparé en deux catégories les exercices dans sa revue : les appareils mécaniques et les appareils robotiques équipés d'un moteur. Le design, les mouvements proposés, la partie du corps travaillée, le protocole expérimental ainsi que les résultats obtenus sont détaillés pour chaque exercice. Le tableau de synthèse des articles répertorie le nom des dispositifs, le type de mouvement, la partie du membre supérieur travaillée, le type d'étude clinique et la disponibilité commerciale. La première observation sur ce tableau est que seuls dix des vingt exercices retenus ont été utilisés dans des études cliniques, pour les autres aucune étude n'a été réalisée.

Sheng classe lui les exercices en trois catégories : bras robotique, exosquelette et dispositif industriel. Tout comme VanDelden, le design, les mouvements proposés, la partie du corps travaillée, le protocole expérimental ainsi que les résultats obtenus sont détaillés pour chaque exercice. Le tableau de synthèse des articles répertorie le nom des dispositifs, les modes de contrôles possibles, la partie du membre supérieur travaillée, le nombre de degrés de liberté et la disponibilité commerciale. Pour cette revue, tous les exercices bilatéraux retenus ont été utilisés dans une ou plusieurs études cliniques.

Les études cliniques relevées par VanDelden (2012) et Sheng (2016) s'intéressent toutes à la rééducation des personnes hémiparétiques. Les variables mesurées par ces études sont des paramètres cliniques : test de Fugl-Meyer (FMA = Fugl-Meyer Assessment), le test de fonctions motrices de Wolf (WMFT : Wolf Motor Function Test), l'échelle modifiée d'Ashworth (MAS = Modified Ashworth Scale).

Aucune des études cliniques portant sur des exercices bilatéraux ne s'est intéressée aux paramètres de la force développée par les participants.

1.4.2 Caractérisation de la force en mode statique

Le contrôle et de la production de force par les membres supérieurs ont été, à plusieurs reprises, analysés lors d'exercices isométriques en configuration bilatérale. La plupart de ces analyses ont été effectuées grâce à un système de mesure de la force au niveau des poignets. Lodha (2010), Kang et Cauraugh (2013, 2014, 2018), Yan (2019) et Kim (2020) mesurent tous la force développée au poignet lors de consignes à 5%, 25% et 50% de la force maximale. (voir Figure 2.5)

Ils étudient ensuite la stabilité, la régularité et la précision des signaux de force afin de caractériser le contrôle de la force dans les membres supérieurs en calculant différentes variables telles que la force moyenne, le coefficient de variation, l'écart-type, l'écart quadratique ou encore l'entropie.

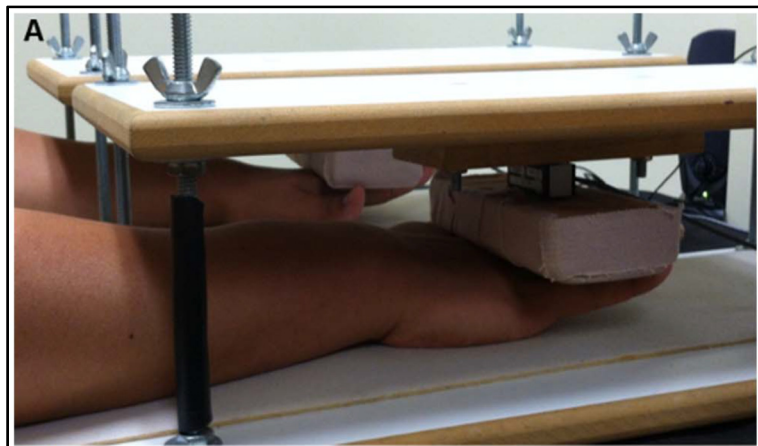


Figure 1.5 Système de mesure de la force
Tirée de Kang et Cauraugh (2014)

Toutes ces études ont été effectuées sur des tâches isométriques. Lors des exercices, les participants devaient respecter des consignes de 5%, 25% et 50% de la force maximale, mais aucun mouvement n'était effectué. Ces études ne se sont donc pas intéressées au contrôle de la force lorsque des déplacements des membres étaient effectués.

Il existe donc un vide dans la littérature portant sur les exercices bilatéraux ainsi que dans la littérature de l'étude du contrôle de la force en bilatéral, sur l'analyse de la production et du contrôle de la force sur un exerciceur bimanuel lors de tâches bilatérales dynamiques.

CHAPITRE 2

PROBLÉMATIQUES, OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

2.1 Problématique

Dans la littérature présentée précédemment, l'analyse de la production et du contrôle de la force au niveau des membres supérieurs s'effectue lors d'exercices statiques dans des conditions unilatérales ou bilatérale à différents niveaux de la force maximale produite. Plusieurs études ont été menées sur la production et le contrôle de la force chez des personnes saines ou hémiparétiques, et s'intéressent à plusieurs métriques calculées à partir des signaux de force telles que la force moyenne, l'écart-quadratique-moyen, le coefficient de variation, l'entropie approximative. Cependant, la littérature ne contient que des analyses portant sur la force lors d'exercices bilatéraux et statiques ou des exercices unilatéraux statiques ou dynamiques.

D'un autre côté, la littérature sur la rééducation post-AVC comporte des exercices bilatéraux similaires à celui développé à l'Institut de Réadaptation Gingras-Lyndsay-de-Montréal. Ces exercices bilatéraux proposent des programmes à viser thérapeutiques où les membres supérieurs des participants sont amenés en bilatéral à déplacer des poignées. Toutefois, les études menées sur ces appareils de rééducation ne s'intéressent qu'à l'amélioration éventuelle des paramètres cliniques des participants.

Ainsi aucune des études analysées ne regroupe les critères d'exercices bilatéraux et d'exercices dynamiques. Dans cette étude, nous allons proposer une nouvelle approche dans l'analyse de la production et du contrôle de la force par les membres supérieurs. Nous allons proposer de répondre à cette absence d'informations dans la littérature et d'étudier le comportement des membres supérieurs chez des participants sains et hémiparétiques lors d'exercices bilatéraux et dynamiques.

2.2 Hypothèses

En analysant la littérature, nous posons l'hypothèse que le contrôle de la force (stabilisation de la force autour d'une consigne) en configuration bilatérale dynamique est identique entre des participants hémiparétiques et des participants sains du fait de la symétrisation observée dans la littérature lors d'efforts bilatéraux.

Nous soumettons également l'hypothèse que la production de la force (poussée initiale de la force pour atteindre la consigne) en configuration bilatérale est différente entre des participants hémiparétiques et des participants sains du fait de l'atteinte neurologique des personnes hémiparétiques

2.3 Objectifs

L'objectif principal de ce projet est de déterminer s'il existe des différences significatives entre des participants hémiparétiques et des participants sains dans la production et la stabilisation de la force lors de l'utilisation de l'exerciseur bimanuel développé à l'Institut de Réadaptation Gingras-Lyndsay-de-Montréal. Cet objectif principal se décline en deux objectifs spécifiques :

1. Déterminer s'il existe des différences chez les participants entre les bras dominants et non-dominants. Chez les participants post-AVC, nous comparerons la force produite par le membre parétique et le membre non-parétique. Tandis que chez les participants sains, nous comparerons le membre dominant et non-dominant.
2. Déterminer s'il existe des différences significatives entre le groupe post-AVC et le groupe sain. Nous comparerons la force produite par le membre parétique et le membre sain non-dominant. Nous comparerons le membre non-parétique et le membre sain dominant.

2.4 Approche

Pour répondre à l'objectif principal de l'étude, nous avons utilisé des données acquises sur l'exerciceur bimanuel lors de séances effectuées à l'Institut de Réadaptation Gingras-Lyndsay-de-Montréal chez 41 participants.

On aura recours à l'utilisation de tests statistiques pour répondre aux objectifs spécifiques et étudier les différences éventuelles de force en les bras dominants et non dominants au sein d'un même groupe ; et aussi pour comparer les deux populations sujets pathologiques et sujets sains ayant participé à l'étude.

CHAPITRE 3

MÉTHOLOGIE

Les expérimentations ont été effectuées sur l'exerciseur bimanuel à l'Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM) dans le respect des considérations éthiques du projet de recherche. Toutes les informations et les données nécessaires sont anonymisées pour assurer la confidentialité et le respect de la vie privée des participants.

3.1 Acquisition des données par l'exerciseur bimanuel

3.1.1 Description de l'équipement

L'exerciseur bimanuel permet d'évaluer les membres supérieurs lors de mouvements de poussées bilatérales synchrones ou asynchrones tout en imposant une résistance au déplacement des membres supérieurs. Il se compose de deux poignées identiques qui permettent la mesure des forces et moments de réactions au niveau des deux mains durant le mouvement en aller-retour le long de deux rails. (Voir Figure 3.1)

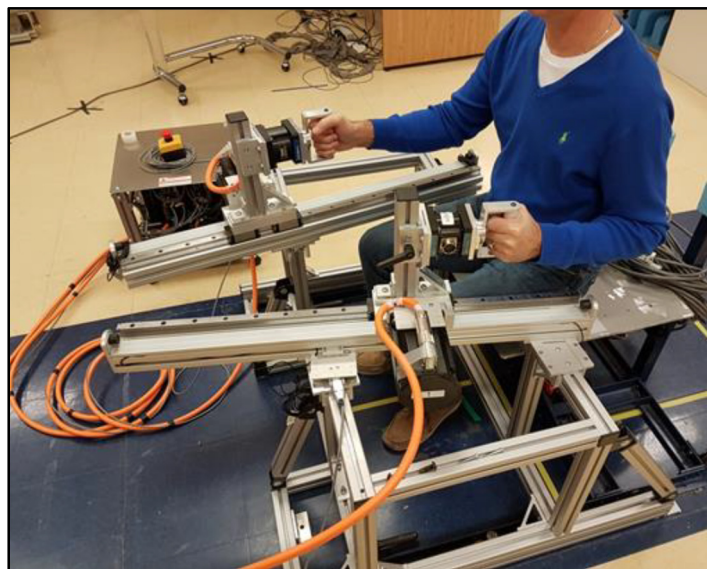


Figure 3.1 Exerciseur Bimanuel,
Laboratoire de pathokinésologie
IRGLM

Les données cinématiques et cinétiques ont été enregistrées pendant les mouvements des membres supérieurs lors des exercices. La cinématique des mouvements est obtenue grâce au système d'analyse du mouvement Optotrak (Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada) qui a enregistré la position 3D de marqueurs fixés symétriquement sur les poignées de l'exerciseur et sur les membres supérieurs des participants. La fréquence d'échantillonnage durant l'acquisition du mouvement était fixée à 60Hz.

Les données de forces et de moments sont acquises à une fréquence de 600Hz. Elles sont enregistrées par deux plateformes de force situées sous les pieds, quatre plateformes sous le siège pour les forces de pression dues à la position assise du participant et une à chaque poignée. Les plateformes de force des poignées sont des capteurs AMTI MC3 ce qui a permis d'enregistrer les forces et moments développés à chacune des mains lors des poussées.

3.1.2 Les participants

Dans le cadre de ce mémoire, les données de quarante-et-un (41) participants ont été étudiées : dix-neuf (19) participants post-AVC : groupe pathologique ; et vingt-deux (22) participants sains : groupe contrôle (voir Tableau 3.1 et Tableau 3.2). Cependant pour des raisons de validité des données seulement dix-sept (17) des participants symptomatiques ont été analysés.

Le recrutement des quarante-et-un (41) participants s'est effectué à l'Institut de Réadaptation Gingras-Lindsay-de-Montréal (IRGLM). Les personnes ciblées demeuraient à moins de 35 km du centre de recherche. Elles ont été recrutées grâce aux cliniciens de l'unité de neurologie et aux archives de l'IRGLM puis contactées pour leur expliquer le projet.

3.1.3 Le déroulement expérimental

Lors de leur première visite, les participants post-AVC étaient évalués cliniquement pour recueillir différentes données liées à leurs incapacités et déficiences. Ces évaluations permettaient également de définir l'état initial des participants hémiparétiques et d'observer

une possible amélioration de leurs conditions. Cette évaluation clinique a été suivie par une séance de familiarisation avec l'exerciseur bimanuel.

Les participants ont ainsi pu tester les différents modes symétriques, asymétriques à différentes contraintes appliquées et assimiler le principe du retour visuel.

Lors de la seconde visite, les données de forces, de l'EMG et de mouvement ont été enregistrées pour différentes tâches demandées aux participants qui ont profité de la rétroaction visuelle. Les valeurs de force en poussée maximale volontaire et les données de position anatomique : position des poignées le long du corps et position des poignées en extension maximale sont enregistrées au tout début du protocole expérimental afin d'adapter les efforts demandés et les poussées, pour toutes les tâches, aux capacités de chacun des participants.

Le tableau 2.3 détaille le déroulement expérimental et les tâches qui ont été demandées aux participants. Entre chaque tâche les participants peuvent se reposer, ce qui permet de limiter leur fatigue, pendant une durée d'une minute. Mais cette durée peut être modifiée au besoin pour convenir au participant.

Durant chaque tâche, une résistance fixe pour la poussée était appliquée à la poignée. Les participants devaient déplacer simultanément les poignées gauches et droites en contrôlant la force de leurs membres supérieurs sur la poignée. La consigne était d'effectuer les allers-retours en respectant une certaine consigne de force indiquée sur la rétroaction visuelle (voir Figure 3.2). Cette rétroaction leur affichait la force appliquée en instantanée sur la poignée et simulait une zone de force à viser. Le but des essais était donc de déplacer les poignées par des poussées en restant dans la zone de force demandée. Le retour des poignées était passif et aucun effort n'était demandé.

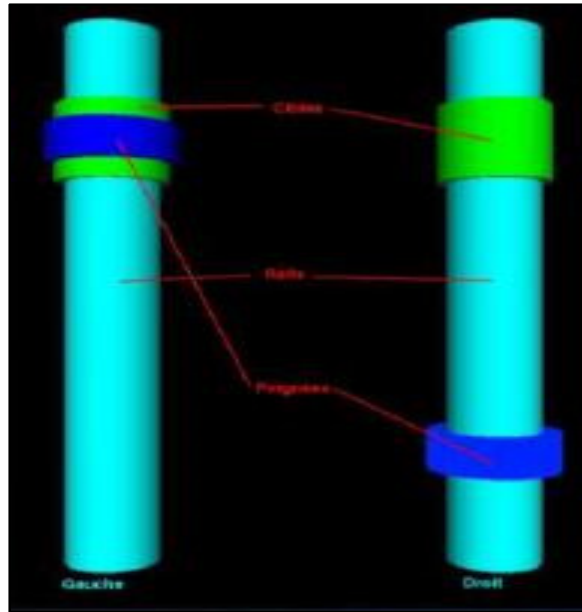


Figure 3.2 Rétroaction visuelle,
Laboratoire de pathokinésiologie
IRGLM

Lors de l'expérimentation, chaque numéro de fichier de données correspond à un essai. Cette correspondance est inscrite manuellement dans la feuille de collecte du participant ainsi que les valeurs de forces maximales mesurées pour le côté gauche et le côté droit. Les données de force exercées sur les poignées à chacun des essais et le suivi de déplacement des poignées obtenues lors de la deuxième séance sont les données que nous avons analysées dans le cadre de ce mémoire.

Tableau 3.1 Données anthropométriques de l'ensemble des sujets

SUJET	SEXE	AGE	GROUPE	FORCE MAX NON- DOMINANT	FORCE MAX DOMINANT	CÔTÉ DOMINANT OU SAIN
1	F	54	Sain	99.8N	99.3N	Droit
2	F	34	Sain	145N	109N	Droit
3	F	42	Patho	65N	81N	Droit
4	F	66	Patho	68.5N	90.6N	Droit
5	H	55	Sain	148N	138.3N	Droit
6	F	58	Sain	122N	108N	Droit
7	H	55	Patho	112N	150N	Droit
8	F	59	Patho	78N	135N	Gauche
9	F	62	Patho	106.3N	124.8N	Gauche
10	H	79	Sain	142.4N	137.3N	Droit
11	F	75	Sain	106N	98.8N	Droit
12	H	53	Sain	156N	211.9N	Gauche
13	H	62	Patho	153.2N	179.2N	Droit
14	H	28	Sain	142.5N	143.7N	Gauche
15	H	22	Sain	196N	165N	Droit
16	F	28	Sain	169.5N	165.8N	Droit
17	F	30	Patho	142N	196N	Droit
18	H	75	Patho	203N	192.2N	Droit
19	H	37	Patho	160.2N	187.2N	Gauche
20	F	76	Patho	103.8N	99.3N	Droit
21	F	48	Sain	112N	114N	Droit
22	F	42	Sain	100N	104N	Droit
23	H	58	Sain	178N	177N	Gauche
24	H	61	Sain	217.7N	199.6N	Droit

Tableau 3.1 Données anthropométriques de l'ensemble des sujets « suite »

SUJET	SEXE	AGE	GROUPE	FORCE MAX NON- DOMINANT	FORCE MAX DOMINANT	CÔTÉ DOMINANT OU SAIN
25	H	55	Sain	139.4N	143.1N	Droit
26	H	61	Patho	78.6N	91.8N	Gauche
27	H	50	Sain	149N	158.5N	Gauche
28	F	64	Sain	124N	99.8N	Droit
29	F	64	Sain	97N	95N	Droit
30	F	24	Sain	63N	60N	Droit
31	H	18	Sain	237.8N	194.7N	Droit
32	H	41	Sain	118.9N	117.8N	Gauche
33	F	58	Patho	99.8N	85.8N	Gauche
34	F	51	Patho	95.2N	83.7N	Droit
35	H	71	Patho	117.8	119N	Droit
36	H	67	Patho	120N	110N	Droit
37	H	69	Patho	130N	140N	Gauche
38	H	50	Sain	188N	221N	Droit
39	F	90	Patho	50N	50N	Droit
40	H	91	Patho	153N	145N	Droit
41	F	65	Patho	80N	120N	Droit

Tableau 3.2 Moyennes et écarts-types de l'âge par sexe et catégorie pour l'ensemble du groupe d'étude

	SAINS (n=22)		HÉMI PARÉTIQUEs (n=19)		TOTAL (n=41)	
	M	E.T	M	E.T	M	E.T
HOMMES (n=21)	48 ans	14 ans	65 ans	10 ans	55 ans	14 ans
FEMMES (n=20)	49 ans	14 ans	60 ans	12 ans	55 ans	14 ans
TOTAL (n=41)	48 ans	14 ans	62 ans	11 ans	55 ans	14 ans

M : moyenne E.T : écart-type

Tableau 3.3 Déroulement expérimental

N° TACHE	TACHE	DURÉE	MODE	RÉSISTANCE GAUCHE	RÉSISTANCE DROITE
1	Force max	2 essais	Statique	100%	100%
2	Position anatomique	1 essai	Dynamique	0%	0%
3	Symétrique 15%	1min	Dynamique	15%	15%
4	Symétrique 30%	1min	Dynamique	30%	30%
5	Symétrique 15%	1min	Dynamique	15%	15%
6	Asymétrique 15%/30%	6min	Dynamique	15% ou 30%	30% ou 15%
7	Symétrique 15%	2min	Dynamique	15%	15%

3.2 Le traitement des données

3.2.1 Pointage manuel des courbes

L'objectif de notre étude est de déterminer s'il existe des différences notables entre les côtés lésés et sains de participants pathologiques. Nous avons tout d'abord commencé par étudier, pour chacun des essais, les données des capteurs des poignées chez deux participants : un hémiparétique et un sain.

L'observation des données chez les deux participants a révélé que la composante de force de poussée dans le sens du rail était la donnée la plus intéressante à analyser. En effet, la force appliquée à la poignée le long du rail pouvait se coupler aux données de déplacement et vient en réponse à la résistance à l'effort appliqué à la poignée. La Figure 3.3 décrit la force d'un participant selon la composante principale normalisée pendant un essai d'une minute avec une résistance de 15% dans la poignée.

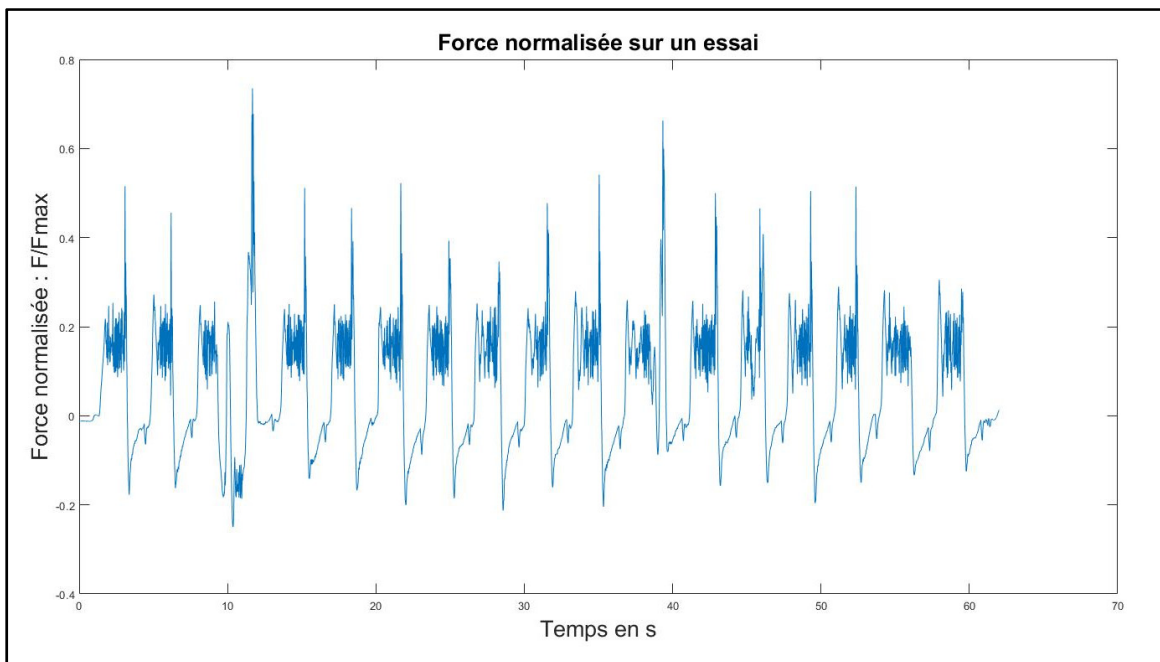


Figure 3.3 Exemple de force normalisée dans le sens de la poussée

Les autres composantes de la force et les moments n'ont donc pas été analysés de manière détaillée et n'apparaîtront pas dans l'étude.

3.2.2 Définition des régimes transitoires et permanents

Les observations manuelles des courbes de forces pour les poignées chez les deux participants ont montré que l'évolution de la force dans le temps se faisait par des cycles qui correspondaient avec le déplacement de la poignée. L'évolution de la force durant une poussée de la poignée est comparable avec la réponse d'un système du second ordre à une consigne en créneau (Voir Figure 3.4).

L'étude plus en détail d'un seul cycle, correspondant à un aller-retour de la poignée, a montré des différences en termes d'amplitudes des variations de la force et en temporel. En effet, même si la consigne était identique et que les participants répétaient les mêmes mouvements, la force de poussée qu'ils appliquaient dans la poignée n'était, elle, pas répétable entre chaque cycle ainsi que la vitesse d'exécution du mouvement. La forme des seconds ordres était donc différente à chaque poussée pour tous les participants. De la même manière qu'un système du second ordre, nous avons séparé la force appliquée à la poignée en réponse à la résistance fixe en un régime transitoire et un régime permanent (Voir Figure 3.5).

Le régime transitoire correspond au début de l'application de la force dans la poignée jusqu'au moment où la force commence à se stabiliser autour de la consigne qui est demandée dans l'exercice. Le régime permanent correspond lui à cette stabilisation autour de la consigne jusqu'au moment où la poignée arrive en butée, moment où le sujet atteint la distance maximale mesurée en position anatomique. Le retour de la poignée n'est pas étudié dans ce mémoire. Pour l'ensemble des quarante-et-un (41) participants, le retour de la poignée à sa position initiale se fait de manière automatique, les participants n'ont donc besoin d'appliquer aucun effort pour cette tâche.

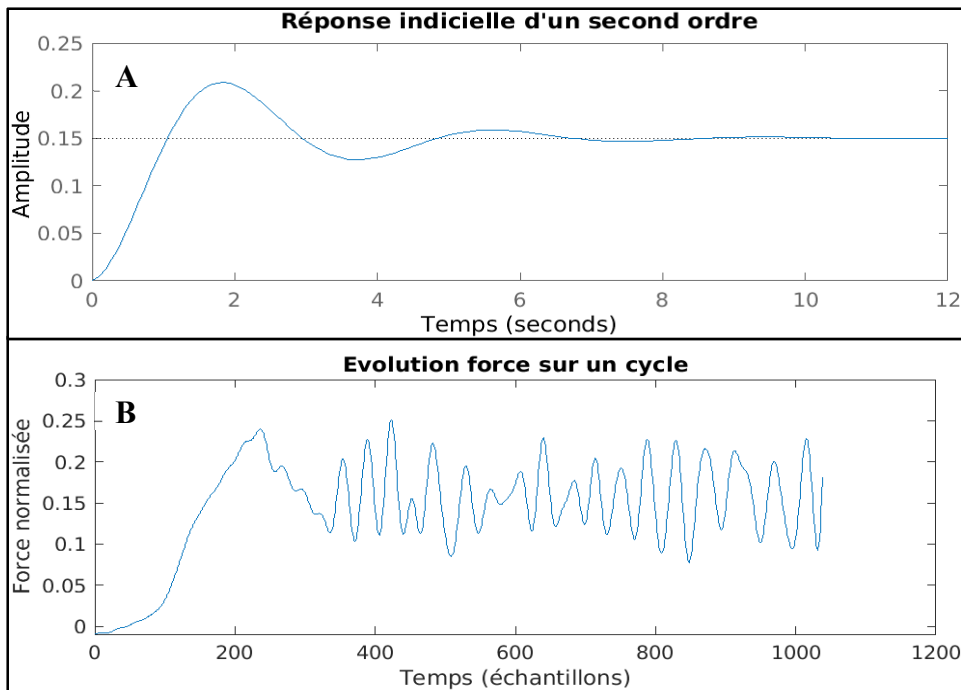


Figure 3.4 Comparaison d'un second ordre et de la force sur une poussée
 (A) Exemple de réponse indicielle d'un système du second ordre
 (B) Évolution de la force normalisée sur une poussée

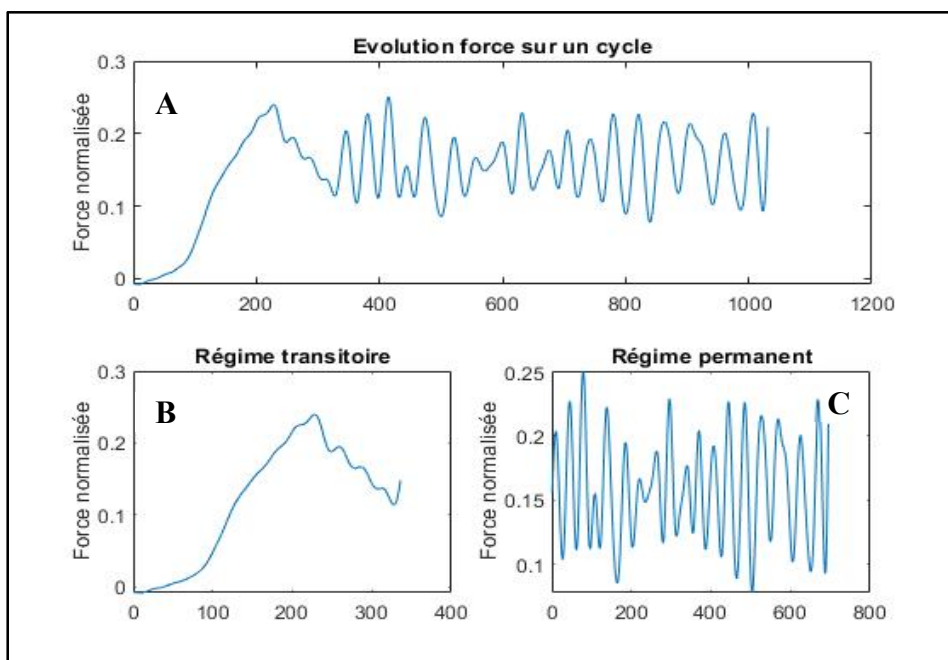


Figure 3.5 Décomposition d'un cycle en régime transitoire et permanent
 (A) Force normalisée sur la poussée complète, (B) Force normalisée sur le régime transitoire, et (C) Force normalisée sur le régime permanent

3.2.3 Préparation des données

3.2.3.1 Filtrage du signal

Le signal brut de force est filtré par la fonction Matlab lioSSA développée au Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO). Il s'agit d'une fonction de filtrage par analyse spectrale singulière, permettant ainsi d'éliminer les bruits auxquels sont soumis les capteurs de force (Aissaoui et al., 2006).

3.2.3.2 Découpe des cycles

La découpe de chacun de chaque cycle et la séparation en régime transitoire et régime permanent s'effectue grâce au signal de déplacement des poignées obtenu avec les marqueurs. Les fichiers contenant la force et le déplacement étant synchronisés (voir Figure 3.6), la détection des instants de début du déplacement, d'arrivée en butée et de retour en position initiale permet le découpage des cycles de poussées (voir Figure 3.7).

Le début du régime transitoire correspond donc au moment où la poignée est en position initiale et que le participant commence à forcer. La fin du régime transitoire et le début du régime permanent correspondent au moment où le participant essaie de se stabiliser à la consigne, après le second dépassement.

Le régime permanent correspond à toutes les oscillations de la force autour de la consigne jusqu'au moment d'arrivée en butée de la poignée qui se caractérise par un pic de force dû à l'arrêt net du déplacement.

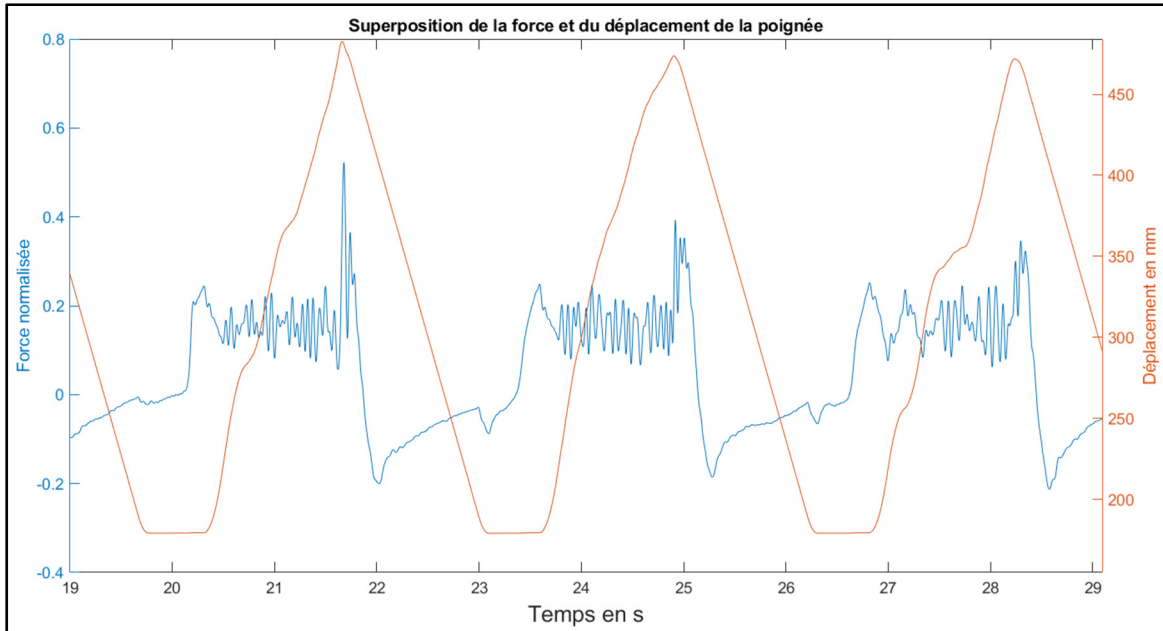


Figure 3.6 Exemple de déplacement d'une poignée couplé à la force exercée sur la poignée

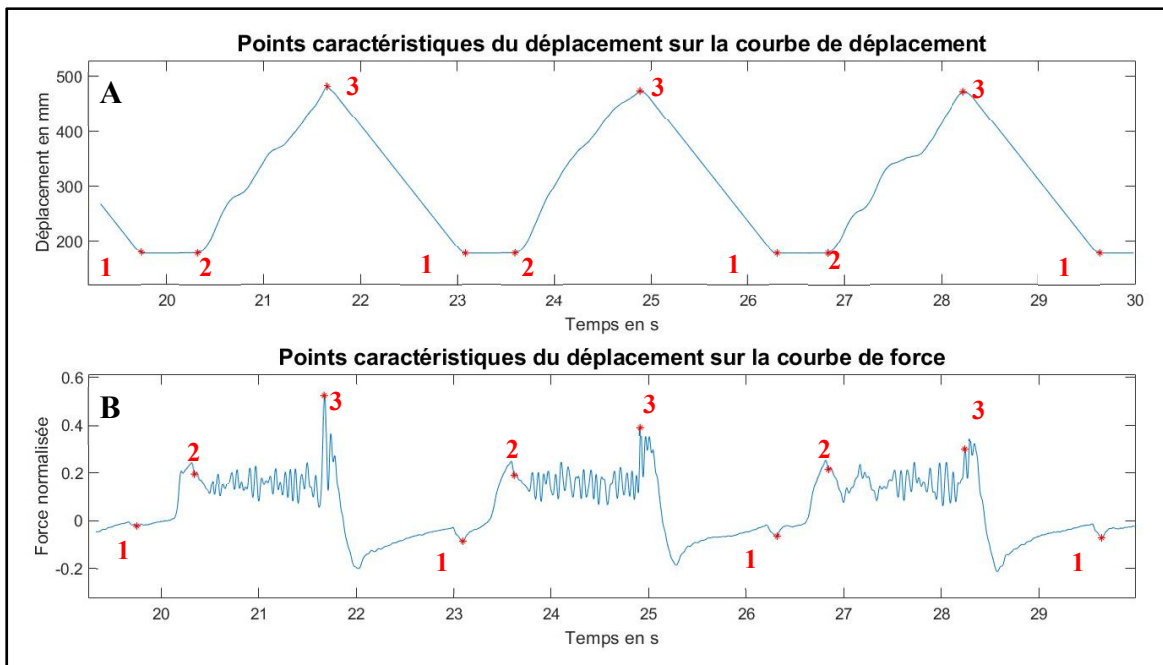


Figure 3.7 Detections des points caractéristiques du déplacement
 (A) : Courbe de déplacement, (B) : Courbe de force
 1 : Retour de la poignée en position initiale
 2 : Départ de la poignée
 3 : Arrivée de la poignée en butée

3.2.3.3 Suppression des poussées non conformes

Le découpage en cycle et la séparation des régimes permanents et transitoires sont permis par le placement des points caractéristiques du déplacement sur les données cinématiques. Si les informations données par le déplacement des poignées ne sont pas correctes alors le découpage ne peut pas s'effectuer correctement. Ces poussées sont dites non conformes, car elles viennent fausser les résultats. Les raisons derrière une poussée non conforme peuvent être (voir Figure 3.8):

1. Le participant a effectué une pause durant son action de poussée, le déplacement de la poignée est non linéaire. Il est marqué par un plateau à de plus ou moins longues durées.
2. Le participant a tiré sur la poignée avant l'arrivée en butée, faisant reculer la poignée, puis il a repris sa poussée. Le déplacement est non linéaire et est marqué par un retour en arrière de la poignée avant l'arrivée en butée.
3. Des données cinématiques sont manquantes et un trou apparaît dans la courbe de déplacement de la poignée.

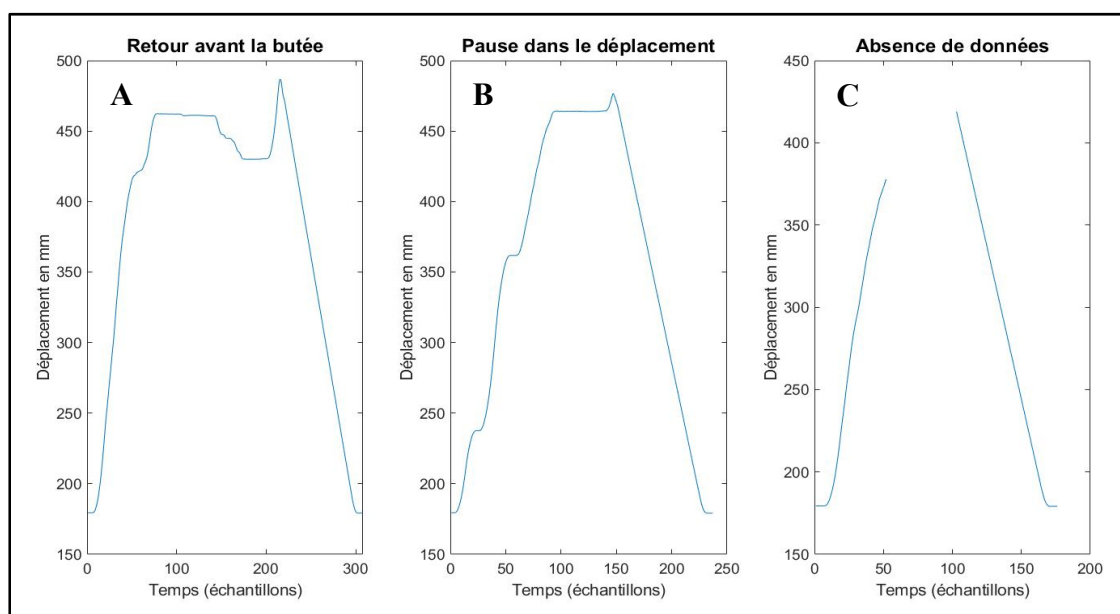


Figure 3.8 Exemple de poussées non conformes
 (A) : Retour en arrière dans le déplacement, (B) : Pause pendant le déplacement
 et (C) : Absence de données

3.3 Métriques calculées

3.3.1 Métriques du régime transitoire

Le régime transitoire débute lorsque le participant commence à exercer une force sur les poignées et se termine lorsqu'il parvient à stabiliser sa force autour de la consigne, lors du deuxième dépassement. Le régime transitoire se caractérise en particulier par l'instant de départ des poignées et le premier dépassement de la consigne. Toutes les variables du régime transitoire sont calculées, pour tous les participants, à chaque tâche et à chaque poussée. La valeur moyenne de chaque essai est ensuite calculée à partir des valeurs de chacune des poussées. (Voir Tableau 3.4)

Les variables en lien avec le régime transitoire sont donc :

- la différence absolue de temps au départ entre le côté dominant et le coté non-dominant. Elle est obtenue en cinématique par la valeur absolue de la différence du temps au départ de la poignée du côté dominant et du temps au départ de la poignée du côté non-dominant.

$$\Delta T = |T_{\text{départ}_{\text{dominant}}} - T_{\text{départ}_{\text{non-dominant}}}|$$

- la durée totale de déplacement : elle est obtenue à partir des données cinématiques par soustraction du moment d'arrivée et du moment au départ.

$$Durée_{\text{déplacement}} = T_{\text{arrivée}} - T_{\text{départ}}$$

- le premier dépassement du régime transitoire : il est obtenu dans les données de force en faisant le pourcentage de dépassement du premier dépassement par rapport à la consigne.

$$\text{Dépassement} = \frac{\text{premier dépassement} - \text{consigne}}{\text{consigne}} * 100$$

3.3.2 Métriques du régime permanent

Le régime permanent commence à la fin du régime transitoire, lorsque le participant stabilise sa force à la consigne et se termine à l'arrivée en butée de la poignée. Le régime transitoire se caractérise par des oscillations centrées autour de la consigne. Toutes les variables du régime permanent sont calculées, pour tous les participants, à chaque tâche et à chaque poussée. La valeur moyenne de chaque essai est ensuite calculée à partir des valeurs de chacune des poussées. (Voir Tableau 3.5)

Les variables en lien avec le régime permanent sont :

- la stabilité autour de la consigne : sa valeur est toujours comprise entre 0 et 1. Elle mesure la précision du participant et sa capacité à respecter la consigne à plus ou moins deux pour cent. Cet intervalle autour de la consigne correspond à la largeur de la zone de visée sur la rétroaction visuelle.

$$\text{stabilité (\%)} = \frac{\text{Nombre de données dans l'intervalle}}{\text{Nombre total de données}} * 100$$

- le coefficient de variation (CV) de la force : il est obtenu à chaque poussée sur les données de force du régime transitoire et permet de quantifier la stabilité et la dispersion des données autour de la consigne.

$$CV (\%) = \frac{\text{Ecart - type de la force}}{\text{Moyenne de la force}} * 100$$

- l'entropie approximative : elle est obtenue grâce à la fonction Matlab « approximateEntropy ». Cette fonction quantifie la régularité et l'imprévisibilité des fluctuations d'un signal (Slifkin et Newell, 1999) (Delgado-Bonal et Marshak, 2019).

3.4 Étude statistique

Pour l'analyse statistique nous avons choisi d'utiliser des analyses de variances (ANOVA) à mesures répétées. Ce modèle statistique permet de comparer des conditions différentes pour un même groupe de sujets et voir s'il existe des différences significatives entre elles. Elle s'adapte bien à notre étude puisque nous travaillons avec les moyennes de 5 variables dépendantes. Trois dans le régime transitoire qui sont la durée totale de déplacement, la valeur du dépassement, la différence au départ entre la gauche et la droite ; et deux dans le régime permanent la stabilité autour de la consigne et l'entropie approximative.

L'utilisation de l'ANOVA permettra de comparer les 7 variables dépendantes chez les sujets pathologiques pour le bras sain (bras dominant) et le bras parétique (bras non-dominant) dans le cadre des différentes tâches à effectuer. La même méthode sera employée chez les sujets sains pour le bras dominant (bras fort) et le bras non-dominant (bras faible). Cette première analyse permettra de caractériser le groupe sain et le groupe post-AVC. Les ANOVAs permettent également une comparaison à deux facteurs : un premier facteur qui possède deux niveaux (bras gauche et bras droit) et un second facteur qui s'adapte au nombre de tâches à étudier.

Nous utiliserons également des ANOVAs pour comparer les groupes participants pathologiques et participants sains. Les mises en comparaisons seront entre le bras parétique et le bras non dominant et entre le bras sain et le bras dominant. Cette seconde analyse permettra de recouper le groupe sain et le groupe post-AVC et de comparer les deux populations.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS

Ce chapitre présente les résultats obtenus grâce à l'analyse des données décrite dans le chapitre trois, à savoir : une première condition symétrique à 15% de familiarisation, suivie d'une condition symétrique à 30%, puis une seconde condition symétrique à 15% et finalement une dernière condition symétrique post-effet à 15%.

Les valeurs chiffrées des différentes variables représentent la moyenne de celle-ci plus ou moins l'écart-type ($M \pm E.T$).

4.1 Force maximale

Lors de la production de la force maximale, les deux bras forçaient en simultanément, les poignées étaient placées à 50% du déplacement maximal, valeur spécifique à chacun des côtés et à chacun des sujets.

4.1.1 Différence entre le bras dominant et non-dominant participants sains

La figure 4.1 illustre la force maximale moyenne chez tous les participants. Pour les participants sains, nous pouvons constater que la force maximale développée par le côté dominant (D) ($F_{\max D} = 139.2 \text{ N} \pm 43.2$) est similaire à celle développée le côté non-dominant (ND) ($F_{\max ND} = 139.7 \text{ N} \pm 39.8$).

L'analyse statistique par ANOVA a montré qu'il n'existe pas de différence significative [$F=0.0157$; $P=0.9008$] de force entre le côté dominant et le côté non-dominant des participants sains.

4.1.2 Différence entre le bras sain et parétique participants post-AVC

Pour les participants post-AVC, nous pouvons constater que la force maximale développée par le côté dominant ou non-parétique (NP) ($F_{\max NP} = 125.3 \text{ N} \pm 42.0$) est similaire à celle développée par le côté non-dominant ou parétique (P) ($F_{\max P} = 111.4 \text{ N} \pm 38.8$). Cependant la différence entre les forces moyennes des deux côtés est supérieure chez les participants hémiparétiques par rapport aux participants sains.

L'analyse statistique par ANOVA a montré qu'il n'existe pas de différence significative [$F=0.9298$; $P=0.3421$] de force entre le côté dominant et le côté non-dominant des participants post-AVC.

4.1.3 Comparaison entre les participants sains et les participants post-AVC

4.1.3.1 Comparaison des cotés dominants : coté dominant (groupe sain) et coté non parétique (groupe post-AVC)

La force maximale développée par le côté dominant des participants sains ($F_{\max D} = 139.2 \text{ N} \pm 43.2$) est plus élevée que celle développée par le côté dominant ou non-parétique des participants post-AVC ($F_{\max NP} = 125.3 \text{ N} \pm 42.0$).

L'analyse statistique par ANOVA a montré qu'il n'existe pas de différence significative [$F=0.8083$; $P=0.3753$] de force entre les côtés dominants des participants sains et post-AVC.

4.1.3.2 Comparaison des cotés non-dominants : coté non-dominant (groupe sain) et coté parétique (groupe post-AVC)

La force maximale développée par le côté non-dominant des participants sains ($F_{\max ND} = 139.7 \text{ N} \pm 39.8$) est elle-aussi plus élevée que celle développée par le côté non-dominant ou parétique des participants post-AVC ($F_{\max P} = 111.4 \text{ N} \pm 38.8$).

L'analyse statistique par ANOVA a montré qu'il n'existe pas de différence significative [$F=4.0742$; $P=0.0520$] de force entre les côtés non-dominants des participants sains et post-

AVC. Mais cette différence est quasi-significative, la valeur de $P=0.0520$ étant très proche de 0.050.

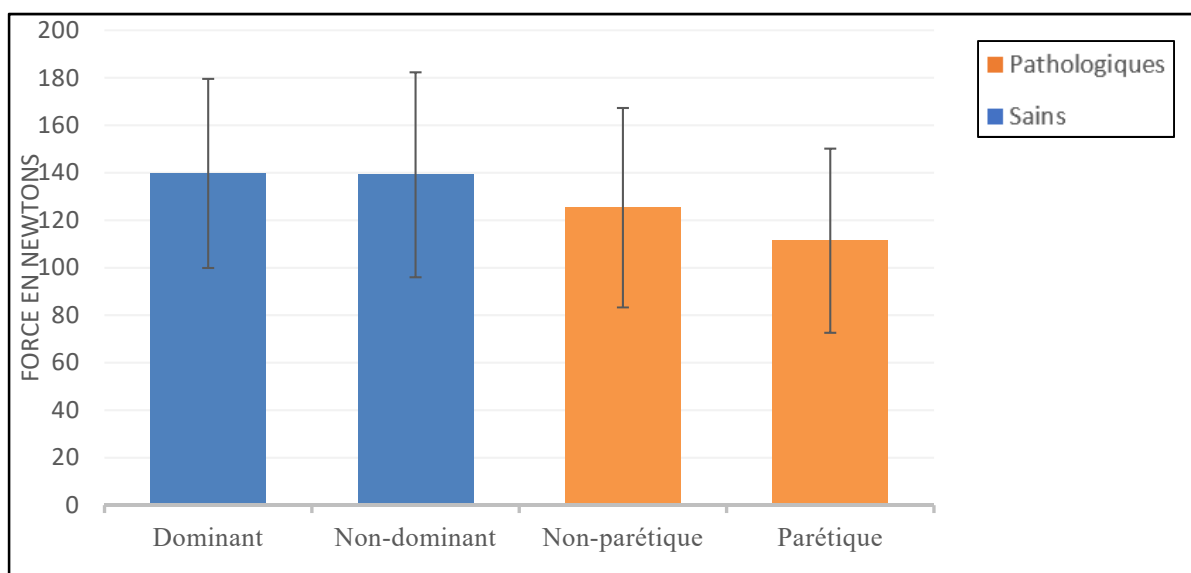


Figure 4.1 Force maximale moyenne ($M \pm E.T$) des participants sains et pathologiques

4.2 Analyse du régime transitoire

4.2.1 Écart absolu coté dominant et non-dominant au départ

La figure 4.2 illustre l'écart temporel entre le côté dominant et celui non-dominant lors d'un effort à 15% pour les groupes sains et post-AVC lors des trois essais : l'initialisation, le pré-effet et le post-effet. La figure 4.3 illustre l'écart temporel entre le côté dominant et celui non-dominant lors d'un effort à 30% pour les groupes sains et pathologiques.

4.2.1.1 Écart absolu pour le groupe sain

Nous pouvons constater que l'écart absolu entre le coté dominant et non-dominant lors des conditions à 15% est : $12.8 \text{ ms} \pm 9.8$ en initialisation ; $7.6 \text{ ms} \pm 8$ en pré-effet et enfin $12.2 \text{ ms} \pm 9.5$ en post-effet. Pour la condition 30%, l'écart absolu entre le coté dominant et non-dominant est $13.3 \text{ ms} \pm 10.0$.

L'analyse statistique par ANOVA2 a montré qu'il n'existe pas de différence significative de l'écart absolu entre les conditions à 15% chez les participants sains. On obtient entre l'initialisation et le pré-effet [$F=2.84$; $P=0.1018$], entre l'initialisation et le post-effet [$F=0.03$; $P=0.8658$], et entre le pré-effet et le post-effet [$F=2.35$; $P=0.135$].

Nous pouvons donc retenir qu'aucune différence significative ($P>0.05$) de l'écart absolu entre le côté dominant et non-dominant du groupe sain n'est mesurée entre tous les essais à 15%.

4.2.1.2 Écart absolu pour le groupe post-AVC

Nous pouvons constater que l'écart absolu entre le coté non-parétique (dominant) et parétique (non-dominant) lors des conditions à 15% est : $31.7 \text{ ms} \pm 33.9$ en l'initialisation ; $17.5 \text{ ms} \pm 17.0$ en pré-effet et enfin $32.2 \text{ ms} \pm 38.8$ en post-effet. Pour la condition 30%, l'écart absolu entre le coté dominant et non-dominant est $23.2 \text{ ms} \pm 34.9$.

L'analyse statistique par ANOVA2 a montré qu'il n'existe pas de différence significative de l'écart absolu entre les conditions à 15% chez les participants hémiparétiques. On obtient entre l'initialisation et le pré-effet [$F=2.39$; $P=0.1318$], entre l'initialisation et le post-effet [$F=0$; $P=0.9682$], et entre le pré-effet et le post-effet [$F=2.06$; $P=0.1605$].

Nous pouvons donc retenir qu'aucune différence significative ($P>0.05$) de l'écart absolu entre le côté non-parétique (dominant) et parétique (non-dominant) du groupe post-AVC n'est mesurée entre tous les essais à 15%.

4.2.1.3 Comparaison groupe sain et groupe post-AVC

La comparaison entre le groupe sain et celui post-AVC s'effectue pour les essais (initialisation, pré-effet et post-effet) en condition 15% et pour l'essai en condition 30%.

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il existe des différences significatives de l'écart absolu des cotés dominants et non dominants entre le groupe sain et celui pathologique pour l'initialisation [$F=4.85$; $P=0.0349$], le pré-effet [$F=4.63$; $P=0.039$] et le post-effet

[F=4.26 ; P=0.0473]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différence significative de l'écart absolu entre les côtés [F=1.26 ; P=0.2696].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15%, il existe une différence significative (P<0.05) de l'écart temporel entre le groupe sain et post-AVC. Mais que cette différence n'est pas significative (P>0.05) pour l'essai à 30%.

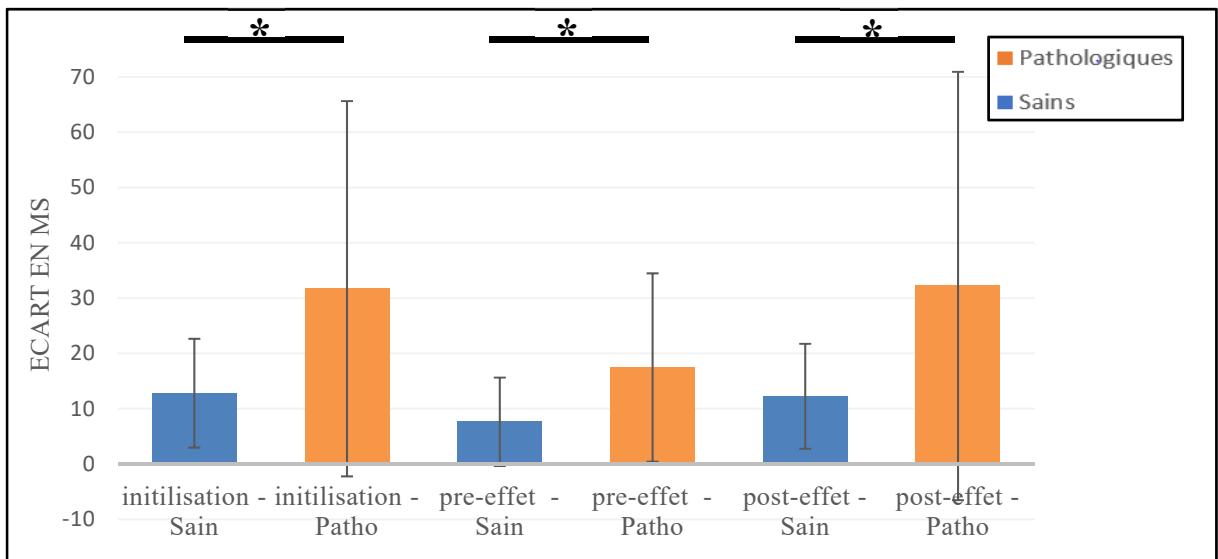


Figure 4.2 Écart temporel absolu à 15% (M ± E.T) entre le côté dominant et non-dominant des participants sains et hémiparétiques

(*) indique une différence significative (P<0.05) entre groupe sain et post-AVC

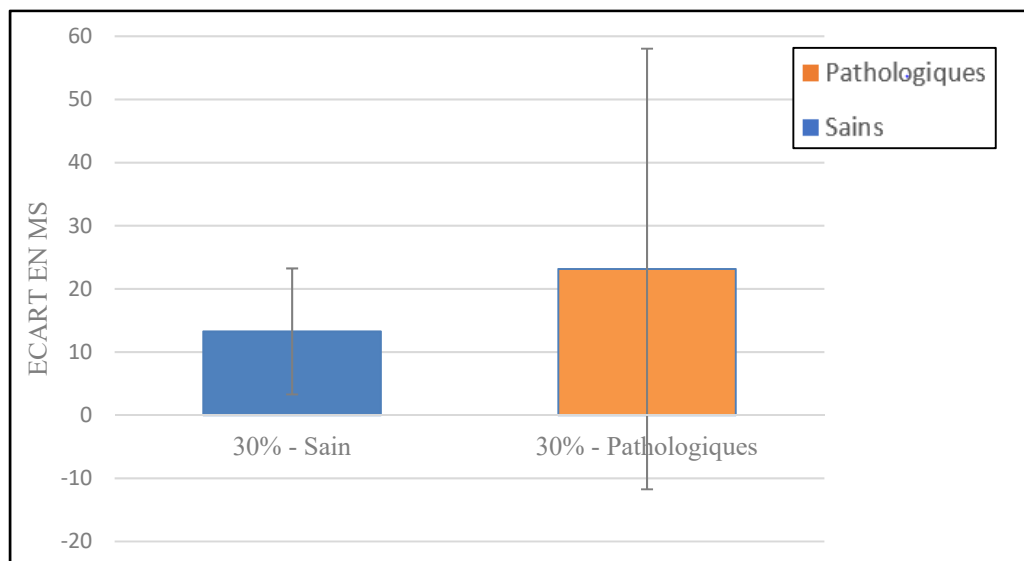


Figure 4.3 Écart temporel absolu à 30% (M ± E.T) entre le côté dominant et non-dominant des participants sains et hémiparétiques

4.2.2 Temps de poussée

Les figures 4.4, 4.5 et 4.6 illustrent le temps de poussées des poignées pour le côté dominant et celui non-dominant lors d'un effort à 15% pour les groupes sains et post-AVC pour les trois essais : l'initialisation (figure 4.4), le pré-effet (figure 4.5) et le post-effet (figure 4.6). La figure 4.7 illustre le temps de poussées des poignées pour le côté dominant et celui non-dominant lors d'un effort à 30% pour les groupes sains et post-AVC.

4.2.2.1 Temps de poussée des participants sains

Nous pouvons constater que le temps de poussée des poignées pour la phase d'initialisation à 15% est : $1.13s \pm 0.32$ coté dominant et $1.14s \pm 0.32$ coté non-dominant. Pour le pré-effet à 15%, le temps de poussée des poignées est : $1.09s \pm 0.37$ coté dominant et $1.09s \pm 0.38$ coté non-dominant. Pour le post-effet à 15%, le temps de poussée des poignées est : $1.12s \pm 0.49$ coté dominant et $1.13s \pm 0.51$ coté non-dominant. Enfin le temps de poussée des poignées lors la condition à 30% est : $1.10s \pm 0.31$ coté dominant et $1.09s \pm 0.30$ coté non-dominant.

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du temps de poussée des poignées entre le coté dominant et celui non-dominant pour l'initialisation [$F=0$; $P=0.9531$], pour le pré-effet [$F=0$; $P=0.9912$] et en post-effet [$F=0$; $P=0.9702$]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différence significative du temps de poussée des poignées entre le coté dominant et celui non-dominant [$F=0$; $P=0.9755$].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% et celui à 30% du groupe sain, il n'existe aucune différence significative ($P>0.05$) du temps de poussée des poignées entre le coté dominant et celui non-dominant.

4.2.2.2 Temps de poussée des participants hémiparétiques

Nous pouvons constater que le temps de poussée des poignées pour la phase d'initialisation à 15% est : $1.09s \pm 0.31$ coté non parétique (dominant) et $1.14s \pm 0.30$ coté parétique (non-dominant). Pour le pré-effet à 15%, le temps de poussée des poignées est : $1.03s \pm 0.28$ coté non-parétique (dominant) et $1.05s \pm 0.28$ coté parétique (non-dominant). Pour le post-effet à 15%, le temps de poussée des poignées est : $1.11s \pm 0.36$ coté non-parétique (dominant) et $1.16s \pm 0.35$ coté parétique (non-dominant). Enfin le temps de poussée des poignées lors la condition à 30% est : $1.17s \pm 0.46$ coté non-parétique (dominant) et $1.20s \pm 0.46$ coté parétique (non-dominant).

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du temps de poussée des poignées entre le coté non-parétique (dominant) et celui parétique (non-dominant) pour l'initialisation [$F=0.3$; $P=0.5848$], pour le pré-effet [$F=0.04$; $P=0.8346$] et en post-effet [$F=0.13$; $P=0.7224$]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différence significative du temps de poussée des poignées entre le coté dominant et celui non-dominant [$F=0.06$; $P=0.8078$].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% et celui à 30% du groupe pathologique, il n'existe aucune différence significative ($P>0.05$) du temps de poussée des poignées entre le coté non-parétique (dominant) et celui parétique (non-dominant).

4.2.2.3 Comparaison des cotés dominants : coté dominant (groupe sain) et coté non-parétique (groupe post-AVC)

La comparaison du temps de poussée des cotés dominants entre le groupe sain et celui post-AVC s'effectue pour les essais (initialisation, pré-effet et post-effet) en condition 15% et pour l'essai en condition 30%.

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du temps de poussée des poignées entre le coté dominant (groupe sain) et celui non-parétique (groupe post-AVC) pour initialisation [$F=0.28$; $P=0.6024$], le pré-effet [$F=0.12$;

$P=0.7285$] et le post-effet [$F=0$; $P=0.99$]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du temps de poussée des poignées entre le coté dominant (groupe sain) et celui non-parétique (groupe post-AVC) [$F=0.52$; $P=0.4745$].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% et celui à 30%, il n'existe aucune différence significative ($P>0.05$) du temps de poussée des poignées entre les côtés dominants du groupe sain (coté dominant) et du groupe post-AVC (coté non-parétique).

4.2.2.4 Comparaison des cotés non-dominants : coté non-dominant (groupe sain) et coté parétique (groupe post-AVC)

La comparaison du temps de poussée des cotés non-dominants entre le groupe sain et celui pathologique s'effectue pour les essais (initialisation, pré-effet et post-effet) en condition 15% et pour l'essai en condition 30%.

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du temps de poussée des poignées entre le coté non-dominant (groupe sain) et celui parétique (groupe post-AVC) pour initialisation [$F=0$; $P=0.9577$], le pré-effet [$F=0.03$; $P=0.8721$] et le post-effet [$F=0.06$; $P=0.8087$]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du temps de poussée des poignées entre le coté non-dominant (groupe sain) et celui parétique (groupe post-AVC) [$F=1.03$; $P=0.3185$].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% et celui à 30%, il n'existe aucune différence significative ($P>0.05$) du temps de poussée des poignées entre les côtés non-dominants du groupe sain (coté non-dominant) et du groupe post-AVC (coté parétique).

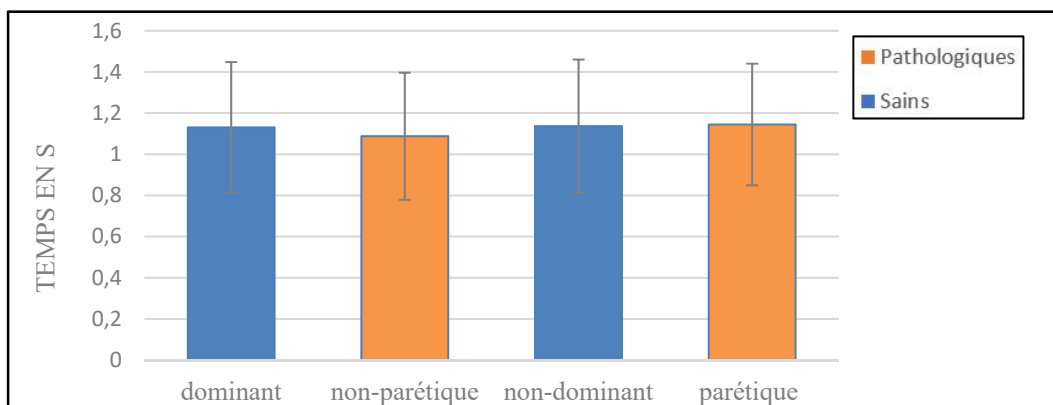


Figure 4.4 Temps de poussée des poignées lors de l'initialisation (15%)

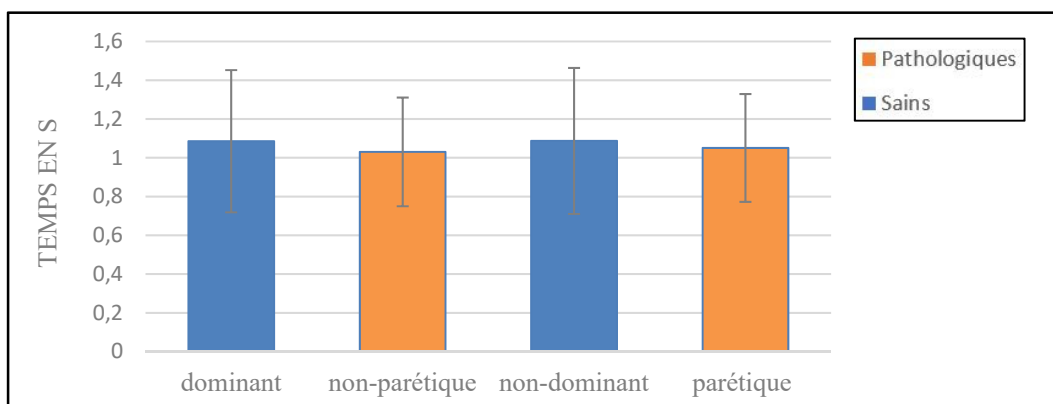


Figure 4.5 Temps de poussée des poignées lors du pré-test (15%)

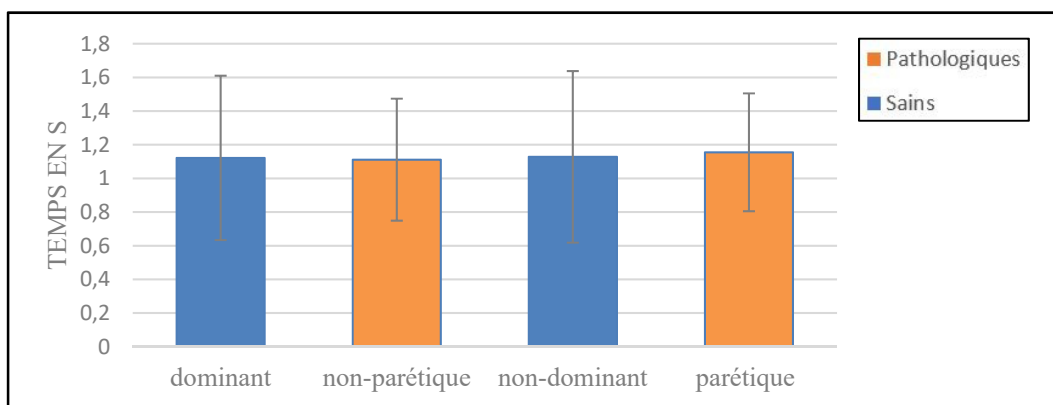


Figure 4.6 Temps de poussée des poignées lors du post-test (15%)

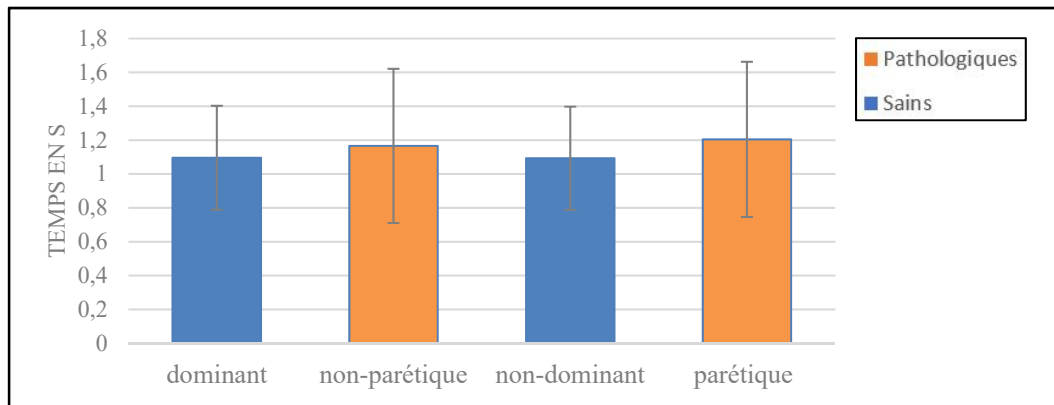


Figure 4.7 Temps de poussée des poignées lors de l'essai à 30%

4.2.3 Dépassement de la force

Les figures 4.8, 4.9 et 4.10 illustrent le dépassement de la force par rapport à la consigne pour le côté dominant et celui non-dominant lors d'un effort à 15% pour les groupes sains et pathologiques pour les trois essais : l'initialisation (figure 4.8), le pré-effet (figure 4.9) et le post-effet (figure 4.10). La figure 4.11 illustre le dépassement de la force par rapport à la consigne pour le côté dominant et celui non-dominant lors d'un effort à 30% pour les groupes sains et pathologiques

4.2.3.1 Dépassement des participants sains

Nous pouvons constater que le dépassement de la force par rapport à la consigne de 15% lors de la phase d'initialisation est : $105.1\% \pm 40.6$ coté dominant et $105.5\% \pm 38.8$ coté non-dominant. Pour le pré-effet à 15%, le dépassement de la force par rapport à la consigne est : $122.5\% \pm 44.3$ coté dominant et $123.5\% \pm 44.9$ coté non-dominant. Pour le post-effet à 15%, le dépassement de la force par rapport à la consigne est : $115.5\% \pm 48.5$ coté dominant et $117.9\% \pm 48.0$ coté non-dominant. Enfin le dépassement de la force par rapport à la consigne lors la condition à 30% est : $67.8\% \pm 27.1$ coté dominant et $69.3\% \pm 27.0$ coté non-dominant.

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du dépassement de la force par rapport à la consigne entre le coté dominant et

celui non-dominant pour l'initialisation [$F=0$; $P=0.9731$], pour le pré-effet [$F=0$; $P=0.9477$] et en post-effet [$F=0.02$; $P=0.8782$]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du dépassement de la force par rapport à la consigne entre le coté dominant et celui non-dominant [$F=0.03$; $P=0.8643$].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% et celui à 30% du groupe sain, il n'existe aucune différence significative ($P>0.05$) du dépassement de la force par rapport à la consigne entre le coté dominant et celui non-dominant.

4.2.3.2 Dépassement des participants hémiparétiques

Nous pouvons constater que le dépassement de la force par rapport à la consigne pour la phase d'initialisation à 15% est : $77.6\% \pm 28.9$ coté non parétique (dominant) et $75.8\% \pm 29.5$ coté parétique (non-dominant). Pour le pré-effet à 15%, le dépassement de la force par rapport à la consigne est : $95.0\% \pm 35.9$ coté non-parétique (dominant) et $91.2\% \pm 34.0$ coté parétique (non-dominant). Pour le post-effet à 15%, le dépassement de la force par rapport à la consigne est : $93.2\% \pm 41.1$ coté non-parétique (dominant) et $86.9\% \pm 39.4$ coté parétique (non-dominant). Enfin le dépassement de la force par rapport à la consigne lors la condition à 30% est : $55.7\% \pm 20.7$ coté non-parétique (dominant) et $53.6\% \pm 20.2$ coté parétique (non-dominant).

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du dépassement de la force par rapport à la consigne entre le coté non-parétique (dominant) et celui parétique (non-dominant) pour l'initialisation [$F=0.03$; $P=0.8595$], pour le pré-effet [$F=0.1$; $P=0.7549$] et en post-effet [$F=0.2$; $P=0.654$]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différence significative du dépassement de la force par rapport à la consigne entre le coté dominant et celui non-dominant [$F=0.09$; $P=0.7646$].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% et celui à 30% du groupe post-AVC, il n'existe aucune différence significative ($P > 0.05$) du dépassement de la force par rapport à la consigne entre le côté non-parétique (dominant) et celui parétique (non-dominant).

4.2.3.3 Comparaison des côtés dominants : côté dominant (groupe sain) et côté non-parétique (groupe post-AVC)

La comparaison du dépassement de la force par rapport à la consigne des côtés dominants entre le groupe sain et celui pathologique s'effectue pour les essais (initialisation, pré-effet et post-effet) en condition 15% et pour l'essai en condition 30%.

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il existe des différences significatives du dépassement de la force par rapport à la consigne entre le côté dominant (groupe sain) et celui non-parétique (groupe post-AVC) pour initialisation [$F=5.7$; $P=0.023$] et le pré-effet [$F=6.23$; $P=0.0179$]. Pour le post-effet à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du dépassement de la force par rapport à la consigne entre le côté dominant (groupe sain) et celui non-parétique (groupe post-AVC) [$F=3.64$; $P=0.0652$]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différence significative du dépassement de la force par rapport à la consigne entre le côté dominant (groupe sain) et celui non-parétique (groupe post-AVC) [$F=3.42$; $P=0.0739$].

Nous pouvons donc retenir que pour l'initialisation et le pré-effet à 15%, il existe une différence significative ($P < 0.05$) du dépassement de la force par rapport à la consigne entre les côtés dominants du groupe sain (côté dominant) et celui pathologique (côté non-parétique). Pour l'essai à 30% et le post-effet à 15%, la différence de dépassement de la force par rapport à la consigne entre les côtés dominants du groupe sain (côté dominant) et celui pathologique (côté non-parétique) est quasi-significative, les valeurs de $P=0.0652$ (post-effet) et $P=0.0739$ (essai à 30%) étant très proche de 0.050.

4.2.3.4 Comparaison des cotés non-dominants : coté non-dominant (groupe sain) et coté parétique (groupe post-AVC)

La comparaison du dépassement de la force par rapport à la consigne des cotés non-dominants entre le groupe sain et celui pathologique s'effectue pour les essais (initialisation, pré-effet et post-effet) en condition 15% et pour l'essai en condition 30%.

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il existe des différences significatives du dépassement de la force par rapport à la consigne entre le coté non-dominant (groupe sain) et celui parétique (groupe post-AVC) pour l'initialisation [$F=7.88$; $P=0.0084$], le pré-effet [$F=9.33$; $P=0.0045$] et le post-effet [$F=7.11$; $P=0.0119$]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il existe des différences significatives du dépassement de la force par rapport à la consigne entre le coté non-dominant (groupe sain) et celui parétique (groupe post-AVC) [$F=6.68$; $P=0.0145$].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% et celui à 30%, il existe des différences significatives ($P<0.05$) du dépassement de la force par rapport à la consigne entre les côtés non-dominants du groupe sain (coté non-dominant) et celui pathologique (coté parétique).

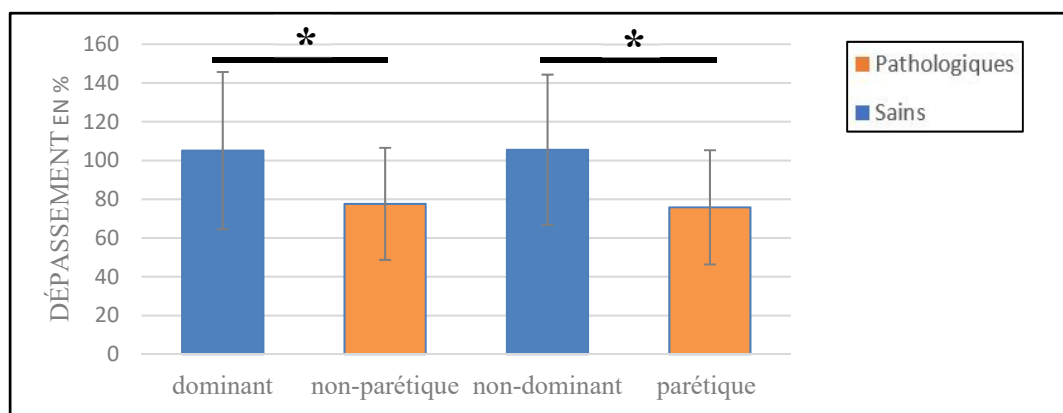


Figure 4.8 Dépassement de la consigne lors de l'initialisation (15%)
 (*) indique une différence significative ($P<0.05$) entre groupe sain et post-AVC

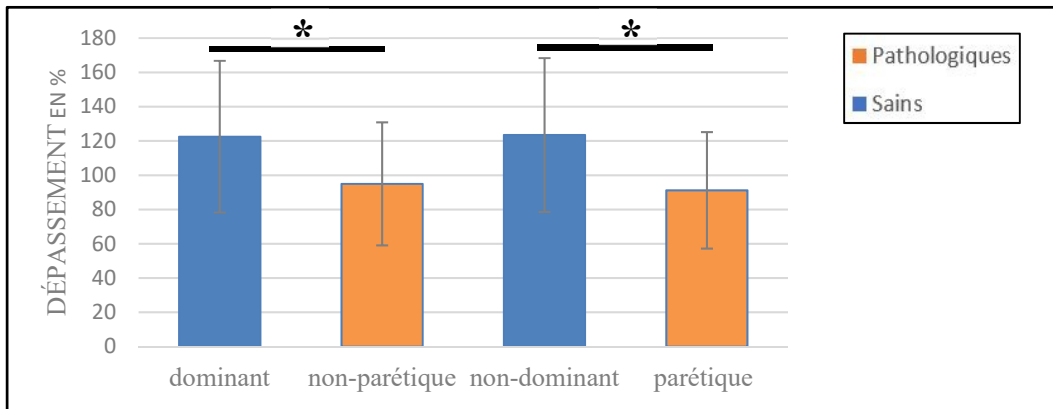


Figure 4.9 Dépassement de la consigne lors du pré-test (15%)

(*) indique une différence significative ($P < 0.05$) entre groupe sain et post-AVC

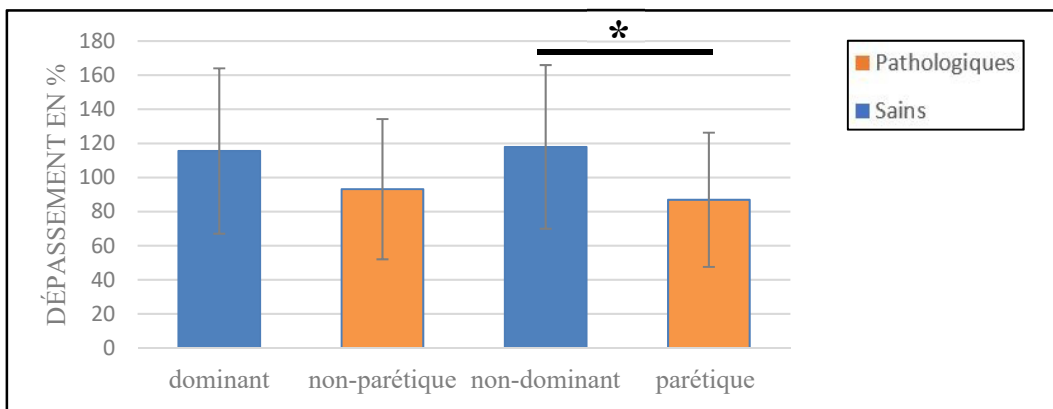


Figure 4.10 Dépassement de la consigne lors du post-test (15%)

(*) indique une différence significative ($P < 0.05$) entre groupe sain et post-AVC

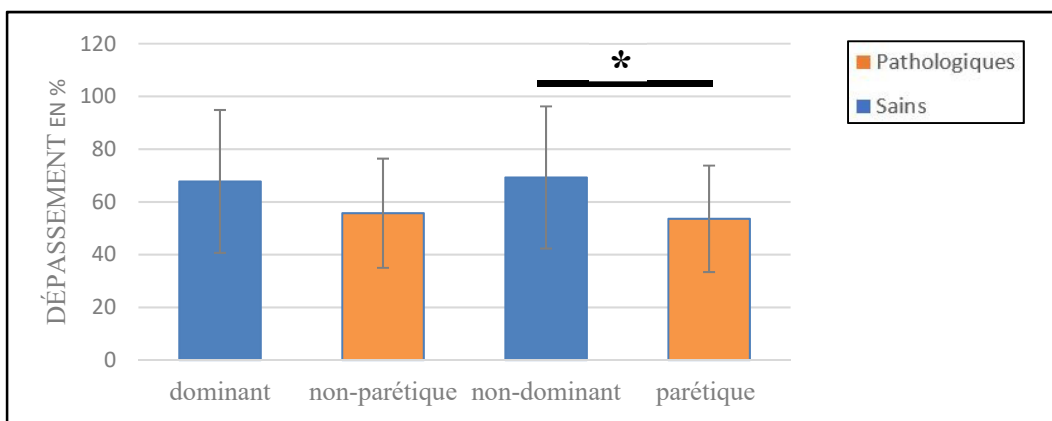


Figure 4.11 Dépassement de la consigne lors de l'essai à 30%

(*) indique une différence significative ($P < 0.05$) entre groupe sain et pathologique

4.3 Analyse du régime permanent

4.3.1 Stabilité

Les figures 4.12, 4.13 et 4.14 illustrent la métrique de stabilité de la force pour le côté dominant et celui non-dominant lors d'un effort à 15% pour les groupes sains et pathologiques lors les trois essais : l'initialisation (figure 4.12), le pré-effet (figure 4.13) et le post-effet (figure 4.14). La figure 4.15 illustre le dépassement de la force par rapport à la consigne pour le côté dominant et celui non-dominant lors d'un effort à 30% pour les groupes sains et pathologiques.

4.3.1.1 Stabilité des participants sains

Nous pouvons constater que la stabilité de la force par rapport à la consigne pour la phase d'initialisation à 15% est : $26.6\% \pm 6.5$ coté dominant et $28.4\% \pm 7.3$ coté non-dominant. Pour le pré-effet à 15%, la stabilité de la force par rapport à la consigne est : $28.5\% \pm 8.7$ coté dominant et $29.1\% \pm 8.5$ coté non-dominant. Pour le post-effet à 15%, la stabilité de la force par rapport à la consigne est : $27.7\% \pm 8.2$ coté dominant et $29.2\% \pm 8.7$ coté non-dominant. Enfin la stabilité de la force par rapport à la consigne lors la condition à 30% est : $25.0\% \pm 6.2$ coté dominant et $25.9\% \pm 7.7$ coté non-dominant.

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives de la stabilité de la force entre le coté dominant et celui non-dominant pour l'initialisation [$F=0.67$; $P=0.4196$], pour le pré-effet [$F=0.5$; $P=0.8232$] et en post-effet [$F=0.32$; $P=0.577$]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives de la stabilité de la force entre le coté dominant et celui non-dominant [$F=0.14$; $P=0.7082$].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% et celui à 30% du groupe sain, il n'existe aucune différence significative ($P>0.05$) de la stabilité de la force entre le coté dominant et celui non-dominant.

4.3.1.2 Stabilité des participants hémiparétiques

Nous pouvons constater que la stabilité de la force pour la phase d'initialisation à 15% est : $26.6\% \pm 6.3$ coté non parétique (dominant) et $23.4\% \pm 5.8$ coté parétique (non-dominant). Pour le pré-effet à 15%, la stabilité de la force est : $26.8\% \pm 6.8$ coté non-parétique (dominant) et $23.7\% \pm 5.5$ coté parétique (non-dominant). Pour le post-effet à 15%, la stabilité de la force est : $26.1\% \pm 6.0$ coté non-parétique (dominant) et $23.3\% \pm 5.5$ coté parétique (non-dominant). Enfin la stabilité de la force lors la condition à 30% est : $25.3\% \pm 5.7$ coté non-parétique (dominant) et $21.6\% \pm 5.1$ coté parétique (non-dominant).

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives de la stabilité de la force entre le coté non-parétique (dominant) et celui parétique (non-dominant) pour l'initialisation [$F=2.27$; $P=0.1419$], pour le pré-effet [$F=2.18$; $P=0.1495$] et en post-effet [$F=2.09$; $P=0.158$]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différence significative de la stabilité de la force entre le coté dominant et celui non-dominant [$F=4.05$; $P=0.0526$].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% du groupe post-AVC, il n'existe aucune différence significative ($P>0.05$) de la stabilité de la force entre le coté non-parétique (dominant) et celui parétique (non-dominant). Pour l'essai à 30%, la différence de stabilité de la force entre le côté non-parétique (coté dominant) et celui parétique (coté non-dominant) est quasi-significative, la valeur de $P=0.0526$ étant très proche de 0.050.

4.3.1.3 Comparaison des cotés dominants : coté dominant (groupe sain) et coté non-parétique (groupe post-AVC)

La comparaison de la stabilité de la force des cotés dominants entre le groupe sain et celui post-AVC s'effectue pour les essais (initialisation, pré-effet et post-effet) en condition 15% et pour l'essai en condition 30%.

Pour tous les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives de la stabilité de la force entre le coté dominant (groupe sain) et celui non-parétique (groupe post-AVC) pour l'initialisation [F=0 ; P=0.9667], le pré-effet [F=0.57 ; P=0.457], et le post-effet [F=0.61 ; P=0.4422]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différence significative de la stabilité de la force entre le coté dominant (groupe sain) et celui non-parétique (groupe post-AVC) [F=0; P=0.9683].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% (initialisation, pré-effet, post-effet) et l'essai à 30%, il n'existe aucune différence significative de la stabilité de la force entre les côtés dominants du groupe sain (coté dominant) et celui pathologique (coté non-parétique).

4.3.1.4 Comparaison des cotés non-dominants : coté non-dominant (groupe sain) et coté parétique (groupe post-AVC)

La comparaison de la stabilité de la force des cotés non-dominants entre le groupe sain et celui post-AVC s'effectue pour les essais (initialisation, pré-effet et post-effet) en condition 15% et pour l'essai en condition 30%.

Pour tous les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il existe des différences significatives de la stabilité de la force entre le coté non-dominant (groupe sain) et celui parétique (groupe post-AVC) pour l'initialisation [F=5.16 ; P=0.03], le pré-effet [F=5.54 ; P=0.0249], et le post-effet [F=6.42 ; P=0.0164]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il existe une différence significative de la stabilité de la force entre le coté non-dominant (groupe sain) et celui parétique (groupe post-AVC) [F=4.42 ; P=0.0434].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% (initialisation, pré-effet, post-effet) et l'essai à 30%, il existe des différences significatives de la stabilité de la force entre les côtés non-dominants du groupe sain (coté non-dominant) et celui pathologique (coté parétique).

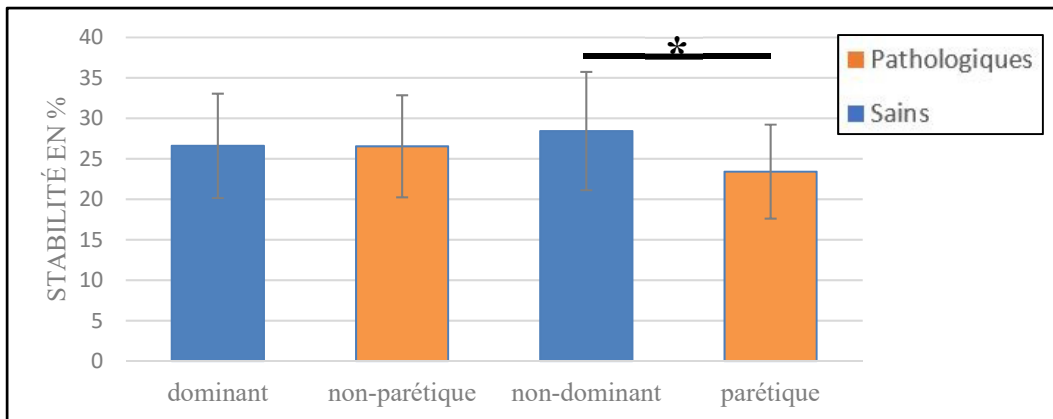


Figure 4.12 Stabilité de la force lors de l'initialisation (15%)

(*) indique une différence significative ($P < 0.05$) entre groupe sain et post-AVC

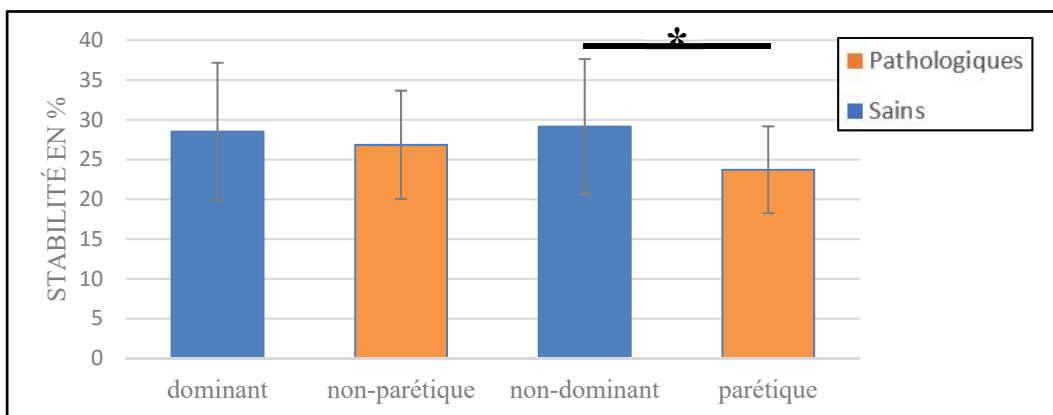


Figure 4.13 Stabilité de la force lors du pré-test (15%)

(*) indique une différence significative ($P < 0.05$) entre groupe sain et post-AVC

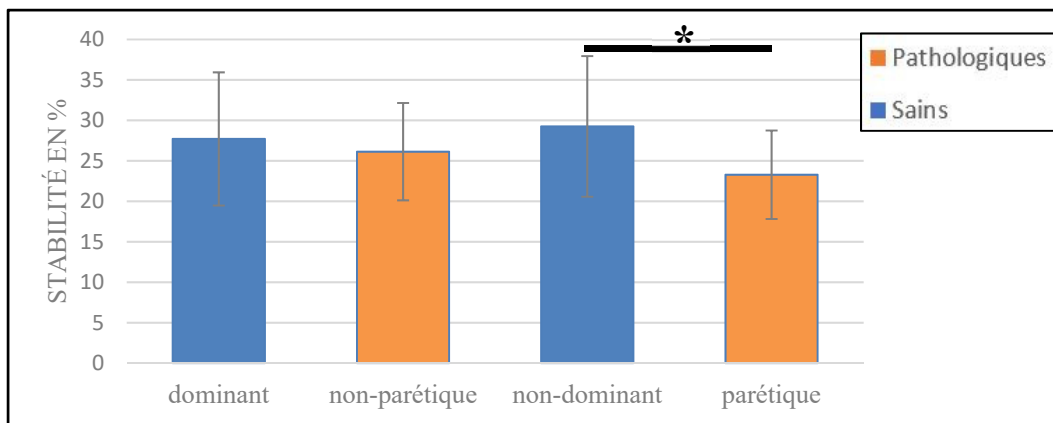


Figure 4.14 Stabilité de la force lors du post-test (15%)

(*) indique une différence significative ($P < 0.05$) entre groupe sain et post-AVC

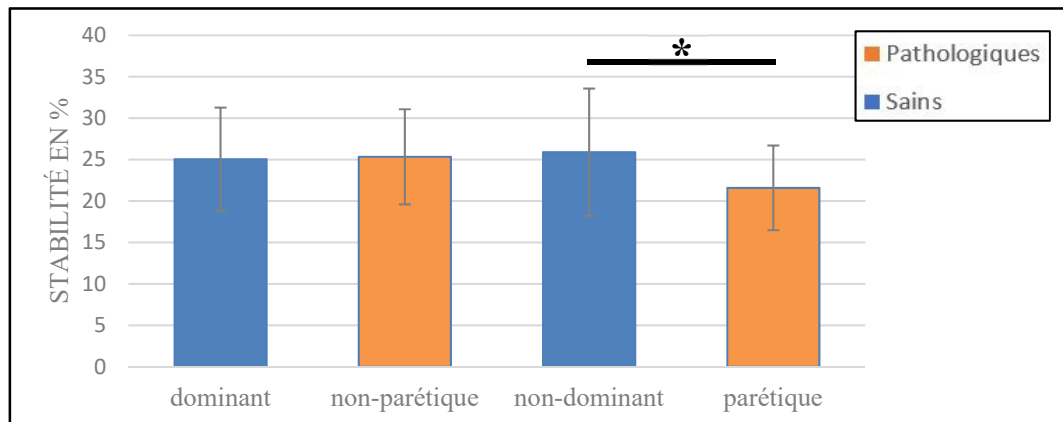


Figure 4.15 Stabilité de la force lors de l'essai à 30%
 (*) indique une différence significative ($P < 0.05$) entre groupe sain et post-AVC

4.3.2 Coefficient de variation de la force

Les figures 4.16, 4.17 et 4.18 illustrent le coefficient de variation (CV) de la force pour le côté dominant et celui non-dominant lors d'un effort à 15% pour les groupes sains et pathologiques lors les trois essais : l'initialisation (figure 4.16), le pré-effet (figure 4.17) et le post-effet (figure 4.18). La figure 4.19 illustre le coefficient de variation de la force pour le côté dominant et celui non-dominant lors d'un effort à 30% pour les groupes sains et pathologiques.

4.3.2.1 Coefficient de variation des participants sains

Nous pouvons constater que le coefficient de variation de la force pour la phase d'initialisation à 15% est : $35.3\% \pm 9.6$ coté dominant et $32.0\% \pm 8.4$ coté non-dominant. Pour le pré-effet à 15%, le coefficient de variation de la force est : $33.7\% \pm 11.1$ coté dominant et $31.3\% \pm 8.7$ coté non-dominant. Pour le post-effet à 15%, le coefficient de variation de la force est : $33.8\% \pm 9.6$ coté dominant et $31.1\% \pm 7.6$ coté non-dominant. Enfin le coefficient de variation de la force lors la condition à 30% est : $19.6\% \pm 4.8$ coté dominant et $18.4\% \pm 4.1$ coté non-dominant.

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du coefficient de variation de la force entre le coté dominant et celui non-dominant pour l'initialisation [F=1.2 ; P=0.2801], pour le pré-effet [F=0.54 ; P=0.4677] et en post-effet [F=0.89 ; P=0.3531]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du coefficient de variation de la force entre le coté dominant et celui non-dominant [F=0.64 ; P=0.4294].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% et celui à 30% du groupe sain, il n'existe aucune différence significative ($P > 0.05$) du coefficient de variation de la force entre le coté dominant et celui non-dominant.

4.3.2.2 Coefficient de variation des participants hémiparétiques

Nous pouvons constater que le coefficient de variation de la force pour la phase d'initialisation à 15% est : $38.7\% \pm 8.7$ coté non parétique (dominant) et $41.6\% \pm 11.6$ coté parétique (non-dominant). Pour le pré-effet à 15%, le coefficient de variation de la force est : $38.8\% \pm 9.1$ coté non-parétique (dominant) et $40.1\% \pm 11.7$ coté parétique (non-dominant). Pour le post-effet à 15%, le coefficient de variation de la force est : $38.6\% \pm 9.7$ coté non-parétique (dominant) et $43.5\% \pm 13.0$ coté parétique (non-dominant). Enfin le coefficient de variation de la force lors la condition à 30% est : $22.6\% \pm 4.7$ coté non-parétique (dominant) et $23.1\% \pm 6.2$ coté parétique (non-dominant).

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du coefficient de variation de la force entre le coté non-parétique (dominant) et celui parétique (non-dominant) pour l'initialisation [F=0.67 ; P=0.4178], pour le pré-effet [F=0.36 ; P=0.5512] et en post-effet [F=1.53 ; P=0.2248]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différence significative de du coefficient de variation de la force entre le coté dominant et celui non-dominant [F=0.06 ; P=0.8069].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% et celui à 30% du groupe post-AVC, il n'existe aucune différence significative ($P>0.05$) du coefficient de variation de la force entre le coté non-parétique (dominant) et celui parétique (non-dominant).

4.3.2.3 Comparaison des cotés dominants : coté dominant (groupe sain) et coté non-parétique (groupe post-AVC)

La comparaison du coefficient de variation de la force des cotés dominants entre le groupe sain et celui post-AVC s'effectue pour les essais (initialisation, pré-effet et post-effet) en condition 15% et pour l'essai en condition 30%.

Pour tous les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives du coefficient de variation de la force entre le coté dominant (groupe sain) et celui non-parétique (groupe post-AVC) pour l'initialisation [$F=0.71$; $P=0.4047$], le pré-effet [$F=1.59$; $P=0.2168$], et le post-effet [$F=1.6$; $P=0.2144$]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différence significative du coefficient de variation de la force entre le coté dominant (groupe sain) et celui non-parétique (groupe post-AVC) [$F=2.78$; $P=0.1052$].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% (initialisation, pré-effet, post-effet) et l'essai à 30%, il n'existe aucune différence significative ($P>0.05$) du coefficient de variation de la force entre les côtés dominants du groupe sain (coté dominant) et celui pathologique (coté non-parétique).

4.3.2.4 Comparaison des cotés non-dominants : coté non-dominant (groupe sain) et coté parétique (groupe post-AVC)

La comparaison du coefficient de variation de la force des cotés non-dominants entre le groupe sain et celui post-AVC s'effectue pour les essais (initialisation, pré-effet et post-effet) en condition 15% et pour l'essai en condition 30%.

Pour tous les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il existe des différences significatives du coefficient de variation de la force entre le coté non-dominant (groupe sain) et celui parétique (groupe post-AVC) pour l'initialisation [F=6.6 ; P=0.0151], le pré-effet [F=6.56 ; P=0.0154], et le post-effet [F=10.48 ; P=0.0028]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il existe une différence significative du coefficient de variation de la force entre le coté non-dominant (groupe sain) et celui parétique (groupe post-AVC) [F=5.89 ; P=0.0211].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% (initialisation, pré-effet, post-effet) et l'essai à 30%, il existe des différences significatives ($P < 0.05$) du coefficient de variation de la force entre les côtés non-dominants du groupe sain (coté non-dominant) et celui post-AVC (coté parétique).

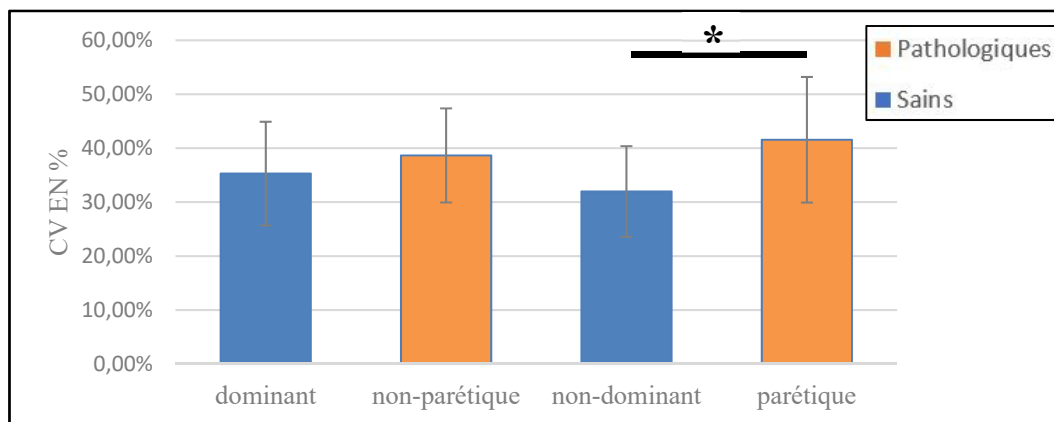


Figure 4.16 Coefficient de variation de la force lors de l'initialisation (15%)
 (*) indique une différence significative ($P < 0.05$) entre groupe sain et post-AVC

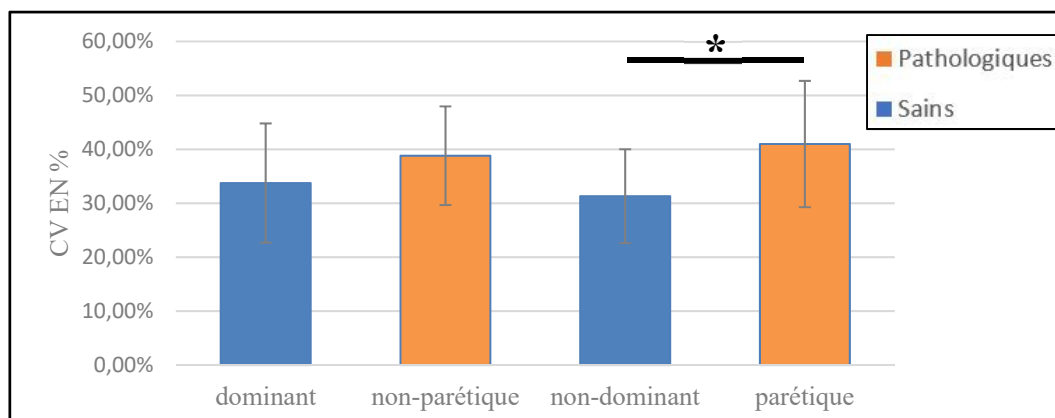


Figure 4.17 Coefficient de variation de la force lors du pré-test (15%)
 (*) indique une différence significative ($P < 0.05$) entre groupe sain et post-AVC

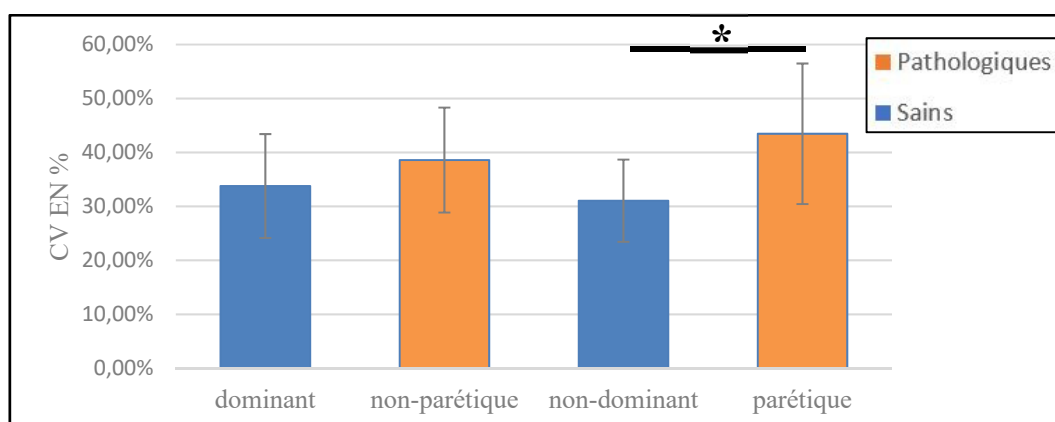


Figure 4.18 Coefficient de variation de la force lors du post-test (15%)
 (*) indique une différence significative ($P < 0.05$) entre groupe sain et post-AVC

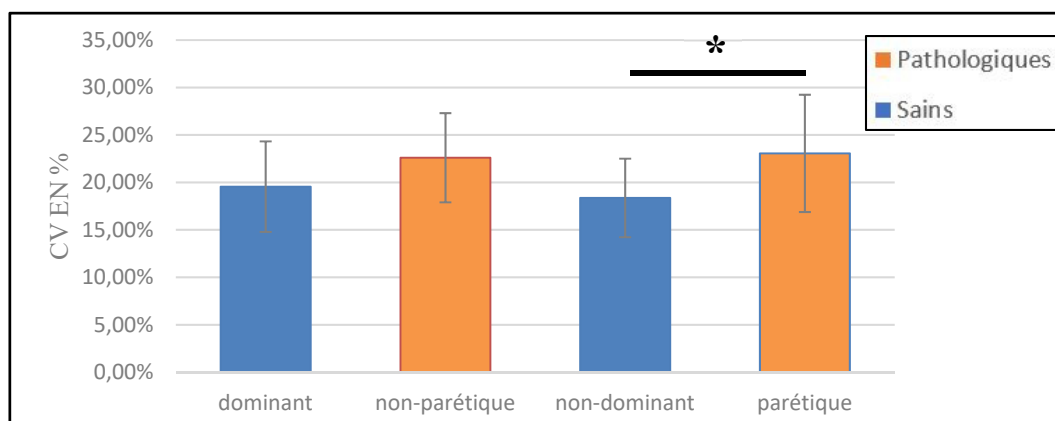


Figure 4.19 Coefficient de variation de l'essai à 30%
 (*) indique une différence significative ($P < 0.05$) entre groupe sain et post-AVC

4.3.3 Entropie approximative

Les figures 4.20, 4.21 et 4.22 illustrent l'entropie approximative de la force pour le côté dominant et celui non-dominant lors d'un effort à 15% pour les groupes sains et pathologiques lors les trois essais : l'initialisation (figure 4.12), le pré-effet (figure 4.13) et le post-effet (figure 4.14). La figure 4.23 illustre l'entropie approximative de la force par rapport à la consigne pour le côté dominant et celui non-dominant lors d'un effort à 30% pour les groupes sains et pathologiques

4.3.3.1 Entropie approximative des participants sains

Nous pouvons constater que l'entropie approximative de la force par rapport à la consigne pour la phase d'initialisation à 15% est : 0.467 ± 0.047 coté dominant et 0.466 ± 0.041 coté non-dominant. Pour le pré-effet à 15%, l'entropie approximative de la force par rapport à la consigne est : 0.461 ± 0.047 coté dominant et 0.451 ± 0.053 coté non-dominant. Pour le post-effet à 15%, l'entropie approximative de la force par rapport à la consigne est : 0.454 ± 0.067 coté dominant et 0.469 ± 0.052 coté non-dominant. Enfin l'entropie approximative de la force par rapport à la consigne lors la condition à 30% est : 0.465 ± 0.069 coté dominant et 0.459 ± 0.069 coté non-dominant.

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives de l'entropie approximative de la force entre le coté dominant et celui non-dominant pour l'initialisation [$F=0$; $P=0.9517$], pour le pré-effet [$F=0.38$; $P=0.5417$] et en post-effet [$F=0.01$; $P=0.9306$]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives de l'entropie approximative de la force entre le coté dominant et celui non-dominant [$F=0.07$; $P=0.792$].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% et celui à 30% du groupe sain, il n'existe aucune différence significative ($P>0.05$) de l'entropie approximative entre le coté dominant et celui non-dominant.

4.3.3.2 Entropie approximative des participants hémiparétiques

Nous pouvons constater que l'entropie approximative de la force par rapport à la consigne pour la phase d'initialisation à 15% est : 0.461 ± 0.056 coté non-parétique et 0.470 ± 0.047 coté parétique. Pour le pré-effet à 15%, l'entropie approximative de la force par rapport à la consigne est : 0.458 ± 0.045 coté non-parétique et 0.460 ± 0.050 coté parétique. Pour le post-effet à 15%, l'entropie approximative de la force par rapport à la consigne est : 0.471 ± 0.053 coté non-parétique et 0.469 ± 0.052 coté parétique. Enfin l'entropie approximative de la force par rapport à la consigne lors la condition à 30% est : 0.444 ± 0.064 coté non-parétique et 0.455 ± 0.059 coté parétique.

Pour les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives de l'entropie approximative de la force entre le coté non-parétique (dominant) et celui parétique (non-dominant) pour l'initialisation [$F=0.28$; $P=0.5986$], pour le pré-effet [$F=0.03$; $P=0.8753$] et en post-effet [$F=0.01$; $P=0.9074$]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives de l'entropie approximative de la force entre le coté non-parétique (dominant) et celui parétique (non-dominant) [$F=0.28$; $P=0.5985$].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% et celui à 30% du groupe pathologique, il n'existe aucune différence significative ($P>0.05$) de l'entropie approximative de la force entre le coté non-parétique (dominant) et celui parétique (non-dominant).

4.3.3.3 Comparaison des cotés dominants : coté dominant (groupe sain) et coté non-parétique (groupe post-AVC)

La comparaison de l'entropie approximative de la force des cotés dominants entre le groupe sain et celui post-AVC s'effectue pour les essais (initialisation, pré-effet et post-effet) en condition 15% et pour l'essai en condition 30%.

Pour tous les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives de l'entropie approximative de la force entre le coté dominant (groupe sain) et celui non-parétique (groupe post-AVC) pour l'initialisation [F=0.17 ; P=0.6828], le pré-effet [F=0.01 ; P=0.9128], et le post-effet [F=0.94 ; P=0.34]4. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différence significative de l'entropie approximative de la force entre le coté dominant (groupe sain) et celui non-parétique (groupe post-AVC) [F=0.59 ; P=0.4474].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% (initialisation, pré-effet, post-effet) et l'essai à 30%, il n'existe aucune différence significative ($P > 0.05$) de l'entropie approximative de la force entre les côtés dominants du groupe sain (coté dominant) et celui post-AVC (coté non-parétique).

4.3.3.4 Comparaison des cotés non-dominants : coté non-dominant (groupe sain) et coté parétique (groupe post-AVC)

La comparaison de l'entropie approximative de la force des cotés non-dominants entre le groupe sain et celui post-AVC s'effectue pour les essais (initialisation, pré-effet et post-effet) en condition 15% et pour l'essai en condition 30%.

Pour tous les essais à 15%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différences significatives de l'entropie approximative de la force entre le coté non-dominant (groupe sain) et celui parétique (groupe post-AVC) pour l'initialisation [F=0.08 ; P=0.7832], le pré-effet [F=0.41 ; P=0.5269], et le post-effet [F=0.76 ; P=0.3914]. Pour l'essai à 30%, l'analyse statistique révèle qu'il n'existe pas de différence significative de l'entropie approximative de la force entre le coté non-dominant (groupe sain) et celui parétique (groupe post-AVC) [F=0; P=0.9939].

Nous pouvons donc retenir que pour tous les essais à 15% (initialisation, pré-effet, post-effet) et l'essai à 30%, il n'existe aucune différence significative de l'entropie approximative

($P > 0.05$) de la force entre les côtés non-dominants du groupe sain (coté non-dominant) et celui pathologique (coté parétique).

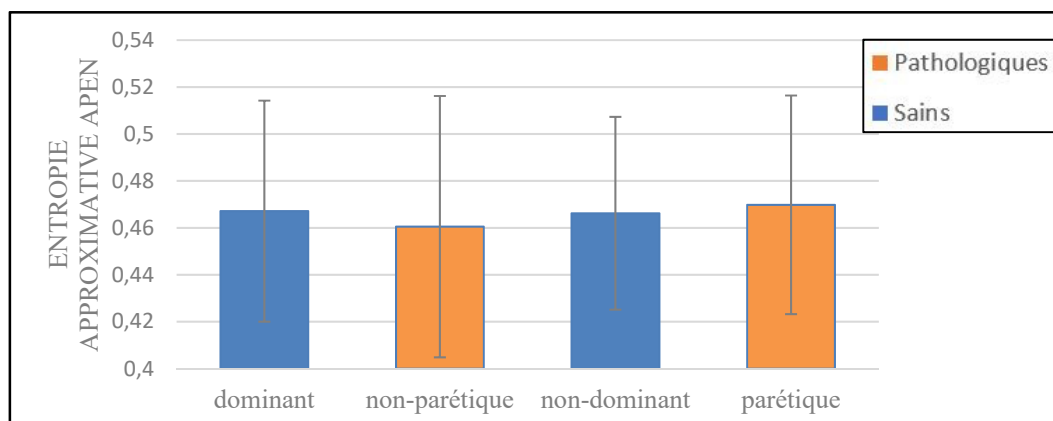


Figure 4.20 Entropie approximative de la force lors de l'initialisation (15%)

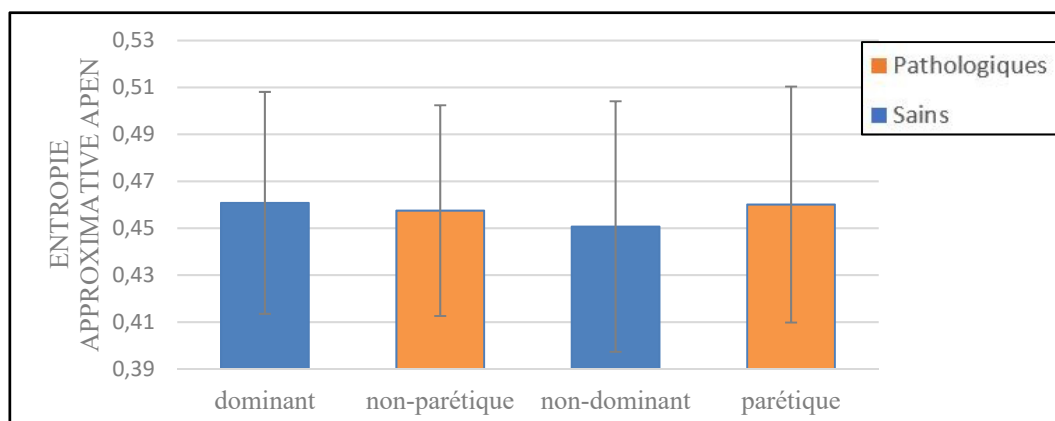


Figure 4.21 Entropie approximative de la force lors du pré-test (15%)

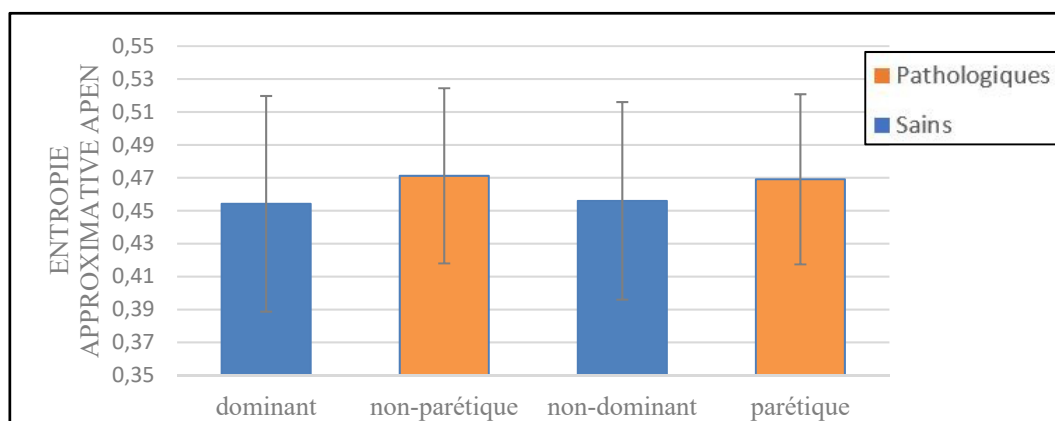


Figure 4.22 Entropie approximative de la force lors du post-test (15%)

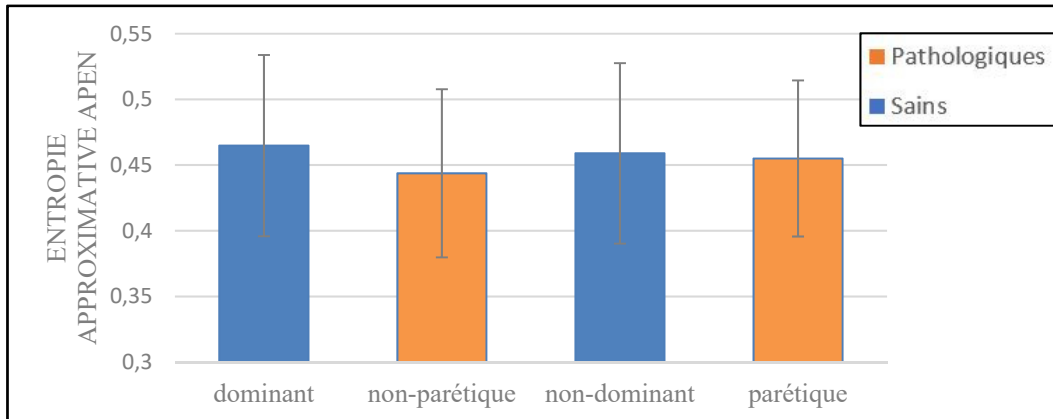


Figure 4.23 Entropie approximative de la force lors de l'essai à 30%

CHAPITRE 5

DISCUSSION

Pour rappel, l'objectif principal de notre travail de recherche visait à déterminer s'il existe des différences significatives dans la production et la stabilisation de la force entre des participants hémiparétiques et des participants sains lors de l'utilisation de l'exerciceur bimanuel. Pour cela, il s'agissait de : 1) comparer les côtés dominants et non-dominants des participants sains, 2) comparer les côtés non-parétiques et parétiques des participants hémiparétiques et enfin 3) comparer les deux groupes entre eux.

Dans ce but, les données recueillies auprès de 41 participants volontaires (19 hémiparétiques et 21 sains) ont été analysées et nous avons évalué sept variables caractérisant la production et la stabilisation de la force : la force maximale développée, l'écart temporel entre les côtés dominants et non-dominant au départ, le temps de poussée, le dépassement initial de la force, la stabilité, le coefficient de variation de la force et l'entropie approximative.

Les résultats obtenus ont été confrontés, dans un premier temps, entre eux pour les différentes conditions expérimentales : l'initialisation (15%), un essai à 30%, le pré-test (15%) et le post-test (15%), puis à la littérature dans un second temps afin d'affirmer ou d'infirmer notre hypothèse de recherche.

5.1 Analyse de la force maximale

La force maximale est un paramètre essentiel de l'étude car elle sert à déterminer la force à exercer par les participants lors des consignes à 15% et 30%.

Nous avons pu constater que la force maximale développée par les participants sains était plus grande (côté dominant (D) $F_{\max D} = 139.7 \text{ N} \pm 45.3$; côté non-dominant (ND) $F_{\max ND} = 141.5 \text{ N} \pm 43.6$) que la force maximale développée par les participants hémiparétiques (coté non-parétique(NP) $F_{\max NP} = 128.5 \text{ N} \pm 40.7$; coté parétique (P) $F_{\max P} = 115.4 \text{ N} \pm 37.9$) mais que cette différence n'était pas significative. De même, pour le groupe pathologique, la différence

de force observée entre les coté non-parétique ($F_{\max NP} = 128.5 \text{ N} \pm 40.7$) et celui parétique ($F_{\max P} = 115.4 \text{ N} \pm 37.9$) n'est pas significative.

On observe donc une symétrie de la force maximale entre le coté non-parétique et parétique. Ce résultat rejoint l'étude de Kim (2020) qui ne mesure aucune différence de force maximale entre le coté non-parétique ($F=60\text{N}$) et le coté parétique ($F=58\text{N}$) lors d'extension isométrique du poignet.

Ainsi lors d'efforts symétriques, il n'existe pas de différence de force maximale entre des sujets hémiparétiques et des sujets sains, n'y entre le coté non-parétique et parétiques des personnes souffrant d'hémiplégie.

5.2 Analyse de l'écart temporel au départ

La première métrique caractérisant la production de force est le décalage temporel observé pour le départ des poignées entre les côtés dominants et non-dominants. Elle correspond au début du régime transitoire.

Nous avons mesuré qu'il existait une différence significative de l'écart temporel mesuré entre les groupes sains (initialisation à 15% : $12.8 \text{ ms} \pm 9.8$; pré-effet à 15% : $7.6 \text{ ms} \pm 8.0$; essai à 30% : $13.3 \text{ ms} \pm 10.0$; post-effet à 15% : $12.2 \text{ ms} \pm 9.5$) et post-AVC (initialisation à 15% : $31.7 \text{ ms} \pm 33.9$; pré-effet à 15% : $17.5 \text{ ms} \pm 17.0$; essai à 30% : $23.2 \text{ ms} \pm 34.9$; post-effet à 15% : $32.2 \text{ ms} \pm 38.8$).

Ainsi dans pour les deux consignes de force, lors d'efforts bimanuels, l'écart entre le coté dominant et le celui non-dominant est supérieur pour le groupe post-AVC. La production de force pour le groupe post-AVC est donc moins synchronisée que celle du groupe sain lorsque les participants forcent de manière symétrique et simultanée.

Il n'est cependant pas possible de discuter plus en détails de cet écart absolu entre les côtés dominants et non-dominants afin de décrire une tendance dans la désynchronisation des membres supérieurs pour les participants hémiparétiques. En effet, si l'on s'intéresse à l'écart temporel entre les cotés en retirant la valeur absolue, on obtient à 15%, pour les participants

sains : $1.6 \text{ ms} \pm 16.8$ tandis que pour les participants hémiparétiques, on obtient : $1.3 \text{ ms} \pm 48.9$. Sans la valeur absolue, on ne mesure donc pas de différence entre le groupe sain ou le groupe pathologique. De plus sans la valeur absolue, on n'observe aucune tendance particulière du bras dominant à partir avant le bras non-dominant ou inversement.

5.3 Analyse du temps de poussée

La seconde métrique du régime transitoire que nous avons étudiée est le temps de poussée des poignées. Elle correspond au temps nécessaire pour les participants pour déplacer un poussant les poignées de leurs positions initiales, près du corps, à leurs positions finales, bras en extension.

Nous n'avons observé aucune différence significative du temps de poussée des poignées entre les groupes sains et pathologiques pour les côtés dominants et non-dominants lors des essais à 15% et 30%.

Ce résultat correspond à celui de l'étude Lewis (2009) utilisant des bras robotisés. Lewis (2009) fait réaliser à ses sujets des mouvements en bimanuel consistant à atteindre une cible, un premier mouvement restreint en unidirectionnel et un second mouvement libre de restriction dans l'espace. Dans les deux cas, Lewis ne mesure aucune différence significative dans le temps de déplacement des bras pour les participants parétiques (première tâche : 1.6s et seconde tâche : 1.8s) et les participants sains (première tâche : 1.3s et seconde tâche : 1.5s).

Ainsi pour les deux consignes de force, le temps de poussée des poignées pour les côtés dominants et non-dominants des groupes sains et post-AVC sont similaires. Les sujets des deux groupes mettent donc autant de temps à déplacer les poignées de leur positions initiales à leur positions finales.

5.4 Analyse du dépassement de la force

La dernière métrique du régime transitoire que nous avons étudiée est le premier dépassement de la force par rapport à la consigne donnée.

Nous n'avons pas mesuré de différence significative entre les côtés dominants et non-dominants pour les groupes sains et post-AVC. Cependant, les comparaisons entre les groupes sains et pathologiques ont montré des différences dans la valeur du dépassement. Le dépassement de la force pour le côté dominant est significativement plus élevé pour le groupe sain (initialisation à 15% : $105.1\% \pm 40.6$, pré-effet à 15% : $122.5\% \pm 44.3$; post-effet à 15% : $115.5\% \pm 48.5$; essai à 30% : $67.8\% \pm 27.1$) que pour le groupe post-AVC (initialisation à 15% : $77.6\% \pm 28.9$; pré-effet à 15% : $95.0\% \pm 35.9$; post-effet à 15% : $93.2\% \pm 41.1$; essai à 30% : $55.7\% \pm 20.7$). De même, le dépassement de la force pour le côté non-dominant est significativement plus élevé pour le groupe sain (initialisation à 15% : $105.5\% \pm 38.8$, pré-effet à 15% : $123.5\% \pm 44.9$; post-effet à 15% : $117.9\% \pm 48.0$; essai à 30% : $69.3\% \pm 27.0$) que pour le groupe post-AVC (initialisation à 15% : $75.8\% \pm 29.5$; pré-effet à 15% : $91.2\% \pm 34.0$; post-effet à 15% : $86.9\% \pm 39.4$; essai à 30% : $53.6\% \pm 20.2$).

Ce résultat n'est pas comparable à la littérature. En effet, les auteurs ayant caractérisé le signal de force ont supprimé le début et la fin des signaux de force lors des poussées et se sont concentrés sur les oscillations autour de la consigne (ici régime permanent). Ainsi pour les participants sains, le dépassement de la consigne est nettement plus grand dans tous les essais en comparaison des participants hémiparétiques.

5.5 Analyse de la stabilité

La première métrique du régime permanent que nous avons étudiée est la stabilité autour de la consigne. Le retour visuel de la force exercée se présente sous la forme de barre qui couvrent un intervalle de $\pm 2\%$ autour de la consigne. L'étude de ce paramètre permet de connaître à quel point les sujets ont ajusté correctement leur force.

Nous n'avons pas mesuré de différence significative entre les côtés dominants et non-dominants pour les groupes sains et post-AVC. Cependant, les comparaisons entre les groupes sains et pathologiques ont montré des différences dans la valeur du dépassement. La stabilité de la force autour de la consigne pour le côté non-dominant est significativement plus élevée pour le groupe sain (initialisation à 15% : $28.4\% \pm 7.3$, pré-effet à 15% : $29.1\% \pm 8.5$; post-

effet à 15% : $29.2\% \pm 8.7$; essai à 30% : $25.9\% \pm 7.7$) que pour le groupe post-AVC (initialisation à 15% : $23.4\% \pm 5.8$; pré-effet à 15% : $23.7\% \pm 5.5$; post-effet à 15% : $23.3\% \pm 5.5$; essai à 30% : $21.6\% \pm 5.1$).

Ce résultat n'est pas directement comparable à la littérature, cette métrique ayant été définie à partir des conditions expérimentales de l'exerciseur. Cependant, l'étude de Lodha (2010) s'intéresse à l'erreur quadratique moyenne entre la force produite et la consigne pour estimer la précision. Lodha (2010) obtient une erreur quadratique moyenne significativement supérieure pour les participants hémiparétiques par rapport aux participants sains dans toutes les consignes (5%, 25%, 50%). Cette différence de l'erreur quadratique pourrait expliquer la précision plus faible que nous observons coté parétique.

Ainsi pour les participants sains, la stabilité autour de la consigne est nettement supérieure dans tous les essais en comparaison des participants hémiparétiques. Les participants sains visent donc plus souvent l'intervalle autour de la consigne que les participants hémiparétiques.

5.6 Analyse du coefficient de variation

La seconde métrique du régime permanent que nous avons étudiée est le coefficient de variation de la force. L'étude de ce paramètre permet de connaître la dispersion des données autour de la valeur moyenne du signal de force.

Nous n'avons pas trouvé de différence significative entre les côtés dominants et non-dominants pour les groupes sains et post-AVC. Cependant, les comparaisons entre les groupes sains et pathologiques ont montré des différences dans la valeur du coefficient de variation. Le coefficient de variation de la force pour le coté non-dominant est significativement plus élevé pour le groupe sain (initialisation à 15% : $32.0\% \pm 8.4$, pré-effet à 15% : $31.3\% \pm 8.7$; post-effet à 15% : $31.1\% \pm 7.6$; essai à 30% : $19.6\% \pm 4.8$) que pour le groupe post-AVC (initialisation à 15% : $41.6\% \pm 11.6$; pré-effet à 15% : $40.1\% \pm 11.7$; post-effet à 15% : $43.5\% \pm 13.0$; essai à 30% : $23.1\% \pm 6.2$).

Nos résultats pointent une différence significative du coefficient de variation entre le coté non-dominant (groupe sain) et le coté parétique (groupe post-AVC) pour des efforts à 15% et 30%. Dans son étude, Lodha (2010) mesure également un coefficient de variation significativement supérieur pour les participants hémiparétiques (CV=15% à 5% d'effort, CV=8% à 25% d'effort, CV=8% à 50% d'effort) par rapport aux participants sains (CV=5% à 5% d'effort, CV=2% à 25% d'effort, CV=3% à 50% d'effort). Kang et Cauraugh (2014) effectue également les mêmes observations. L'auteur mesure une différence significative du coefficient de variation entre le coté non dominant (CV=4%) et le coté parétique (CV=8%).

Cependant, nos résultats ne montrent aucune différence significative chez les participants hémiparétiques entre le coté non-parétique et le coté parétique. Dans l'étude de Kang et Cauraugh (2014), les auteurs obtiennent également une différence significative du coefficient de variation entre le coté parétique (CV=8%) et le coté non-parétique (CV=5%).

Par ailleurs, nous avons constaté que les valeurs des coefficients de variations dans notre étude étaient largement supérieures à celles obtenues dans les études de Lodha (2010), Kang et Cauraugh (2014, 2018), Kim (2020). Toutes ces études ont en commun de s'intéresser aux signaux du maintien d'une force constante, en unilatéral ou bilatéral, lors d'exercices isométriques d'extension du poignet. Dans notre étude, l'exerciseur fonctionne en mode bilatéral, mais les tâches à réaliser sont dynamiques car elles nécessitent de déplacer les poignées le long d'un rail. On peut supposer que maintenir une force constante lors du déplacement des membres supérieurs est plus compliqué que maintenir une force constante sans déplacement. Cette hypothèse expliquerait pourquoi la dispersion de la force augmente et donc pourquoi notre coefficient de variation est supérieur.

Ainsi pour les participants hémiparétiques, le coefficient de variation de la force est nettement supérieur dans tous les essais en comparaison des participants sains. Cela signifie que la dispersion des données autour de la moyenne de la force, moyenne qui doit s'approcher de la consigne, est plus grande pour les personnes hémiparétiques. Les participants hémiparétiques concentrent donc moins leur force dans la zone demandée. Cette augmentation du coefficient de variation pour le coté parétique, confirme bien la diminution de la stabilité observée pour

ce même côté. La diminution de la stabilité mesurée s'accompagne donc de l'augmentation du coefficient de variation chez les personnes hémiparétiques.

5.7 Analyse de l'entropie approximative

La dernière métrique du régime permanent que nous avons étudiée est l'entropie approximative du signal de force. L'étude de ce paramètre permet d'évaluer la régularité des fluctuations d'un signal. Plus cette valeur est petite et plus le signal est régulier et prévisible. À l'inverse, plus cette valeur est grande et plus le signal est irrégulier et imprévisible.

Nous n'avons mesuré aucune de différence significative entre les groupes sains et post-AVC de l'entropie approximative pour les côtés dominants ou les côtés non-dominants pour des efforts à 15% et 30%. Ce résultat s'oppose à Lodha (2010). En effet, l'auteur obtient des différences significatives de l'entropie approximative entre le groupe pathologiques (bras parétique), $ApEn=1.0$ à 5% ; $ApEn=0.8$ à 25% et $ApEn=0.6$ à 50%, et le groupe sain (bras non dominant), $ApEn=0.8$ à 5% ; $ApEn=0.6$ à 25% et $ApEn=0.3$ à 50%, pour toutes les conditions de force.

De plus, aucune différence significative entre les côtés dominants et non-dominants pour les groupes sains et post-AVC n'a été mesurée. Ce résultat va dans le sens de l'étude de Kim (2020). En bilatéral, chez des participants hémiparétiques, l'auteure ne mesure aucune différence significative de l'entropie approximative entre le côté non-parétique ($ApEn=0.3$) et le côté parétique ($ApEn=0.3$). Cette symétrie observée entre le côté sain et le côté parétique lors du mode bilatéral pourrait expliquer que nous n'obtenons pas de différence de l'entropie approximative entre le groupe sain et le groupe pathologique.

En effet, tout comme Lodha (2010), Kim (2020), lorsqu'elle compare en unilatéral le côté parétique ($ApEn = 0.70$) et le côté non-parétique ($ApEn=0.55$), obtient des différences significatives de l'entropie approximative.

Par ailleurs, nous avons constaté chez les deux groupes que l'entropie approximative ne variait pas en fonction de la quantité de force demandée. Ce résultat est différent des études de Slifkin

(1999) pour des sujets sains et Kang et Cauraugh (2013) pour des sujets hémiparétiques, qui constatent tous les deux une augmentation du coefficient de variation en fonction de l'effort demandé.

5.8 Limite de l'étude

Notre étude présente plusieurs limites.

La première est l'âge des participants. Il existe une différence significative entre l'âge moyen des participants sains (48 ans \pm 14) et l'âge moyen des participants hémiparétiques (62 ans \pm 11). Ce paramètre peut avoir influencé la force maximale développée par les participants, des participants jeunes pouvant développer une plus grande force que des participants plus âgés.

La seconde limite de ce travail pourrait être sur le côté dominant des participants. Dans la littérature, les participants étaient tous sélectionnés avec un bras droit dominant. Cette caractéristique était assurée lors de la sélection des sujets par des tests pour connaître le côté dominant. Dans le cas de notre recherche, nous avons des participants dont le bras dominant est le droit et aussi des participants dont le bras dominant est le gauche. Séparer les sujets en sous-groupe selon leur bras de dominance pourrait peut-être modifier les résultats et réduire les écart-types.

La troisième limite de notre étude pourrait être les valeurs élevées des écart-types pour les métriques calculées. En effet, pour les métriques de force maximale, d'écart absolu au départ, et de dépassement, l'écart-type est supérieur à 30% de la valeur métrique. Les écart-types calculés sont très élevés du fait de l'hétérogénéité des deux groupes. Pour les participants sains, on constate que les valeurs de force maximale initialement mesurées s'étalent de 100N à plus de 200N. Pour le groupe post-AVC, on remarque que certains participants présentent une asymétrie marquée pour la force maximale entre le côté non-parétique et le côté parétique, tandis que d'autres participants ne présentent qu'une faible asymétrie, voir aucune asymétrie.

La quatrième limite de ce travail de recherche est l'analyse des données effectués sur Matlab. En effet, les fonctions de détection des points caractéristiques des courbes ne fonctionnaient pas toujours chez des sujets. Pour certains sujets dont les données étaient perturbées ou dont la forme des courbes de force différait par moment des autres participants, la détection automatique des points caractéristiques : début du déplacement, maximum de déplacement, retour en position initiale était plus compliquée ou moins précise. La méthode de détection semi-automatique a permis d'éviter ces erreurs dans la détection. Mais elle demande plus d'interventions : sélection manuelle des pics à supprimer, entrée manuelle de la distance maximale de déplacement pour adapter la fonction findpeak.

CONCLUSION

L'objectif de ce travail de recherche était d'analyser les courbes de force produites lors de l'utilisation de l'exerciseur bimanuel afin de déterminer s'il existe des différences significatives entre des participants hémiparétiques et des participants sains dans la production et la stabilisation de la force. Telle est l'hypothèse de recherche de cette maîtrise.

Nous étudions le contrôle et la production de la force lors d'exercices dynamiques et bilatéraux. Un tel travail de recherche n'a à ma connaissance pas encore été réalisé à ce jour, il permettra sûrement d'étudier plus précisément les déficiences causées par un AVC en développant des appareils robotiques dynamiques de mesure et de réadaptation qui imitent les activités de la vie quotidienne (AVQ).

Ce travail a permis d'étudier le contrôle dynamique de la force en mode bimanuel lors de consignes de force à 15% (initialisation, pré-test, post-test) et à 30%. Nous avons analysé sept paramètres décrivant la force générée : la force maximale qui sert à étalonner les consignes des différents tests ; trois métriques pour le régime transitoire : écart temporel au départ, temps de poussée, dépassement de la consigne ; trois métriques pour le régime permanent : stabilité, coefficient de variation ; entropie approximative et nous les avons comparées à la littérature.

Une analyse de variance (ANOVA) a été réalisée pour comparer les deux groupes, mais aussi pour comparer pour chaque groupe leur côté dominant et leur côté non-dominant. Nous avons pu constater avec les résultats recueillis qu'il n'existait pas de différence entre les groupes sains et pathologiques pour certaines métriques telles que le temps de poussée et l'entropie approximative. Cependant nous avons mesuré des différences significatives entre les groupes sains et pathologiques pour le côté non-dominant (ou parétique).

Ainsi, l'écart temporel entre le côté dominant et celui non-dominant est supérieur pour le groupe post-AVC, témoignant d'une asymétrie entre les membres supérieurs dans la production de la force. Il n'est cependant pas possible de décrire chez les personnes

hémiparétiques une tendance particulière pour cette asymétrie, l'écart temporel étant absolu, on n'observe plus ce décalage entre les côtés si l'on moyenne les résultats sans la valeur absolue. Nous avons également mesuré une différence significative entre le dépassement des participants sains et hémiparétiques. Les participants sains dépassent plus largement la consigne de force et sont donc capables de générer au départ plus de force que les participants hémiparétiques. Enfin nous avons observé des différences significatives entre les deux groupes pour deux métriques du régime permanent qui viennent se compléter entre elles. La précision autour de la consigne à $\pm 2\%$ est nettement inférieure pour le côté parétique des participants hémiparétiques. Le coefficient de variation de la force est lui significativement plus élevé pour le groupe post-AVC. Ces résultats signifient que la dispersion de la force autour de la consigne augmente chez le groupe post-AVC et que la précision diminue.

Nous pouvons donc, avec les données de notre étude, conclure qu'il est plus difficile pour les personnes hémiparétique de stabiliser leur force autour de la consigne et de produire une force constante.

Par ailleurs, tout comme Kang et Cauraugh (2018) et Kim (2020), nous n'avons pas observé de différence significative dans les métriques entre le côté parétique et non-parétique lors d'exercices bilatéraux. Alors que des différences pour ces mêmes métriques étaient mesurables lors de tâches unilatérales. Cela témoigne donc d'un effet de symétrie entre le côté parétique et non parétique produit par l'utilisation bilatérale et symétrique des deux côtés.

RECOMMANDATIONS

Pour la continuité du projet, deux pistes de recherche pourraient être intéressantes à explorer.

La première piste serait d'utiliser la méthode de détection et les métriques définies dans ce projet afin d'observer l'évolution du comportement des sujets sains et hémiparétiques dans le temps. Les données de force des participants ont été enregistrées à plusieurs reprises dans les semaines qui ont suivies la première expérimentation. Comparer l'évolution des métriques de la force en fonction des séances pourrait éventuellement mettre en valeur des notions d'apprentissage des sujets sains et hémiparétiques. On pourrait observer en parallèle de la rééducation, l'amélioration des capacités des participants hémiparétiques, notamment celle du côté parétique.

La seconde piste serait également d'utiliser la méthode de détection et les métriques définies dans ce projet dans des différentes configurations de posture ou de force mesurée. En effet, la conception de l'exerciseur bimanuel permet de réaliser des efforts où participants force pour tirer sur les poignées, mais également de réaliser les expérimentations dans la posture debout.

Effectuer les expérimentations en position debout n'a également pas été observé dans la littérature où les participants sont, sans doute par confort, assis, devant un écran, les bras reposant sur des supports prévus à cet effet. Cette configuration permettrait une plus grande liberté dans le mouvement des membres supérieurs, ce qui pourrait également mettre en évidence les déficiences causées par un AVC.

Tirer sur les poignées est une tâche que nous n'avons pas observé dans la littérature où les exercices étaient statiques ou consistaient à exercer des forces en poussant. Cette possibilité pourrait également mettre en évidence les déficiences causées par un AVC.

Ces deux possibilités n'ont pas été observée dans la littérature.

ANNEXE I

TRAITEMENT AUTOMATIQUE DES DONNÉES DE FORCE POUR LE RÉGIME TRANSITOIRE

Tableau-A I-1 Organisation des variables du régime transitoire lors du traitement informatique

Variables	Correspondance
Dépassement de la consigne par poussée côté gauche	La variable est un tableau contenant à chaque poussée de la poignée gauche la valeur en % de dépassement maximal de la consigne durant le régime transitoire
Moyenne des dépassements côté gauche	La variable est la moyenne des dépassements côté gauche calculés pour une tâche.
Ecart-type des dépassements côté gauche	La variable est l'écart-type des dépassements côté gauche calculés pour une tâche.
Dépassement des consignes par poussée côté droit	La variable est un tableau contenant à chaque poussée de la poignée droite la valeur en % de dépassement maximal de la consigne durant le régime transitoire
Moyenne des dépassements côté droit	La variable est la moyenne des dépassements côté droit calculés pour une tâche.
Ecart-type des dépassements côté droit	La variable est l'écart-type des dépassements côté droit calculés pour une tâche.
Temps de déplacement côté gauche	La variable est un tableau contenant à chaque poussée de la poignée gauche le temps de déplacement de la poignée

Tableau- A I-1 Organisation des variables du régime transitoire lors du traitement informatique « suite »

Variables	Correspondance
Moyenne des temps de déplacement côté gauche	La variable est la moyenne des temps de déplacement de la poignée gauche
Ecart-type des temps de déplacement côté gauche	La variable est l'écart-type des temps de déplacement de la poignée gauche
Temps de déplacement côté droit	La variable est un tableau contenant à chaque poussée de la poignée droite le temps de déplacement de la poignée
Moyenne des temps de déplacement côté droit	La variable est la moyenne des temps de déplacement de la poignée droite
Ecart-type des temps de déplacement côté droit	La variable est l'écart-type des temps de déplacement de la poignée droite
Différence temporelle au départ	La variable est un tableau contenant à chaque poussée des poignées la différence de temps entre le départ de la poignée coté dominant et la poignée coté non-dominant
Moyenne des différences temporelles	La variable est la moyenne des différences de temps au départ des poignées
Ecart-type des différences temporelles	La variable est l'écart-type des différences de temps au départ des poignées

ANNEXE II

TRAITEMENT AUTOMATIQUE DES DONNÉES DE FORCE POUR LE RÉGIME PERMANENT

Tableau-A II-1 Organisation des variables du régime permanent lors du traitement informatique

Variables	Correspondance
Stabilité temporelle par poussée gauche	La variable est un tableau contenant à chaque poussée de la poignée gauche la valeur de stabilité calculée durant le régime permanent
Moyenne des stabilités temporelles gauches	La variable est la moyenne des stabilités temporelles calculées à chaque poussée pour le côté gauche
Ecart-type des stabilités temporelles gauches	La variable est l'écart-type des stabilités temporelles calculées à chaque poussée pour le côté gauche
Stabilité temporelle par poussée droite	La variable est un tableau contenant à chaque poussée de la poignée droite la valeur de stabilité calculée durant le régime permanent
Moyenne des stabilités temporelles droites	La variable est la moyenne des stabilités temporelles calculées à chaque poussée pour le côté droit
Ecart-type des stabilités temporelles droites	La variable est l'écart-type des stabilités temporelles calculées à chaque poussée pour le côté droit

Tableau-A II-1 Organisation des variables du régime permanent lors du traitement informatique « suite »

Variables	Correspondance
Entropie approximative par poussée gauche	La variable est un tableau contenant à chaque poussée de la poignée gauche la valeur de l'entropie calculée durant le régime permanent
Moyenne des entropies approximatives gauches	La variable est la moyenne des entropies approximatives calculées à chaque poussée pour le côté gauche
Ecart-type des entropies approximatives gauches	La variable est l'écart-type des entropies approximatives calculées à chaque poussée pour le côté gauche
Entropie approximative par poussée droite	La variable est un tableau contenant à chaque poussée de la poignée droite la valeur de l'entropie calculée durant le régime permanent
Moyenne des entropies approximatives droites	La variable est la moyenne des entropies approximatives calculées à chaque poussée pour le côté droit
Ecart-type des entropies approximatives droites	La variable est l'écart-type des entropies approximatives calculées à chaque poussée pour le côté droit

BIBLIOGRAPHIE

- Aissaoui, R., Husse, S., Mecheri, H., Parent, G., & Guise, J. a. (2006). Automatic filtering techniques for three-dimensional kinematics data using 3D motion capture system. Dans *2006 IEEE International Symposium on Industrial Electronics* (pp. 614-619). Montreal, Que. : IEEE. <https://doi.org/10.1109/ISIE.2006.295530>
- Aissaoui, R., Boucher, C., Bourbonnais, D., Lacoste, M., & Dansereau, J. (2001). Effect of seat cushion on dynamic stability in sitting during a reaching task in wheelchair users with paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *82*(2), 274-281. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.19473>
- Ballardini, G., Ponassi, V., Galofaro, E., Carlini, G., Marini, F., Pellegrino, L., ... Casadio, M. (2019). Interaction between position sense and force control in bimanual tasks. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *16*(1), 137. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0606-9>
- Canning, C. G., Ada, L., & O'Dwyer, N. (1999). Slowness to develop force contributes to weakness after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *80*(1), 66-70. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90309-X](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90309-X)
- Chang, J.-J., Tung, W.-L., Wu, W.-L., Huang, M.-H., & Su, F.-C. (2007). Effects of Robot-Aided Bilateral Force-Induced Isokinetic Arm Training Combined With Conventional Rehabilitation on Arm Motor Function in Patients With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *88* (10), 1332-1338. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.07.016>
- Cho, K. H., & Song, W.-K. (2015). Robot-Assisted Reach Training for Improving Upper Extremity Function of Chronic Stroke. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine*, *237*(2), 149-155. <https://doi.org/10.1620/tjem.237.149>
- Doucet, B. M., Mettler, J. A., Griffin, L., & Spirduso, W. (2016). Force Irregularity Following Maximal Effort: The After-Peak Reduction. *Perceptual and Motor Skills*, *123*(1), 244-257. <https://doi.org/10.1177/0031512516661274>
- Happee, R. (1992). Goal-directed arm movements: I. Analysis of EMG records in shoulder and elbow muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *2*(3), 165-178. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(92\)90014-A](https://doi.org/10.1016/1050-6411(92)90014-A)
- Inui, N., & Hatta, H. (2002). Asymmetric control of force and symmetric control of timing in bimanual finger tapping. *Human Movement Science*, *21*(2), 131-146. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(02\)00094-5](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(02)00094-5)

- Jin, Y., Kim, M., Oh, S., & Yoon, B. (2019). Motor control strategies during bimanual isometric force control among healthy individuals. *Adaptive Behavior*, 27(2), 127-136. <https://doi.org/10.1177/1059712318822737>
- Kang, N., & Cauraugh, J. H. (2014a). Bimanual Force Variability and Chronic Stroke: Asymmetrical Hand Control. *PLoS ONE*, 9(7), e101817. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0101817>
- Kang, N., & Cauraugh, J. H. (2014b). Force control improvements in chronic stroke: bimanual coordination and motor synergy evidence after coupled bimanual movement training. *Experimental Brain Research*, 232(2), 503-513. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3758-z>
- Kang, N., & Cauraugh, J. H. (2018). Bilateral movements increase sustained extensor force in the paretic arm. *Disability and Rehabilitation*, 40(8), 912-916. <https://doi.org/10.1080/09638288.2017.1280092>
- Kim, H. J., Kang, N., & Cauraugh, J. H. (2020). Transient changes in paretic and non-paretic isometric force control during bimanual submaximal and maximal contractions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1), 64. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00693-3>
- Lewis, G. N., & Perreault, E. J. (2009). An Assessment of Robot-Assisted Bimanual Movements on Upper Limb Motor Coordination Following Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 17(6), 595-604. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2009.2029315>
- Lodha, N., Naik, S. K., Coombes, S. A., & Cauraugh, J. H. (2010). Force control and degree of motor impairments in chronic stroke. *Clinical Neurophysiology*, 121(11), 1952-1961. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2010.04.005>
- Mahoney, R. M., Van der Loos, H. F. M., Lum, P. S., & Burgar, C. (2003). Robotic stroke therapy assistant. *Robotica*, 21(1), 33-44. <https://doi.org/10.1017/S0263574702004617>
- Nowak, D. A., Glasauer, S., & Hermsdörfer, J. (2013). Force control in object manipulation—A model for the study of sensorimotor control strategies. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 37(8), 1578-1586. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2013.06.003>
- Sethi, A., Patterson, T., McGuirk, T., Patten, C., Richards, L. G., & Stergiou, N. (2013). Temporal structure of variability decreases in upper extremity movements post stroke. *Clinical Biomechanics*, 28(2), 134-139. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.11.006>

- 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. *Medical Engineering & Physics*, 38(7), 587-606. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.04.004>
- Slifkin, A. B., & Newell, K. M. (1999). Noise, Information Transmission, and Force Variability, 15.
- Taveggia, G., Borboni, A., Salvi, L., Mulé, C., Fogliaresi, S., Villafañe, J. H., & Casale, R. (2016). Efficacy of robot-assisted rehabilitation for the functional recovery of the upper limb in post-stroke patients: a randomized controlled study. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52(6), 7.
- Van Delden, A. (Lex) E. Q., Peper, C. (Lieke) E., Kwakkel, G., & Beek, P. J. (2012). A Systematic Review of Bilateral Upper Limb Training Devices for Poststroke Rehabilitation. *Stroke Research and Treatment*, 2012, 1-17. <https://doi.org/10.1155/2012/972069>
- Van Delden, A. (Lex) E. Q., Peper, C. (Lieke) E., Kwakkel, G., & Beek, P. J. (2012). A Systematic Review of Bilateral Upper Limb Training Devices for Poststroke Rehabilitation. *Stroke Research and Treatment*, 2012, 1-17. <https://doi.org/10.1155/2012/972069>