

Université de Montréal

Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des
personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral

par
Martine Bertrand

École de réadaptation
Faculté de médecine

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Philosophiæ Doctor (Ph.D.)
en sciences biomédicales (option réadaptation)

décembre, 2004

© Martine Bertrand, 2004

Université de Montréal



W

4

U58

2005

V.027

Direction des bibliothèques

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Cette thèse intitulée :

Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral

présentée par :

Martine Bertrand

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes:

Dre Sylvie Nadeau

président-rapporteur

Dr Daniel Bourbonnais

directeur de recherche

Dre Johanne Desrosiers

directeur de recherche

Dre Sophie De Serres

membre du jury

Dr Normand Teasdale

examineur externe

Dr Denis Gravel

représentant du doyen de la FES

RÉSUMÉ

Les résultats d'études portant sur les ajustements posturaux de personnes hémiparétiques suggèrent que l'utilisation d'une stratégie basée sur le sens de l'effort combinée à la diminution des capacités de production de force du membre supérieur atteint affecte la coordination bilatérale. L'objectif général de la présente étude était d'examiner, auprès de personnes hémiparétiques, l'effet de la diminution des capacités de production de force au membre supérieur atteint sur la capacité à appairer des forces bilatérales statiques. L'hypothèse générale reposait sur un modèle de coordination bilatérale, lequel suggère que l'intensité de la force produite de chaque côté par les groupes musculaires impliqués dans une tâche bilatérale est déterminée en fonction de leur force maximale volontaire.

L'étude a été conduite auprès d'un groupe de 17 personnes hémiparétiques et d'un groupe de 17 sujets normaux et reposait principalement sur des mesures de forces statiques. Le premier objectif spécifique visait à mesurer la précision à laquelle les sujets normaux appariaient des forces statiques bilatérales avec différents groupes musculaires des membres supérieurs afin de mieux considérer l'incapacité des personnes hémiparétiques. Les résultats montrent notamment que l'erreur entre les côtés est influencée par le niveau de force et le type de combinaison musculaire utilisés. Le second objectif spécifique visait à estimer la fidélité des mesures de force des membres supérieurs obtenues auprès de personnes hémiparétiques. Les résultats montrent une bonne fidélité

des ratios des forces maximales volontaires et des ratios des forces lors de l'appariement. De plus, les résultats montrent aussi que les mesures de forces maximales volontaires de chaque côté sont fidèles. Le troisième objectif spécifique visait à vérifier la validité du modèle proposé en estimant la relation entre la diminution des capacités de production de force au membre supérieur atteint et la capacité des personnes hémiparétiques à appairer des forces bilatérales. Les résultats montrent que les deux variables sont en général reliées lors de la réalisation d'une tâche d'appariement bilatéral effectuée avec des groupes musculaires correspondants ou opposés. Toutefois, lorsque la tâche d'appariement est réalisée à un bas niveau de force (25% de la force maximale volontaire du côté atteint), la relation est diminuée voire absente. Dans l'ensemble, les résultats supportent la validité du modèle de coordination bilatérale proposé. Les résultats contribuent à approfondir les connaissances relatives au contrôle et à la perception de la force. Ils renforcent l'idée que la perception de la force repose sur des informations d'origine centrale (sens de l'effort). De plus, ils permettent de suggérer que les personnes hémiparétiques utilisent une stratégie motrice qui consiste à comparer les commandes motrices de chaque côté pour exécuter la tâche d'appariement. L'utilisation d'une telle stratégie indiquerait une absence d'adaptation à la diminution unilatérale des capacités de production de force.

Mots-clés : accident vasculaire cérébral, hémiparésie, membre supérieur, mesure de force, sens de l'effort, perception de la force, coordination bilatérale, réadaptation.

ABSTRACT

Results of studies on postural adjustments in persons with hemiparesis suggest that the use of a strategy based on a sense of effort combined with a reduction in the ability to produce force alters the bilateral coordination. The main objective of the present study was to examine the effect of the reduction in the ability to produce force on the affected side on the ability to match bilateral static forces with the upper extremities in persons with hemiparesis. The general hypothesis was based on a model of bilateral coordination, which suggests that the intensity of the forces produced on each side by the muscle groups involved in the task is determined relative to their maximal voluntary force.

A group of persons with hemiparesis and a group of normal subjects participated in this study. The main variables consisted of force measurements. The first specific objective was to examine the accuracy of bilateral force-matching performed with different muscle groups in the upper extremities in order to better appreciate the inability in persons with hemiparesis. The results show that the error between sides is affected by the level of force and by the type of combination of muscle groups used. The second specific objective was to estimate the reliability of force measurements obtained in persons with hemiparesis. The results demonstrate a good reliability for maximal voluntary force ratios and force ratios during the bilateral force-matching task. The third specific objective was to validate the model proposed by estimating the relationship between the reduction in the ability to produce force on the affected

side and the ability to match bilateral static forces with the upper extremities. The results show that both variables are generally related when the matching task was executed with corresponding or opposite muscle groups. Nevertheless, when the task was performed at a low force level (25% of the maximal voluntary force measured on the paretic side), the relationship was weak or even non-existent. In general, the results support the validity of the model of bilateral coordination proposed. They reinforce the idea that force perception depends on central information (sense of effort). In addition, the results suggest that the strategy used by persons with hemiparesis is to compare the intensity of the motor commands on both sides and then perform the force-matching task. The use of such a strategy reflects a lack of adaptation to the reduction in the ability to produce force on the affected side.

Keywords: cerebrovascular accident, hemiparesis, upper extremity, force measurements, sense of effort, force perception, bilateral coordination, rehabilitation.

TABLE DES MATIÈRES

Résumé.....	iii
Abstract.....	v
Table des matières.....	vii
Liste des tableaux.....	xv
Liste des figures.....	xvii
Liste des abréviations.....	xix
Remerciements.....	xxi
1. Introduction.....	1
2. Recension des écrits.....	4
2.1. Capacités de production de force au membre supérieur des personnes ayant eu un AVC.....	4
2.1.1. Diminution des capacités de production de force.....	5
2.1.2. Mesures de forces maximales volontaires.....	7
2.1.3. Fidélité des mesures de forces maximales volontaires.....	9
2.1.4. Quantification de la diminution des capacités de production de force.....	12
2.2. Perception de la force.....	15
2.2.1. Définition de la perception de la force.....	16
2.2.2. Informations à l'origine de la perception de la force : le sens de l'effort et le sens de la tension.....	16
2.2.3. Méthodes d'évaluation de la perception de la force.....	17

2.2.4.	Effets des changements dans les capacités motrices et somatosensorielles sur la perception de la force	20
2.2.5.	Distinction par les sujets normaux entre la perception de l'effort et celle de la force	27
2.2.6.	Relations entre la perception de la force et la diminution des capacités de production de force dans des tâches d'appariement bilatéral	28
2.2.7.	Précision de l'appariement bilatéral	30
2.2.8.	Mécanismes neurophysiologiques associés au sens de l'effort et structures pouvant y être reliées	34
2.3.	Perception de la force des personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC	38
2.3.1.	Surestimation subjective de l'effort	39
2.3.2.	Surestimation du poids	40
2.3.3.	Perception de la force, diminution des capacités de production de force et coordination bilatérale des membres supérieurs	41
3.	Objectifs.....	45
3.1.	Objectif général et modèle de coordination bilatérale.....	45
3.2.	Objectifs spécifiques.....	45
3.3.	Problématiques et objectifs spécifiques des articles	47
3.3.1.	Problématique du premier article	47
3.3.2.	Problématique du deuxième article.....	48
3.3.3.	Problématique du troisième article.....	49

3.3.4.	Problématique du quatrième article	50
4.	Méthodologie	52
4.1.	Participants à l'étude	52
4.1.1.	Critères d'admissibilité	52
4.1.2.	Instruments de sélection des participants	53
4.1.3.	Procédure de recrutement des participants	54
4.1.4.	Stratégie d'échantillonnage.....	55
4.2.	Variables et instruments de mesure	56
4.2.1.	Définition des variables.....	56
4.2.2.	Instruments de mesure	58
4.3.	Procédures de collecte des données	62
4.3.1.	Séances d'évaluation.....	63
4.3.2.	Procédure de mesure des forces maximales volontaires de préhension	64
4.3.3.	Procédure de mesure des forces lors de la tâche d'appariement bilatéral des forces de préhension	65
4.3.4.	Procédure de mesure des forces maximales aux coudes et aux épaules	66
4.3.5.	Procédure de mesure des forces lors de la tâche d'appariement bilatéral des forces aux coudes et aux épaules	66
4.4.	Analyses statistiques des données	67
4.4.1.	Analyses statistiques des données pour répondre au premier objectif	68

4.4.2.	Analyses statistiques des données pour répondre au deuxième objectif.....	68
4.4.3.	Analyses statistiques des données pour répondre au troisième objectif	71
5.	Article 1. Accuracy in a bilateral force-matching task at the upper limb in normal subjects.....	73
5.1.	Avant-propos.....	74
5.2.	Abstract	75
5.3.	Introduction	76
5.4.	Materials and methods	79
5.4.1.	Participants	79
5.4.2.	Instruments and procedure.....	79
5.4.3.	Data and statistical analysis.....	83
5.5.	Results	85
5.5.1.	Sample description	85
5.5.2.	Maximal voluntary force	85
5.5.3.	Attainment of the targeted force levels	86
5.5.4.	Errors during the matching task.....	86
5.6.	Discussion.....	89
5.7.	Acknowledgments	92
5.8.	References	94
6.	Article 2. Reliability of maximal strength measurements of the upper extremities in subjects with hemiparesis.....	97
6.1.	Avant-propos.....	98

6.2.	Abstract	99
6.3.	Introduction.....	100
6.4.	Methods.....	102
6.4.1.	Participants	102
6.4.2.	Procedure and instruments.....	103
6.4.3.	Statistical analysis	106
6.5.	Results	108
6.5.1.	Sample description	108
6.5.2.	Maximal strength measurement	108
6.5.3.	G-study	110
6.5.4.	D-study	112
6.6.	Discussion	113
6.7.	Conclusion.....	119
6.8.	Acknowledgments	119
6.9.	References	121
7.	Article 3. Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis.....	125
7.1.	Avant-propos	126
7.2.	Abstract	127
7.3.	Introduction.....	128
7.4.	Methods.....	131
7.4.1.	Participants	131
7.4.2.	Procedure and instruments.....	132
7.4.3.	Data analysis	135

7.4.4.	Statistical analysis	136
7.5.	Results	138
7.5.1.	Sample description	138
7.5.2.	Attainment of force target level and stability of grip force ratios across trials	138
7.5.3.	Symmetry of grip forces during the bilateral task	140
7.5.4.	Test-retest reliability.....	141
7.5.5.	Relationships between weakness and asymmetry in forces.....	142
7.6.	Discussion	143
7.6.1.	Symmetry of grip forces in subjects with hemiparesis	143
7.6.2.	Relationship between weakness and asymmetry in forces.....	146
7.6.3.	Functional implications for subjects with hemiparesis.....	149
7.7.	Acknowledgments	151
7.8.	References	153
8.	Article 4. Impairment in bilateral coordination during isometric torque production in subjects with hemiparesis.....	158
8.1.	Avant-propos	159
8.2.	Summary	160
8.3.	Introduction	162
8.4.	Methods.....	164
8.4.1.	Participants.....	164
8.4.2.	Procedure and instruments.....	165

8.4.3.	Data and statistical analysis	167
8.5.	Results	169
8.5.1.	Participants	169
8.5.2.	Attainment of force target levels	169
8.5.3.	Comparison of torque ratios during the bilateral task.....	171
8.5.4.	Relationship between the bilateral matching performance and the weakness of the paretic side	173
8.6.	Discussion	175
8.6.1.	Impairment in bilateral coordination in subjects with hemiparesis	175
8.6.2.	Generalizability of the model of bilateral coordination.....	176
8.6.3.	Impairment both in force control and force perception.....	178
8.7.	Acknowledgments	181
8.8.	References	182
9.	Résultats complémentaires.....	186
9.1.	Fidélité des ratios des forces maximales volontaires produites par des muscles opposés aux coudes et aux épaules	186
9.2.	Fidélité des ratios des forces lors de la tâche d'appariement bilatéral des forces aux coudes et aux épaules.....	188
10.	Discussion	194
10.1.	Principaux résultats	194
10.1.1.	Précision de l'appariement bilatéral de forces statiques produites avec différents groupes musculaires des membres supérieurs des sujets normaux	195

10.1.2. Fidélité des mesures de forces des membres supérieurs obtenues auprès de personnes hémiparétiques	197
10.1.3. Relation entre la diminution des capacités de production de force au membre supérieur atteint et la capacité des personnes hémiparétiques à apparier des forces bilatérales	199
10.2. Implications des résultats sur les connaissances relatives au contrôle et à la perception de la force	202
10.3. Implications des résultats sur la performance motrice des personnes hémiparétiques	208
10.4. Implications des résultats sur la pratique clinique (évaluation et traitement)	211
10.4.1. Évaluation de la force	211
10.4.2. Traitement.....	214
11. Conclusion	216
Références.....	218
Annexe A : Certificats d'éthique	xxiii
Annexe B : Protocoles d'évaluations des capacités somatosensorielles.....	xxvi
Annexe C : Edinburgh Handedness Inventory	xxxv
Annexe D : Déclarations des coauteurs	xxxvi
Annexe E : Preuve de soumission.....	li
Annexe F : Autorisation de l'éditeur.....	liii

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1.	Relations entre la diminution des capacités de production de force et les capacités motrices du membre supérieur	8
Tableau 4.1.	Contenu des séances d'évaluation des personnes hémiparétiques	64
Table 6.1.	Subject characteristics	109
Table 6.2.	The mean and the standard deviation of strength measurements and of strength ratios for each session (1 and 2), side and muscle group.....	110
Table 6.3.	Results of the G-studies for each muscle group for strength measurements and of strength ratios.....	111
Table 6.4.	Coefficient of generalizability for strength measurements and strength ratios for each muscle group for different D-study designs	113
Table 6.5.	Standard error of measurement for strength measurements and strength ratios for each muscle group for different D-study designs	114
Table 7.1.	Characteristics of subjects with hemiparesis.....	139
Table 7.2.	Test-retest reliability of the force ratios in subjects with hemiparesis.....	142
Table 8.1.	Personal and clinical characteristics of the subjects with hemiparesis.....	170
Table 8.2.	Summary of the results of the ANOVAs (F and p values).....	173

Table 8.3.	Results of the regression analyses	174
Tableau 9.1.	Variances associées aux différents facteurs pour les ratios des forces maximales volontaires produites par des groupes musculaires opposés	187
Tableau 9.2.	Coefficients de généralisabilité pour les ratios des forces maximales volontaires produites par des groupes musculaires opposés	188
Tableau 9.3.	Erreurs types sur la mesure pour les ratios des forces maximales volontaires produites par des groupes musculaires opposés	188
Tableau 9.4.	Variances associées aux différents facteurs pour les ratios des forces dans la tâche d'appariement bilatéral selon chacune des combinaisons de groupes musculaires.....	190
Tableau 9.5.	Coefficients de généralisabilité pour les ratios des forces dans la tâche d'appariement bilatéral en fonction des essais et des sessions selon chacune des combinaisons de groupes musculaires.....	192
Tableau 9.6.	Erreurs types sur la mesure en fonction des essais et des sessions selon chacune des combinaisons de groupes musculaires.....	193

LISTE DES FIGURES

Figure 3.1.	Modèle de coordination bilatérale	46
Figure 4.1.	Exemple des forces mesurées durant la tâche d'appariement de forces de flexion du coude réalisée par un sujet normal	58
Figure 4.2.	Dynamomètres de préhension	59
Figure 4.3.	Représentation des forces et des bras de levier	61
Figure 5.1.	Subject position and the multi-axial static dynamometers	81
Figure 5.2.	The mean absolute error and standard deviation at each force level for each combination of corresponding muscle groups.....	87
Figure 5.3.	The mean directional error and standard deviation at each force level for each combination of corresponding muscle groups.....	88
Figure 7.1.	Example of the forces measured during a bilateral task in one subject with hemiparesis	136
Figure 7.2.	Means and standard deviations of grip force ratios for each force level in healthy subjects and subjects with hemiparesis.....	141
Figure 7.3.	Grip force ratios measured during the bilateral task at each force level (A, 25%; B, 50%; C, 65%) as a function of MVFRs in subjects with hemiparesis.....	144

Figure 8.1. Example of the torques measured during a bilateral task performed at the moderate force level in one subject with hemiparesis..... 172

Figure 8.2. Means and standard deviations of torque ratios for each force level (low and moderate) and each combination in subjects with hemiparesis and in healthy subject for the corresponding condition and the opposite condition 172

Figure 8.3. The regression model for the combination EF and that for the combination EFNP-EEP at the 50% force level 174

LISTE DES ABRÉVIATIONS

Texte en français

ANOVA	Analyse de variance
AVC	Accident vasculaire cérébral
CCI	Coefficient de corrélation intra-classe
ETM	Erreur type sur la mesure
Étude D	Étude de décision
Étude G	Étude de généralisabilité

Texte en anglais

ANOVA	Analysis of variance
CIHR	Canadian Institutes of Health Research
D-study	Decision study
EE	Elbow extensors
EED-EFND	Elbow extensors in the dominant side and elbow flexors in the nondominant side
EF	Elbow flexors
EFD-EEND	Elbow flexors in the dominant side and elbow extensors in the nondominant side
FR	Force ratio
FRSQ	Fonds de la recherche en santé du Québec
G	Grip
G coefficient	Coefficient of generalizability

G-study	Generalizability study
ICC	Intraclass correlation coefficient
LE	Lower extremity
MVFR	Maximal voluntary force ratio
S	Subject
SE	Session ou Shoulder extensors
SED-SFND	Shoulder extensors in the dominant side and shoulder flexors in the nondominant side
SEM	Standard errors of measurement
SF	Shoulder flexors
SFD-SEND	Shoulder flexors in the dominant side and shoulder extensors in the nondominant side
T	Trial
UE	Upper extremity

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mes directeurs de recherche, M. Daniel Bourbonnais et M^{me} Johanne Desrosiers, pour m'avoir témoigné leur confiance et guidée tout au long de mes études. Leur soutien a grandement facilité la réalisation de cette thèse.

Je tiens aussi à remercier mes collègues de travail étudiants. Je pense d'abord à Catherine Mercier qui a grandement contribué au travail présenté dans cette thèse et qui a toujours été disponible pour échanger, collaborer et m'encourager. Merci aussi à Priscilla Lam Wai Shun et Katia Fournier, deux autres précieuses collègues.

J'adresse aussi mes remerciements à M^{me} Lesley Kelley-Régnier et à M^{me} Denise Letendre pour l'aide apportée à la correction de cette thèse et à tous les collaborateurs du centre de recherche, notamment MM. Michel Goyette, Daniel Marineau et André Dumoulin. Je remercie aussi Yves Duhaime, assistant de recherche, et Jill Tarasuk, statisticienne.

Je tiens à témoigner ma gratitude aux personnes qui ont participé au projet de recherche pour leur disponibilité. Je remercie particulièrement les personnes hémiparétiques pour leur générosité et leur assiduité remarquable.

Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance envers l'Université de Montréal, le Réseau de recherche provincial en adaptation-réadaptation, le Fonds de la recherche en santé du Québec et les Instituts de recherche en santé du Canada pour l'octroi de bourses d'études. Cette étude a été réalisée grâce à une subvention de fonctionnement des Instituts de recherche en santé du Canada.

Enfin, je tiens à remercier ma famille et mes amis qui de près ou de loin m'ont encouragée durant les quatre dernières années. Je tiens finalement à remercier mon conjoint, Kurt, pour m'avoir appuyée dans mon projet et ce, malgré les longues périodes de séparation.

À Margot et Anita

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

Chaque année au Canada, près de 40 000 nouveaux accidents vasculaires cérébraux (AVC) sont rapportés (Fondation des maladies du coeur, 2002). La parésie ou la paralysie des membres controlatéraux à la lésion cérébrale est le signe clinique le plus fréquent à la suite d'un AVC (Carr & Shepherd, 1998; Mayo, 1993). Plusieurs personnes ayant subi un AVC présentent donc des incapacités motrices aux membres supérieur et inférieur d'un même côté. Spécifiquement, pour le membre supérieur, on estime qu'un tiers des personnes présentant initialement une parésie ou une paralysie a une récupération complète des incapacités motrices, qu'un tiers a une récupération motrice partielle (permettant l'utilisation du membre atteint dans l'accomplissement de plusieurs activités fonctionnelles) et qu'un dernier tiers présente peu ou pas de récupération motrice (Mayo, 1993).

La diminution des capacités de production de force au membre supérieur atteint est associée au score de différents tests cliniques évaluant par exemple la dextérité ou la performance motrice dans des tâches fonctionnelles (Boissy, Bourbonnais, Carlotti, & Arsenault, 1999; Canning, Ada, Adams, & O'Dwyer, 2004; Levin, Desrosiers, Beauchemin, Bergeron, & Rochette, 2004; Mercier & Bourbonnais, 2004; Sunderland, Tinson, Bradley, & Hewer, 1989). Il a aussi été suggéré que la diminution des capacités de production de force au membre supérieur affecte la coordination bilatérale des personnes hémiparétiques (Bertrand & Bourbonnais, 2001; Gauthier, Bourbonnais, Filiatrault, Gravel, &

Arsenault, 1992). La coordination bilatérale des membres est nécessaire pour stabiliser la posture lorsqu'une force est exercée unilatéralement. L'étude de Gauthier et collaborateurs (1992) et celle de Bertrand et Bourbonnais (2001) ont permis d'observer que des forces de stabilisation posturale contralatérales étaient exercées lors de la production de forces statiques unilatérales aux membres supérieur et inférieur tant chez des sujets hémiparétiques à la suite d'un AVC que chez des sujets normaux. Ces études ont aussi permis de montrer que les directions de ces forces de stabilisation étaient identiques chez les deux groupes de sujets. Toutefois, l'intensité des forces de stabilisation différait entre les deux groupes. En effet, lorsque la force statique unilatérale était produite par le membre atteint chez les sujets hémiparétiques, ceux-ci exerçaient des forces de stabilisation du côté non atteint (côté ipsilatéral à la lésion cérébrale) plus grandes que celles des sujets normaux. Il a été suggéré que l'intensité des forces de stabilisation posturale serait déterminée en fonction de l'appréciation subjective de l'effort requis pour produire la force unilatérale (Bertrand & Bourbonnais, 2001; Gauthier et al., 1992). Puisque chez les personnes hémiparétiques, un plus grand effort est associé à une force produite du côté atteint, cette stratégie entraîne une plus grande force de stabilisation posturale du côté non atteint.

À ma connaissance, aucune étude ne s'est attardée, à l'exception de celles de Gauthier et collaborateurs (1992) et de Bertrand et Bourbonnais (2001), à la relation entre la diminution des capacités de force unilatérale et la performance dans une tâche bilatérale. La réalisation d'activités bilatérales est fréquente au

quotidien et celles-ci sont particulièrement significatives pour caractériser les capacités manuelles chez les personnes hémiparétiques (Penta, Tesio, Arnould, Zancan, & Thonnard, 2001). L'objectif général de la présente thèse est d'examiner, auprès de personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC, l'effet de la diminution des capacités de production de force sur les capacités à appairer des forces bilatérales. Les résultats pourront à la fois permettre de préciser les incapacités motrices des personnes hémiparétiques et d'apporter de nouvelles connaissances les mécanismes sensorimoteurs utilisés dans les tâches bilatérales.

CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS

Ce chapitre consacré à la recension des écrits est divisé en trois parties. La première partie porte sur la diminution des capacités de production de force chez des personnes ayant eu un AVC. La deuxième partie se rapporte à la perception de la force en général et est suivie d'une dernière partie qui concerne spécifiquement la perception de la force des personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC.

2.1. CAPACITÉS DE PRODUCTION DE FORCE AU MEMBRE SUPÉRIEUR DES PERSONNES AYANT EU UN AVC

Cette partie se divise en quatre sections. Tout d'abord, les causes de la diminution des capacités de production de force des personnes ayant eu un AVC seront brièvement présentées et les conséquences de cette diminution de capacités seront revues. Par la suite, les différentes méthodes utilisées pour mesurer la force maximale volontaire seront exposées. Les résultats des études sur la fidélité des mesures de forces maximales volontaires obtenues auprès des personnes hémiparétiques seront rapportés. Enfin, dans la dernière section, deux moyens utilisés pour quantifier la diminution des capacités de production de force des personnes hémiparétiques seront présentés et discutés.

2.1.1. Diminution des capacités de production de force

Tel que mentionné précédemment, il est fréquent de présenter une hémiplégie ou une hémiparésie à la suite d'un AVC. L'hémiplégie se définit comme une paralysie totale d'un côté du corps opposé à la lésion cérébrale pouvant atteindre le visage, le tronc, le membre supérieur et le membre inférieur. La paralysie correspond à une perte de la force musculaire volontaire. Lorsque la paralysie est incomplète, le terme parésie est utilisé (Le grand dictionnaire terminologique, 2002). Près de la moitié des personnes ayant eu un AVC présentent une parésie au membre supérieur, qualifiée de légère à sévère, qui est toujours présente six mois après l'AVC (Wade, Langton-Hewer, Wood, Skilbeck, & Ismail, 1983). Étant donné que quelques études démontrent une diminution des capacités de production de force du côté ipsilatéral à la lésion cérébrale (Andrews & Bohannon, 2003; Bohannon & Andrews, 1995a; Colebatch & Gandevia, 1989), le côté opposé à la lésion est communément appelé le côté atteint alors que le côté ipsilatéral à la lésion est appelé le côté non-atteint ou moins atteint.

La principale cause de la diminution des capacités de production de force à la suite d'un AVC est l'atteinte à l'intégrité des voies descendantes du cortex cérébral aux motoneurones (Bourbonnais & Vanden Noven, 1989). La diminution des capacités de production de force peut, en second lieu, résulter de l'inactivité consécutive à l'hémiparésie. Par ailleurs, différents changements à plusieurs niveaux du système neuromusculaire à la suite de l'atteinte centrale

ont été suggérés ou identifiés pour expliquer la diminution des capacités de production de force (Bourbonnais & Vanden Noven, 1989; Carr & Shepherd, 1998; Mercier, 2004). Parmi les changements suggérés ou avérés, on retrouve une diminution du nombre d'unités motrices, de la vitesse de conduction axonale et de la fréquence de décharge; des modifications de la vitesse de contraction, de la morphologie et de la répartition des fibres musculaires ainsi que des changements au niveau des propriétés actives et passives des muscles antagonistes.

Avant les années 80, les approches de traitement étaient principalement axées sur la réduction des symptômes positifs comme la spasticité et les réflexes anormaux car on croyait que ces symptômes limitaient les capacités de production de force (Bobath, 1978). Depuis un peu plus de deux décennies, la diminution des capacités de production de force et son effet sur la performance motrice ont fait l'objet d'un nombre important d'études. Plusieurs études ont montré des relations entre la diminution des capacités de production de force et plusieurs autres incapacités dans les aptitudes liées aux activités motrices, notamment celle de la marche (Bohannon, 1986, 1991; Bohannon & Andrews, 1995b; Hsu, Tang, & Jan, 2003; Nadeau, Gravel, Arsenault, & Bourbonnais, 1999; Suzuki, Imada, Iwaya, Handa, & Kurogo, 1999). Parallèlement, plusieurs études ont estimé les relations entre la diminution des capacités de production de force et les capacités motrices du membre supérieur telles qu'évaluées avec plusieurs tests cliniques. Ces études ont montré que la diminution des capacités de production de force est associée aux scores du « Finger-to-Nose Test », du

« Box and Block Test », du « Fugl-Meyer Evaluation » et du Test d'évaluation de la performance des membres supérieurs des personnes âgées (TEMPA) (Boissy et al., 1999; Mercier & Bourbonnais, 2004), du « Frenchay Arm Test » (Canning et al., 2004; Sunderland et al., 1989), du « Motor Assessment Scale » (Canning et al., 2004) et du « Reaching Performance Scale » (Levin et al., 2004) (tableau 2.1). Ces résultats suggèrent que la diminution des capacités de production de force permet de prédire plusieurs limitations dans les capacités motrices des membres supérieurs des personnes hémiparétiques.

2.1.2. Mesures de forces maximales volontaires

Les mesures de forces maximales volontaires n'ont pas été fréquentes avant les années 1980 auprès de la population ayant eu un AVC (Bohannon, 1989) car une approche de traitement très répandue à cette époque, celle de Bobath (1978), mettait en doute la validité des mesures de forces maximales volontaires obtenues auprès de personnes ayant une atteinte cérébrale (Bohannon, 1989). Il était notamment suggéré que la diminution des forces maximales volontaires des muscles n'était pas réelle mais résultait de l'opposition des muscles antagonistes spastiques (Bobath, 1978). Depuis, différents instruments ont été employés pour mesurer les capacités de production de force chez les personnes ayant eu un AVC. Parmi ceux-ci, on retrouve le bilan musculaire manuel, les dynamomètres manuels et les dynamomètres statiques et dynamiques (Bohannon, 1989).

Tableau 2.1. Relations entre la diminution des capacités de production de force et les capacités motrices du membre supérieur

Test de la performance motrice des membres supérieurs	Variable de force	Relation
Finger-to-Nose Test	Préhension	Régression linéaire (R^2)= 0,62 (Boissy et collaborateurs, 1999)
	Préhension Fléchisseurs de l'épaule	Spearman's rho = 0,704 Spearman's rho = 0,622 (Mercier & Bourbonnais, 2004)
Box and Block Test	Préhension	Régression linéaire (R^2)= 0,75 (Boissy et collaborateurs, 1999)
	Préhension	Spearman's rho = 0,787
	Fléchisseurs du coude	Spearman's rho = 0,624
	Extenseurs du coude Fléchisseurs de l'épaule	Spearman's rho = 0,584 Spearman's rho = 0,813 (Mercier & Bourbonnais, 2004)
Fugl-Meyer Evaluation	Préhension	Régression linéaire (R^2)= 0,71 (Boissy et collaborateurs, 1999)
	Préhension Fléchisseurs de l'épaule	Spearman's rho = 0,691 Spearman's rho = 0,729 (Mercier & Bourbonnais, 2004)
TEMPA	Préhension	Régression linéaire (R^2)= 0,71 (Boissy et collaborateurs, 1999)
	Fléchisseurs de l'épaule Extenseurs de l'épaule	Spearman's rho = 0,707 Spearman's rho = 0,632 (Mercier & Bourbonnais, 2004)
Frenchay Arm Test	Force de préhension	r (non spécifié) = 0,83 (Sunderland et collaborateurs, 1989)
Motor Assessment Scale	Moyenne de la force des fléchisseurs et des extenseurs du coude	Régression linéaire (R^2) = 0,05-0,26 selon le temps après l'AVC (Canning et collaborateurs, 2004)
Reaching performance Scale	Force de préhension	Coefficient Eta =0,60-0,63 (Levin et collaborateurs, 2004)

Dans cette étude, la force statique maximale est mesurée à l'aide de dynamomètres statiques multi-axiaux et de dynamomètres de préhension. La force statique peut se définir comme la capacité à produire une force ou un

moment de force volontaire et maximal pour un angle donné à une articulation (Chaffin, 1975). Les caractéristiques des dynamomètres statiques multi-axiaux et des dynamomètres de préhension utilisés dans cette étude sont présentées plus en détail dans le chapitre consacré à la méthodologie.

2.1.3. Fidélité des mesures de forces maximales volontaires

Bien que les mesures de forces maximales volontaires soient de plus en plus utilisées en clinique et en recherche, peu d'études ont évalué la fidélité test-retest de mesures obtenues auprès des personnes ayant eu un AVC et des données existent principalement pour la force de groupes musculaires des membres inférieurs. De manière générale, les études montrent des coefficients de fidélité élevés (coefficient de corrélation intra-classe, CCI > 0,90) (Eng, Kim, & Macintyre, 2002; Hsu, Tang, & Jan, 2002; Pohl, Startzell, Duncan, & Wallace, 2000; Tripp & Harris, 1991).

Seules trois études (Boissy et al., 1999; Hammer & Lindmark, 2003; Riddle, Finucane, Rothstein, & Walker, 1989) ont évalué la fidélité test-retest de la force de groupes musculaires des membres supérieurs, dont deux qui concernent uniquement la force de préhension. Dans leur étude effectuée auprès de 15 sujets hémiparétiques, Boissy et collaborateurs (1999) ont obtenu des coefficients élevés pour la fidélité test-retest des mesures de la force de préhension du côté atteint et non atteint (CCI=0,91 et 0,86, respectivement). Pour leur part, Hammer et Lindmark (2003) rapportent des coefficients de

reproductibilité (exprimés selon l'unité de mesure originale) pour les mesures de la force de préhension de 48,2 N pour le côté atteint et 45,4 N pour le côté non atteint dans leur étude conduite auprès de 18 sujets hémiparétiques. Lorsqu'elles sont exprimées relativement à la force maximale volontaire moyenne, ces valeurs correspondent à 27% et 16%, suggérant que les erreurs de mesure sont considérables, principalement pour le côté atteint. Dans leur étude, Riddle et collaborateurs (1989) ont, quant à eux, examiné la fidélité test-retest des mesures de forces maximales volontaires de six groupes musculaires des membres supérieurs (fléchisseurs et extenseurs des poignets et des coudes et rotateurs internes et externes des épaules) de 15 sujets ayant une lésion cérébrale à la suite d'un AVC ou d'un traumatisme crânio-cérébral. Les mesures de forces maximales volontaires ont été obtenues à l'aide d'un dynamomètre manuel maintenu par l'évaluateur. Les chercheurs rapportent des coefficients de fidélité considérés comme excellents ($CCI=0,94-0,99$) pour les groupes musculaires du côté atteint alors que ceux pour les groupes musculaires du côté non atteint sont plus faibles (0,23 pour les extenseurs du poignet et de 0,71 à 0,93 pour les autres groupes musculaires). Pour expliquer ces différences entre les coefficients obtenus de chaque côté, les chercheurs ont proposé que les mouvements stéréotypés du côté atteint, décrits chez ces personnes, puissent être à l'origine d'une plus grande stabilité entre les mesures, alors que, du côté non atteint, les forces seraient sujettes à une plus grande variation en raison de l'absence de mouvements stéréotypés. Les chercheurs ont aussi suggéré que les différences entre les coefficients de chaque côté pourraient être dues à l'amplitude des forces mesurées mais la faible corrélation (coefficient de

corrélation de Pearson = 0,10) entre l'amplitude des forces et les coefficients de fidélité n'a pas permis de confirmer cette hypothèse. Considérant que les CCI sont le résultat du ratio de la variance entre les sujets sur la variance totale (Streiner & Norman, 1995), les plus faibles coefficients obtenus du côté non atteint peuvent découler de la plus petite variance entre les sujets observée de ce côté. En effet, les écarts types étaient plus petits pour les forces mesurées du côté non atteint.

À ma connaissance, seule l'étude de Bohannon et Andrews (1987) rapporte des données sur la fidélité inter-évaluateurs des mesures de forces maximales volontaires des personnes ayant eu un AVC. Dans cette étude, les coefficients de corrélation de Pearson étaient de l'ordre de 0,84 à 0,91 pour les trois groupes musculaires des membres inférieurs testés (les fléchisseurs des hanches, les extenseurs des genoux et les fléchisseurs dorsaux des chevilles) et de 0,88 à 0,94 pour les trois groupes musculaires des membres supérieurs testés (les rotateurs externes des épaules, les fléchisseurs des coudes et les extenseurs des poignets). Toutefois, il convient de noter que cette étude de fidélité n'est pas spécifique à la clientèle des personnes hémiparétiques puisque près du tiers de l'échantillon était composé de personnes avec des atteintes diverses (lésion médullaire, fracture, amputation, etc.). De plus, les analyses comportent des mesures de forces maximales volontaires qui ont été effectuées chez certains sujets, du côté atteint et chez d'autres, du côté non atteint.

2.1.4. Quantification de la diminution des capacités de production de force

En recherche, la diminution des capacités de production de force du côté atteint est fréquemment exprimée en pourcentage ou en ratio relativement au côté non atteint (Boissy et al., 1999; Heller et al., 1987; Mercier & Bourbonnais, 2004). Cette méthode est aussi utilisée en clinique (Adams, Gandevia, & Skuse, 1990). Bien qu'il soit parfois suggéré d'utiliser des valeurs normatives pour quantifier la diminution des capacités de production de force du côté atteint (Bohannon & Andrews, 1995a), cette recommandation peut s'avérer difficile à suivre. En effet, cela suppose l'accès à des valeurs normatives pour tous les groupes musculaires testés et en plus, que ces mesures aient été faites avec le même appareil et selon les mêmes conditions d'évaluation (par exemple : le type de contraction, la vitesse de contraction, les encouragements, etc.). De plus, cela suppose que les valeurs normatives aient été développées auprès d'une clientèle représentative de la population à l'étude (âge, sexe, niveau d'activité, etc.). En recherche, il est également possible d'utiliser un groupe de comparaison mais l'utilisation d'un tel groupe requiert aussi que les mesures aient été faites avec le même appareil et selon les mêmes conditions d'évaluation et que le groupe de comparaison soit représentatif de la population à l'étude.

D'autre part, l'utilisation du côté non atteint comme valeur de référence est contestée (Bohannon & Andrews, 1995a). En effet, tel que mentionné précédemment, quelques études montrent que le membre inférieur et/ou le

membre supérieur considérés comme non atteints (côté ipsilatéral à la lésion) peuvent présenter une diminution des capacités de production de force (Andrews & Bohannon, 2003; Bohannon & Andrews, 1995a; Colebatch & Gandevia, 1989). Cette diminution peut résulter de l'atteinte des fibres cortico-spinales ipsilatérales (Colebatch & Gandevia, 1989), de l'inactivité durant l'alitement et la période de soins aigus à la suite de l'AVC ou encore simplement du fait que les personnes étaient peu actives physiquement avant l'AVC (Bohannon & Andrews, 1995a).

Néanmoins, les résultats de plusieurs études suggèrent que la diminution des capacités de production de force au membre non atteint varie en fonction du temps écoulé depuis l'AVC. En effet, l'étude de Marque et collaborateurs (1997) révèle que les capacités de production de force aux membres inférieur et supérieur non atteints des personnes hémiparétiques sont diminuées, comparativement à celles de sujets normaux, lorsque l'évaluation a lieu vers le vingtième jour après l'AVC. Cependant, aucune différence dans les capacités de production de force entre les groupes n'est mise en évidence, excepté pour les extenseurs de la hanche, lorsque l'évaluation est faite vers le troisième mois.

Des résultats comparables sont rapportés dans l'étude de Sunderland (2000) et celle de Sunderland, Bowers, Sluman, Wilcock et Ardron (1999). En effet, les résultats de ces études montrent une différence entre les capacités de force de préhension du côté non atteint des personnes hémiparétiques un mois après l'AVC comparativement à celles de sujets normaux et une absence de

différence entre les deux groupes lorsque les mesures sont répétées six mois après l'AVC. Les résultats de l'étude de Jones, Donaldson et Parkin (1989), dans laquelle les capacités de force de préhension de personnes hémiparétiques du côté non atteint à 11 jours et à 12 mois suivant l'AVC étaient comparées à celles de sujets normaux, vont aussi dans ce sens.

Par ailleurs, deux autres études montrent que les capacités de production de force du côté non atteint ne seraient pas diminuées chez des personnes hémiparétiques ayant eu un AVC plus de six mois auparavant, à tout le moins, pour la force de préhension (Desrosiers, Bourbonnais, Bravo, Roy, & Guay, 1996; Penta et al., 2001). En effet, Penta et collaborateurs (2001) n'ont pas montré de différences entre les capacités de force de préhension du côté non atteint des personnes hémiparétiques et des valeurs normatives. Pour leur part, Desrosiers et collaborateurs (Desrosiers, Bourbonnais et al., 1996) n'ont pas trouvé de différence entre les capacités de force de préhension du côté non atteint des personnes hémiparétiques ayant eu un AVC depuis plus de six mois et celles de sujets normaux appariés selon l'âge et le sexe. Somme toute, ces derniers résultats permettent de supposer que les capacités de force au membre non atteint ne sont pas diminuées quelques mois après l'AVC et que, dans ces conditions, ces valeurs peuvent être utilisées comme valeurs de référence valides pour quantifier la diminution des capacités de production de force.

2.2. PERCEPTION DE LA FORCE

Cette partie consacrée à la perception de la force se divise en huit sections. Tout d'abord, une brève définition de la perception de la force sera proposée. Afin de faciliter la compréhension des différentes études recensées sur la perception de la force, les principaux termes fréquemment utilisés pour référer aux informations à l'origine de la perception de la force seront présentés. Dans le même but, les méthodes utilisées pour l'évaluation de la perception de la force seront exposées. Par la suite, les résultats des principales études ayant porté sur la perception de la force et ayant notamment examiné les effets des changements dans les capacités motrices et somatosensorielles seront rapportés et discutés. Puisqu'il y a un risque de confusion dans l'interprétation des résultats selon que les études s'intéressent à la perception de l'effort ou à celle de la force, cette question sera examinée. Par ailleurs, parce que la relation entre la perception de la force et la diminution des capacités de production de force dans des tâches d'appariement bilatéral est au centre de l'hypothèse générale de la présente étude, les résultats d'études se rapportant à cette relation seront examinés. De même, la précision de l'appariement bilatéral faisant l'objet d'un article inclus dans cette thèse, les résultats d'études traitant de cette précision seront revus et discutés. Enfin, la dernière section portera sur les mécanismes neurophysiologiques du sens de l'effort et les structures pouvant y être reliées.

2.2.1. Définition de la perception de la force

À ma connaissance, il n'y a pas de définition spécifique de la perception de la force. Le terme perception peut être défini de la manière suivante :

« Prise de connaissance sensorielle du monde extérieur effectuée en relation avec l'expérience et la pensée, et s'accompagnant d'un processus d'intégration émotionnelle et d'interprétation des informations sensorielles recueillies. » (Le grand dictionnaire terminologique, 2002)

De manière simple, dans le cadre de cette thèse, la perception de la force est définie comme étant la capacité à prendre conscience et interpréter les informations relatives à la force produite.

2.2.2. Informations à l'origine de la perception de la force : le sens de l'effort et le sens de la tension

Une controverse a existé pendant près d'un siècle en ce qui a trait aux sources d'informations sous-jacentes à la perception de la force (Jones, 1986). Deux sources d'informations distinctes ont été proposées. L'une suppose que la perception de la force provient de sensations d'origine centrale, alors que l'autre suppose que la perception de la force provient de sensations d'origine périphérique. Cependant, à ce jour, il est admis que la perception de la force résulterait en grande partie de la contribution des informations centrales mais

aussi des informations périphériques (Cafarelli & Bigland-Ritchie, 1979; Jones, 1986, 1995; McCloskey, Gandevia, Potter, & Colebatch, 1983).

Ainsi, deux expressions sont souvent utilisées pour désigner l'une ou l'autre des sources d'informations sous-jacentes à la perception de la force. Il s'agit du sens de l'effort (McCloskey, Ebeling, & Goodwin, 1974; Merton, 1964) et du sens de la tension (Roland, 1978; Roland & Ladegaard-Pedersen, 1977). Le sens de l'effort réfère aux informations d'origine centrale, lesquelles refléteraient l'intensité de la commande motrice descendante. La façon dont ces informations sont transmises n'est pas précisée, mais il est proposé que ce soit via des décharges corollaires ou des copies d'efférence (McCloskey, 1981; McCloskey et al., 1974). Le sens de la tension se rapporte aux informations qui proviennent des récepteurs périphériques, soit les récepteurs des muscles, des tendons, des articulations et/ou de la peau, lesquels contribueraient à estimer la force exercée par le muscle (Gandevia, 1996).

2.2.3. Méthodes d'évaluation de la perception de la force

La plupart des études qui ont porté sur la perception de la force visaient à démontrer qu'elle est basée sur le sens de l'effort. Dans ces études, impliquant majoritairement les membres supérieurs, la performance de sujets normaux et de personnes présentant différentes atteintes neurologiques a été décrite. La perception de la force a été évaluée avec des tâches nécessitant de lever un objet d'un seul côté ou des deux côtés (Burgess & Jones, 1997; Cole &

Sedgwick, 1992; Fleury et al., 1995; Gandevia & McCloskey, 1976, 1977a, 1977b, 1978; Gandevia, McCloskey, & Potter, 1980; Lafargue & Sirigu, 2002; McCloskey et al., 1974) et avec des tâches impliquant d'exercer des forces statiques d'un seul ou des deux côtés (Cafarelli & Bigland-Ritchie, 1979; Cafarelli & Kostka, 1981; Carson, Riek, & Shahbazzpour, 2002; Gandevia & McCloskey, 1977a; Jones, 1983; Jones & Hunter, 1982, 1983a, 1983b, 1985; Lafargue, Paillard, Lamarre, & Sirigu, 2003; McCloskey et al., 1974; Roland, 1978; Stevens & Cain, 1970).

Pour les tâches unilatérales, une échelle numérique était utilisée afin d'estimer les poids ou les forces (i.e. l'échelle numérique était déterminée par le sujet à partir d'un essai de référence) (Burgess & Jones, 1997; Stevens & Cain, 1970). Les appariements bilatéraux étaient réalisés simultanément (produire des forces égales des deux côtés en même temps) ou de façon séquentielle (produire une force avec un côté, puis produire une force égale de l'autre côté ou encore lever un objet avec un côté, puis choisir avec l'autre côté, parmi plusieurs objets, un objet ayant le même poids).

Dans les études qui utilisaient des tâches d'appariement, il était fréquent de désigner un côté de référence et un côté d'appariement. Le côté de référence correspondait au côté où la force ou le poids devait être estimé et le côté d'appariement correspondait au côté où la force exercée ou le poids choisi représentait l'estimation. Contrairement à la méthode de l'échelle numérique, la méthode d'appariement bilatéral permettait de comparer la variable mesurée

(force produite ou poids de l'objet choisi) entre les sujets. Lorsque des tâches d'appariement de forces bilatérales étaient réalisées, une rétroaction visuelle de la force à produire et à estimer (i.e. de la force du côté de référence) était employée dans toutes les études, à l'exception de celle de Roland (1978) dans laquelle une rétroaction auditive était utilisée.

Les résultats des études sur la perception de la force et sur celle du poids (heaviness) ont été souvent examinés ensemble sans distinction (Gandevia, 1996). Dans la présente thèse, les résultats des études sur la perception de la force et sur celle du poids seront aussi présentés ensemble. Néanmoins, il est à noter que ces deux types de perception ne sont pas tout à fait comparables même s'il est généralement admis que la perception de la force contribue à la perception du poids (Burgess & Jones, 1997). La perception du poids des objets est plus complexe que la perception de la force statique en elle-même et nécessite une intégration des informations relatives à la force produite et de celles relatives aux mouvements. Ainsi, lorsqu'un objet est soulevé, des informations supplémentaires sont transmises par les récepteurs périphériques, concernant notamment la vitesse et l'accélération du membre. Par ailleurs, l'estimation du poids de l'objet est influencée par ses propriétés physiques telles que le volume et la texture (Johansson, 1996; McCloskey, 1974).

2.2.4. Effets des changements dans les capacités motrices et somatosensorielles sur la perception de la force

La contribution relative du sens de l'effort et du sens de la tension dans la perception de la force a été étudiée auprès de sujets normaux soumis à diverses procédures expérimentales visant le plus souvent à réduire les capacités de production de force ou encore à diminuer les capacités somatosensorielles.

Les résultats de ces expériences ont montré que lorsque les capacités de production de force sont diminuées, soit par l'injection d'un curarisant aux muscles impliqués dans la tâche (Gandevia & McCloskey, 1977a, 1977c) ou par la fatigue de ces mêmes muscles (Carson et al., 2002; Gandevia & McCloskey, 1978; Jones, 1983; Jones & Hunter, 1983a, 1983b; McCloskey et al., 1974), la force perçue par les sujets est surestimée. Ces résultats suggèrent que l'estimation de la force n'est pas réalisée uniquement sur la base des informations provenant des récepteurs périphériques. En effet, si tel était le cas, et en assumant que ni la curarisation ni la fatigue affectent les récepteurs périphériques, il n'y aurait pas d'erreur systématique vers une augmentation dans l'estimation de la force. Par contre, la surestimation de la force en présence de capacités de force réduites peut s'expliquer par l'augmentation de l'intensité de la commande motrice requise pour produire une force donnée (ou de l'effort). Ces études ont donc grandement contribué à confirmer l'hypothèse selon laquelle la perception de la force est basée sur le sens de l'effort.

En plus de la curarisation ou de l'induction de fatigue musculaire, la capacité maximale à produire une force peut aussi être changée en modifiant la longueur des muscles, laquelle varie en fonction de la position du segment. Cafarelli et Bigland-Ritchie (1979) ont utilisé cette possibilité afin d'examiner l'effet de la diminution ou de l'augmentation de la capacité de force sur l'estimation de la force produite. Ils ont démontré que la perception de la force dépend en grande partie des informations d'origine centrale. Ils ont notamment montré que l'estimation de la force produite était reliée aux forces maximales volontaires. Les résultats de cette étude sont présentés plus en détail un peu plus loin dans ce chapitre.

Ayant toujours pour but d'évaluer la contribution du sens de l'effort et celui de la tension dans la perception de la force, McCloskey et collaborateurs (1974) ont, à l'aide de vibrations, tenté de modifier la relation habituelle entre la force réellement exercée et l'effort central nécessaire pour la produire. Leur hypothèse s'appuyait sur les effets de la vibration appliquée sur un muscle, à savoir une facilitation des motoneurones projetant au muscle soumis à la vibration par l'intermédiaire des fibres afférentes du groupe Ia et une inhibition des motoneurones projetant au muscle antagoniste par l'intermédiaire des interneurones inhibiteurs Ia. La tâche expérimentale consistait à produire des forces statiques de flexion du coude des deux côtés alors que les instructions spécifiaient de « faire la même chose » avec les deux bras (« make both arms the same »). Les résultats montrent que, lorsqu'une vibration (à une fréquence de 100 Hz et avec une amplitude de 0,5-1 mm) était appliquée sur le biceps, la

force d'appariement était plus petite que dans les tâches d'appariement sans vibration. Inversement, lorsqu'une vibration était appliquée sur le triceps, la force d'appariement était plus grande que dans les tâches d'appariement sans vibration. Ces résultats ont mené les auteurs à conclure que les sujets se fiaient au sens de l'effort pour estimer la force puisque, lorsque la commande volontaire était assistée par une facilitation, elle paraissait plus petite alors que lorsque l'excitabilité des motoneurones était réduite, elle paraissait plus grande.

Cafarelli et Kostka (1981) ont obtenu des résultats contradictoires à ceux de McCloskey et collaborateurs (1974) quant à l'effet de l'application d'une vibration sur un muscle agoniste. Dans leur expérience, ils demandaient aux sujets de produire des forces d'extension du genou égales des deux côtés alors qu'une vibration de haute fréquence (160 Hz) et de petite amplitude (2 mm) était appliquée d'un seul côté sur le tendon rotulien. Aussi, parce que la force du côté où la vibration était appliquée était toujours plus petite que celle de l'autre côté, ils ont montré que la force perçue est surestimée et non pas sous-estimée lorsqu'une vibration est appliquée sur le muscle agoniste. Les auteurs ont donc suggéré que la force était perçue à l'aide du sens de la tension. Plus précisément, ils ont proposé que la contraction musculaire réflexe est ressentie et est ajoutée à l'estimation de la tension totale. De la même manière, les résultats de Jones et Hunter (1985) montrent que lorsqu'une vibration est appliquée sur le biceps d'un seul côté, dans une tâche d'appariement de forces réalisée avec les fléchisseurs de coudes, la force du côté vibré est surestimée. Le nombre limité d'études relatives aux effets de la vibration et leurs résultats

contradictoires n'ont donc pas permis de renforcer l'hypothèse selon laquelle la perception de la force serait basée sur le sens de l'effort.

Dans une série d'études, Gandevia et McCloskey (Gandevia & McCloskey, 1976, 1977b; Gandevia et al., 1980) se sont aussi intéressés à l'effet de la diminution ou de l'abolition des informations provenant des fibres afférentes périphériques sur la perception de la force. Leur hypothèse de base était que les inputs somatosensoriels exercent une action facilitatrice sur les effets de la commande motrice descendante et que, lorsqu'ils sont diminués (par l'anesthésie), l'estimation de la force est augmentée. Ainsi, ils ont confirmé leur hypothèse en montrant que l'estimation du poids était augmentée lorsque le segment impliqué dans la tâche était anesthésié. De plus, une augmentation de l'estimation du poids était aussi observée lorsqu'un segment fonctionnellement relié à celui exécutant la tâche était anesthésié (par exemple le pouce et l'index ou encore le coude et la main). Cependant, lorsque le pouce était anesthésié et que l'objet était soulevé à l'aide des extenseurs du pouce, l'estimation du poids était diminuée contrairement aux tâches réalisées à l'aide des fléchisseurs de l'index, du majeur ou du pouce. Les chercheurs ont proposé plusieurs hypothèses relatives aux mécanismes réflexes pouvant expliquer cette différence propre aux extenseurs du pouce, sans toutefois les vérifier. L'ensemble des résultats les a menés à conclure que, de manière générale, l'estimation du poids change selon la variation de l'intensité de la commande centrale requise pour produire une force donnée (Gandevia & McCloskey, 1977b; McCloskey et al., 1983). Ces résultats ont conforté l'hypothèse selon

laquelle la perception de la force est basée sur le sens de l'effort (McCloskey et al., 1983).

Les études menées par Roland et Ladegaard-Perdersen (Roland, 1978; Roland & Ladegaard-Pedersen, 1977) avaient pour objectif de démontrer que la perception de la force dépendait en tout ou en partie des informations périphériques. La procédure pour tester leur hypothèse n'était toutefois pas très différente de celle utilisée dans les autres études. En effet, ils ont comparé l'estimation de la force dans des conditions normales avec celle dans des conditions où le segment impliqué dans la tâche était anesthésié et partiellement paralysé à l'aide d'un curarisant. Avec l'anesthésie et lorsque les capacités de force étaient diminuées, il n'y avait pas de surestimation de la force lorsqu'on demandait aux sujets de ne pas tenir compte de l'effort. Cependant, la précision de l'estimation était, elle, diminuée. Par ailleurs, dans les mêmes conditions, il y avait une surestimation de la force lorsqu'on demandait aux sujets d'estimer l'effort. Les auteurs ont conclu que les sujets avaient à la fois un sens de la tension et un sens de l'effort. Toutefois, les résultats obtenus lorsque la consigne était d'estimer l'effort ne peuvent être considérés comme un argument permettant de démontrer le rôle du sens de l'effort dans la perception de la force. Ils peuvent, à tout le moins, montrer que lorsqu'une force est exercée, les sujets peuvent apprécier l'effort nécessaire pour la produire mais ne permettent pas d'affirmer que les sujets se fient à l'effort pour estimer la force.

Outre les études réalisées auprès de sujets normaux, celles effectuées auprès de personnes présentant une déafférentation ont aussi contribué à vérifier que la force pouvait être estimée en fonction du sens de l'effort. En effet, quelques études (Cole & Sedgwick, 1992; Fleury et al., 1995) ont évalué la perception du poids auprès de personnes déafférentées. De façon étonnante, lorsque la tâche pouvait être faite à l'aide de la vue, les personnes déafférentées pouvaient, selon le cas, correctement comparer des poids soulevés de chaque côté ou soulevés plusieurs fois du même côté.

Il est suggéré que la capacité des personnes déafférentées à comparer le poids de référence à un autre poids reposerait principalement sur l'utilisation des informations visuelles et de la stratégie motrice utilisée. Par exemple, l'étude de Fleury et collaborateurs (1995) a permis de suggérer que le sujet déafférenté participant à l'étude (GL) levait les objets avec toujours le même patron moteur et comparait le patron cinématique, notamment la vitesse à laquelle les objets étaient levés, pour estimer si un poids était plus lourd ou plus léger qu'un autre. Cette hypothèse a été émise sur la base de la faible performance observée lorsque les poids étaient estimés sans l'aide de la vue (Cole & Sedgwick, 1992; Fleury et al., 1995). De plus, puisque dans les conditions où l'aide de la vue était abolie, l'estimation du poids n'était pas possible pour des objets légers et possible pour des objets lourds, il a été suggéré que les informations du système vestibulaire ou encore celles provenant des fibres afférentes résiduelles soient utilisées (Fleury et al., 1995). Ces résultats suggèrent que la contribution des inputs somatosensoriels est nécessaire pour une bonne

performance dans la perception de poids mais soulignent aussi la capacité des personnes déafférentées à produire de façon répétitive une force de même intensité.

La capacité à estimer la force produite suite à une déafférentation a par ailleurs été démontrée. Récemment, Lafargue et collaborateurs (2003) ont montré que le même sujet a pu appairier des forces de préhension de façon similaire aux sujets normaux en début de tâche mais que les forces exercées présentaient des variations importantes et qu'elles tendaient à diminuer avec le temps. Le fait que les personnes déafférentées puissent exercer des niveaux de forces avec une certaine précision est reconnu (Rothwell et al., 1982; Teasdale et al., 1993). Par exemple, Teasdale et collaborateurs (1993) ont montré qu'un sujet déafférenté (GL) pouvait produire des forces de pince selon un pourcentage de la force maximale volontaire sans rétroaction visuelle ni entraînement préalable. Ces résultats suggèrent que ce sujet possède une représentation interne de la force maximale volontaire qui lui permettrait d'émettre, selon un mécanisme en boucle ouverte, une commande motrice précise en fonction d'un pourcentage. Toutefois, en l'absence d'informations somesthésiques sur la contraction musculaire, la force ne pourrait être maintenue (Rothwell et al., 1982).

2.2.5. Distinction par les sujets normaux entre la perception de l'effort et celle de la force

Tel que souligné dans la section précédente, les conclusions tirées des études peuvent diverger en fonction des consignes données aux sujets. Cet aspect méthodologique est important puisque la possibilité pour les sujets de distinguer entre la perception de l'effort et celle de la force a été démontrée (Gandevia & McCloskey, 1977a; Jones, 1983; McCloskey et al., 1974; Roland, 1978). L'objectif sous-jacent à la plupart des études sur la perception de la force étant d'évaluer si l'estimation se base principalement sur le sens de l'effort, il convient de ne pas biaiser le jugement des sujets soit en orientant leur perception vers l'effort ni même en les y écartant. Néanmoins, c'est en orientant la perception des sujets que Jones (1983) a pu suggérer que le sens de l'effort est prépondérant dans l'estimation de la force. En effet, Jones (1983) a montré que lorsqu'on demande aux sujets d'estimer la force sans tenir compte de l'effort, lors du maintien prolongé d'une contraction volontaire, la force est surestimée trois fois sur quatre. Ces résultats suggèrent que les sujets peuvent correctement estimer la force sur la base d'informations relatives à la tension musculaire. Toutefois, bien que conscients de l'augmentation de l'effort qui est nécessaire pour maintenir une force constante, les sujets semblent ne pas pouvoir toujours en faire abstraction dans leur estimation de la force produite. L'ensemble de ces observations souligne l'importance de considérer les consignes utilisées dans les différentes études dans l'interprétation de leurs résultats.

2.2.6. Relations entre la perception de la force et la diminution des capacités de production de force dans des tâches d'appariement bilatéral

Les études rapportées précédemment ont mis en évidence la relation entre la surestimation de la force et la diminution des capacités de production de force. En utilisant des procédures d'appariement, il a été démontré que lors de l'augmentation de la fatigue par le maintien d'une contraction, la relation entre l'augmentation de l'estimation de la force (d'appariement) et le temps de maintien est linéaire (Jones & Hunter, 1983b; McCloskey et al., 1974). La relation entre la diminution de l'estimation de la force et la récupération de la faiblesse, lors de curarisation, est aussi linéaire (Gandevia & McCloskey, 1977a, 1977c). Enfin, il a également été démontré, à l'aide d'une tâche d'appariement de forces statiques, que la relation entre la force d'appariement et l'amplitude de l'activité électromyographique des muscles du côté de référence est linéaire lors de l'augmentation de la fatigue (Jones & Hunter, 1983a). Ces derniers résultats suggèrent que l'augmentation de l'intensité de la commande motrice volontaire transmise aux muscles du côté de référence pour compenser la diminution des capacités de production de force est accompagnée d'un changement dans l'estimation de la force.

Il apparaît toutefois que la relation entre les changements pouvant affecter la commande motrice volontaire et les changements dans la force perçue ne varie pas de façon équivalente (i.e. dans une proportion de 1 :1) (Jones, 1995). En

effet, lors de protocole de fatigue musculaire et alors que le maintien d'une force par le membre de référence est à son point d'endurance maximale, la force d'appariement ne correspond pas à la force maximale volontaire (Jones & Hunter, 1983b). De plus, lors de curarisation, la perception de la force ne varie pas de manière équivalente avec la récupération de la faiblesse et l'estimation peut s'avérer juste alors que les capacités de force sont encore diminuées (Gandevia & McCloskey, 1977c).

Les résultats de l'étude de Cafarelli et Bigland-Ritchie (1979) sont les seuls à montrer des changements quasi équivalents entre la force perçue et la force maximale volontaire. En effet, ces chercheurs ont montré que lorsque deux muscles correspondants d'un côté et de l'autre (muscles homologues) ont la même force maximale volontaire, sans nécessairement avoir la même longueur, la valeur de la pente de la relation linéaire entre la force de référence et la force d'appariement est presque égale à 1. Par contre, si la longueur d'un muscle est modifiée de telle sorte que les forces maximales volontaires sont inégales des deux côtés, la valeur de la pente est approximativement égale au ratio des forces maximales volontaires. La variation de la longueur des muscles n'affecte toutefois pas le ratio de l'activité électromyographique enregistrée de chaque côté lors de l'appariement, suggérant que les inputs d'excitation transmis aux muscles sont les mêmes et que la perception de la force est associée à l'effort.

Le fait qu'il y ait rarement des changements équivalents entre l'estimation de la force et la diminution des capacités de production de force dans les situations

expérimentales suggère que le sens de l'effort n'est pas le sens exclusif pour la perception de la force. Ainsi, tel que mentionné précédemment, bien que l'estimation de la force paraît être principalement basée sur le sens de l'effort, la contribution des récepteurs périphériques, notamment celle des récepteurs intramusculaires, n'est pas à négliger. Les sources d'informations afférentes et efférentes paraissent donc complémentaires.

2.2.7. Précision de l'appariement bilatéral

Bien que de nombreuses études aient utilisé des tâches d'appariement bilatéral de forces pour examiner la perception de la force ou du poids, très peu d'études se sont attardées à caractériser spécifiquement la précision à laquelle les sujets exercent la tâche dans des conditions normales. La caractérisation de la précision auprès de sujets normaux est utile pour mieux interpréter la performance des sujets qui présentent des incapacités motrices ou somatosensorielles.

Quatre études ont examiné la précision de l'appariement de forces dans des conditions normales (Henningsen, Ende-Henningsen, & Gordon, 1995; Jones, 2003; Jones & Hunter, 1982; Mai, Schreiber, & Hermsdorfer, 1991). Tout d'abord, Henningsen et collaborateurs (1995) se sont intéressés à l'effet de la dominance sur la précision de l'appariement de forces statiques auprès de sujets droitiers et gauchers. La tâche expérimentale consistait à appairer des forces produites par les fléchisseurs des index sans rétroaction visuelle selon

deux niveaux de force correspondant à 50 g et 200 g (environ 0,5 N et 2 N). Les niveaux de force choisis étaient très petits et correspondaient à environ 1% et 2% de la force maximale volontaire. Les résultats montrent que la précision de l'appariement était influencée par la dominance manuelle. En effet, les forces du côté dominant étaient en moyenne plus grandes que celles du côté non dominant (de 15,7% et de 17,2% pour les sujets droitiers pour un niveau de force de 50 g et 200 g respectivement et de 52,4% et de 38,3% pour les sujets gauchers). L'inégalité des forces n'était pas liée aux capacités de forces maximales volontaires des sujets. Par ailleurs, ces chercheurs ont montré que le côté de la rétroaction visuelle pouvait avoir un effet sur la précision de l'appariement. En effet, lorsque l'expérience était répétée avec une rétroaction visuelle qui incluait une force cible et l'intensité de la force de l'un des deux doigts, la précision des forces différait selon que la rétroaction visuelle montrait l'intensité de la force exercée par le doigt du côté dominant ou celle exercée par le doigt du côté non dominant. En fait, une inégalité entre les forces produites de chaque côté, semblable à celle obtenue en l'absence de rétroaction visuelle, était observée lorsque la rétroaction visuelle montrait l'intensité de la force exercée par le doigt du côté non dominant. Par contre, la différence entre les forces produites de chaque côté ne subsistait plus lorsque la rétroaction visuelle montrait l'intensité de la force exercée par le doigt du côté dominant.

Pour leur part, Mai et collaborateurs (1991) rapportent des informations intéressantes quant à la précision des appariements de forces statiques. En effet, les sujets faisaient de plus grandes erreurs à de bas niveaux de forces.

L'erreur absolue entre les côtés était égale à 50% à un niveau de force de 2,5 N alors qu'elle est égale à environ 25% à 7,5 N, suggérant que la précision est moins bonne à de bas niveaux de force. Comparativement à l'étude de Henningsen et collaborateurs (1995), les niveaux de force utilisés dans l'étude de Mai et collaborateurs (1991) étaient plus élevés et la différence entre les niveaux de forces était aussi plus grande (0,5 N et 2 N vs 2,5 N et 7,5 N).

Jones et Hunter (1982) ont, quant à eux, examiné la précision de l'appariement de forces statiques au coude, selon huit niveaux de force variant entre 15% et 85% de la force maximale volontaire. La force de référence était surestimée pour les bas niveaux de force (15%, 25% et 35%) et sous-estimée pour les hauts niveaux. Les appariements les plus précis se situaient au niveau de force équivalent à environ 50% de la force maximale volontaire (à 45% et à 55%). L'amplitude exacte des différences entre les côtés n'est pas spécifiée. Toutefois, à partir des données graphiques, il semble que la force de référence était surestimée de 40% en moyenne pour les bas niveaux de force et sous-estimée de 7% en moyenne pour les hauts niveaux de force.

La précision de l'appariement bilatéral des forces a aussi été quantifiée pour des groupes musculaires non correspondants (deux groupes musculaires différents des deux côtés du corps). Ainsi, Jones (2003) a évalué la précision de l'appariement de forces exercées avec les fléchisseurs de l'index, les muscles impliqués dans la prise palmaire et les fléchisseurs du coude. Il y avait donc six conditions d'appariement où la force de chacun de ces groupes musculaires

était appariée avec la force de l'un ou l'autre des deux autres groupes de muscles. Les forces de référence étaient de l'ordre de 2 N, 5 N, 8 N et 10 N. Ces forces représentaient de très petits niveaux de force pour les fléchisseurs du coude et les muscles impliqués dans la pince palmaire, soit environ de 2% à 10% de la force maximale volontaire alors que pour les fléchisseurs de l'index, elles représentaient environ de 5% à 25% de la force maximale volontaire. Les différences absolues entre les forces produites de chaque côté étaient très grandes dans chacune des conditions et variaient de 0,93 N à 8,26 N (soit une erreur relative jusqu'à environ 55%). Dans l'ensemble, ces résultats montrent qu'il est difficile de comparer la force produite par des groupes musculaires différents. Malheureusement, aucune analyse n'a été utilisée pour déterminer si la précision diffère en fonction des niveaux de force.

La précision de l'appariement de poids a aussi été comparée entre des paires de muscles correspondants distaux et proximaux. Gandevia et Kilbreath (1990) ont analysé la précision de l'appariement de poids lorsque ce dernier était effectué soit avec les premiers interosseux dorsaux (abduction), les longs fléchisseurs du pouce (flexion) ou les fléchisseurs des coudes avec des poids équivalents à environ 3% et 15% de la force maximale volontaire. Aucune différence n'a été trouvée quant à la précision de l'appariement selon les groupes musculaires utilisés ni en fonction des poids utilisés.

Dans l'ensemble, ces études suggèrent que la précision de l'appariement de forces n'est pas parfaite. De surcroît, deux études semblent montrer que la

précision de l'appariement est supérieure pour les hauts niveaux de force (Jones & Hunter, 1982; Mai et al., 1991). Par ailleurs, puisque les différentes études ont utilisé des groupes musculaires et des niveaux de force différents, il est difficile de déterminer si la précision des appariements avec des muscles non correspondants est moins bonne que celle de ceux réalisés avec des muscles correspondants. Dans un autre contexte, la perception du poids ne semble pas supérieure pour les groupes musculaires distaux en comparaison avec les groupes musculaires proximaux et elle ne paraît pas affectée par le poids des objets utilisés (Gandevia & Kilbreath, 1990).

2.2.8. Mécanismes neurophysiologiques associés au sens de l'effort et structures pouvant y être reliées

Plusieurs arguments en faveur du rôle des commandes motrices (ou du sens de l'effort) dans la perception de la force ont été présentés et le plus convaincant est probablement celui relié à la surestimation du poids et de la force lorsque les capacités de production de force sont diminuées (Cafarelli & Bigland-Ritchie, 1979; Carson et al., 2002; Gandevia & McCloskey, 1977a, 1977c; Jones, 1983; Jones & Hunter, 1983a, 1983b; McCloskey et al., 1974). Dans ces conditions, les commandes motrices doivent être augmentées pour produire une force donnée.

Cependant, des questions demeurent quant au rôle présumé des commandes motrices (ou du sens de l'effort) dans la perception de la force. Gandevia (1987)

a identifié notamment quatre problèmes. Le premier vient du fait qu'en présence de faiblesse, la surestimation de la force n'est pas égale à la diminution des capacités de force. Le deuxième est associé au manque de données sur la relation entre les commandes motrices réelles et la perception de ces dernières. Il est suggéré que la perception des commandes motrices provienne tout simplement de décharges corollaires ou de copies d'efférence. L'expression « décharges corollaires » réfère aux signaux nerveux dérivant du signal moteur qui affectent les sensations (McCloskey, 1981). La copie d'efférence est un type de décharges corollaires représentant une copie exacte du signal moteur (McCloskey, 1981; Sommer & Wurtz, 2002).

Un troisième problème découle de l'idée que les signaux des commandes motrices ne peuvent être considérés comme des signaux permettant d'indiquer des événements extérieurs, par exemple qu'un objet a été soulevé ou qu'un segment a bougé. Dans ce cas, ces signaux centraux doivent être accompagnés de signaux périphériques pour être utiles. Il est aussi probable, comme il a été souligné dans les études conduites auprès de personnes déafférentées (Rothwell et al., 1982; Teasdale et al., 1993), que les signaux périphériques soient nécessaires pour pouvoir maintenir une commande motrice donnée sur une certaine période. De la même manière, il semble que les signaux centraux doivent interagir avec les signaux périphériques pour pouvoir en prendre conscience. Enfin, le quatrième problème soulevé concerne la capacité à percevoir directement la tension musculaire, laquelle pourrait permettre d'estimer la force (Jones, 1983). La tension musculaire pourrait être

signalée par les organes tendineux de Golgi, bien que ces récepteurs soient reconnus pour signaler les changements de tension plutôt que la tension elle-même (Pearson & Gordon, 2000).

Malgré les nombreux résultats en faveur du rôle du sens de l'effort dans la perception de la force, il faut constater qu'il y a peu de données spécifiques sur les mécanismes neuraux impliqués (Gandevia, 1987). Les hypothèses les plus fréquemment citées concernent des décharges corollaires (Gandevia, 1987; McCloskey, 1981; Merton, 1964). Toutefois, les voies anatomiques qu'emprunteraient ces décharges corollaires ne sont pas identifiées et celles-ci ne sont pas nécessairement constituées de projections directes entre les aires motrices et sensorielles.

Il est difficile d'identifier des structures qui généreraient la perception de la force. Le fait que des lésions spécifiques affectent la perception de la force ne veut pas nécessairement dire que les structures lésées génèrent cette perception, mais cela peut signifier que ces structures soient impliquées dans son processus (Gandevia, 1987). Néanmoins, les études auprès de personnes présentant des lésions centrales spécifiques peuvent fournir des informations pertinentes.

Les résultats de deux études suggèrent que les informations relatives à l'intensité des commandes motrices peuvent être acheminées sans le concours des commissures inter-hémisphériques ni de la moelle épinière. Une étude

menée auprès de personnes qui ont eu une déconnexion inter-hémisphérique (incluant une section complète du corps calleux, de la commissure de l'hippocampe et de la commissure antérieure) (Gandevia, 1978) montre que ces personnes peuvent appairer des poids de façon similaire à celle des sujets normaux. De plus, lorsque les capacités de production de force sont diminuées d'un côté, ces personnes surestiment aussi le poids soulevé de ce côté. Une autre étude montre que les personnes ayant eu une lésion de la moelle ressentent une sensation d'effort lorsqu'elles essaient de contracter les muscles paralysés (Gandevia, 1982).

À l'inverse, les personnes ayant des lésions au cortex moteur et/ou à la capsule interne à la suite d'un AVC ne ressentent aucune sensation d'effort lorsqu'elles essaient de contracter les muscles paralysés en phase aiguë (Gandevia, 1982; Rode, Rossetti, & Boisson, 1996). Selon Gandevia (1987), ces observations suggèrent que les inputs qui quittent ou qui atteignent le cortex moteur via la capsule interne fournissent des signaux importants pour la perception des commandes motrices impliquées dans la perception de la force.

Une récente étude a examiné la performance de personnes ayant la maladie de Huntington dans une tâche d'appariement bilatéral de poids afin d'évaluer l'implication des noyaux gris centraux dans la perception du poids (Lafargue & Sirigu, 2002). Les résultats montrent que ces personnes sous-estiment le poids soulevé avec l'index le plus faible, suggérant qu'elles ne se fient pas au sens de l'effort pour estimer le poids des objets. Les chercheurs ont proposé que les

informations relatives à l'intensité des commandes motrices transmises aux centres sensoriels sont altérées. Plus précisément, ils ont suggéré que la boucle motrice entre l'aire motrice supplémentaire, le putamen et le thalamus, est impliquée dans la transmission du sens de l'effort.

En résumé, l'ensemble de ces études suggèrent un rôle du cortex moteur et de la capsule interne et possiblement des noyaux gris centraux dans la perception des commandes motrices alors que les commissures inter-hémisphériques et la moelle ne seraient pas nécessaires.

2.3. PERCEPTION DE LA FORCE DES PERSONNES HÉMI PARÉTIQUES À LA SUITE D'UN AVC

La perception de la force n'a, à proprement parler, jamais été évaluée auprès de personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC. Cependant, plusieurs études concernent la surestimation subjective de l'effort chez ces personnes. De plus, d'autres études portent sur la relation entre la diminution des capacités de production de force et la perception du poids chez des personnes hémiparétiques et chez des personnes ayant une atteinte cérébelleuse.

La présente partie est divisée en trois sections. Les deux premières sections présentent les études qui portent sur la surestimation subjective de l'effort et sur la perception du poids. La dernière section expose les différents liens entre la perception de la force, la diminution des capacités de production de force au

membre supérieur atteint et la coordination bilatérale des membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC.

2.3.1. Surestimation subjective de l'effort

L'augmentation de la perception de l'effort a été rapportée et décrite chez des personnes présentant une diminution des capacités de production de force et notamment chez des personnes présentant une hémiparésie à la suite d'un AVC. En effet, ces personnes rapportent souvent une sensation de lourdeur des membres paralysés ou l'impression de faire de très grands efforts alors qu'ils essaient de bouger. Dans la description des sensations qui ont suivi leur AVC, Mach (1906) et Brodal (1973) rapportent de telles sensations. Mach (1906) souligne que dans la phase de récupération de la force, il ressentait des sensations de lourdeur et d'effort lorsqu'il essayait de se mouvoir alors qu'il n'avait pas de telles sensations dans la phase initiale de paralysie complète. En d'autres termes, l'effort pour exercer une force donnée paraissait surestimé. Intéressé par les sensations ressenties par Mach durant la phase de récupération, Gandevia (1982) a dépeint les sensations ressenties par des personnes présentant des lésions neurologiques centrales et périphériques. Les deux personnes ayant eu un AVC à l'étude ont décrit une évolution comparable à celle de Mach (1906), à savoir aucune sensation d'effort lors de la paralysie complète et une sensation d'effort qui est survenue lors du recouvrement de la force.

Plus récemment, Rode et collaborateurs (1996) ont étudié l'évolution de la perception de l'effort, lors de la récupération motrice d'un sujet ayant eu un AVC. Ainsi, après que le sujet ait tenté de serrer la main, de faire une supination de l'avant-bras ou encore de fléchir le bras sans résistance, il devait appairier l'effort ressenti en faisant le même mouvement contre résistance avec le membre controlatéral. La résistance était augmentée à la demande du sujet jusqu'à ce que ce dernier estime que l'effort était équivalent des deux côtés. Les résultats ont montré que, dans la phase initiale, alors que le sujet avait la capacité de contracter les muscles parétiques et de faire des mouvements sans résistance, il ressentait un très grand effort tel qu'évalué par un appariement contre une résistance maximale du côté non atteint. Cependant, à mesure que le sujet recouvrait sa force et qu'il a pu faire des mouvements contre résistance, l'estimation de l'effort ressenti a diminué drastiquement et est même revenu normal.

2.3.2. Surestimation du poids

Gandevia et McCloskey (1977c) ont étudié spécifiquement la perception du poids chez huit personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC ou de lésions cérébrales d'autres origines. Deux expériences ont été conduites. Dans la première, sept sujets devaient soupeser une balle de tennis lestée avec du mercure avec la main atteinte et choisir une balle d'un poids équivalent avec la main non atteinte. Dans la deuxième, quatre sujets devaient estimer le poids d'un lest à l'aide d'un système de poulie en exerçant une extension avec l'index.

Les sujets surestimaient le poids dans presque la majorité des cas. Seuls deux sujets qui ne présentaient pas de faiblesse importante au coude n'ont pas surestimé le poids de la balle. Par contre, ces deux mêmes sujets ont surestimé le poids de l'objet soulevé avec l'index. Par ailleurs, dans la tâche réalisée avec les balles, la surestimation du poids était significativement reliée à la diminution des capacités de production de force de préhension. Malheureusement, la valeur du coefficient de corrélation n'est pas rapportée.

Des perturbations dans la perception du poids chez des personnes ayant eu des lésions cérébelleuses ont été aussi rapportées par Holmes (Holmes, 1917; Holmes, 1927). Ces personnes surestimaient les poids présentés du côté atteint et cette surestimation a été attribuée à l'asthénie et à la diminution de tonus du côté atteint.

2.3.3. Perception de la force, diminution des capacités de production de force et coordination bilatérale des membres supérieurs

Parmi les études qui ont porté sur la perception de l'effort ou celle du poids des personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC, plusieurs sont des études descriptives et les quelques études quantitatives utilisaient des méthodes très différentes. Il aurait été intéressant que le sujet qui a participé à l'étude de Rode et collaborateurs (1996), laquelle permet d'objectiver les sensations d'effort en fonction de la récupération motrice, soit également soumis à des tâches d'appariement semblables à celles utilisées dans l'étude de Gandevia et

McCloskey (1977c), ou encore à des tâches d'appariement de forces. Une telle étude aurait permis de dissocier l'augmentation de la perception de l'effort consciente décrite par les personnes au début de la récupération motrice de celle qui persiste inconsciemment après la récupération d'une partie de la force et qui causerait cette augmentation de la perception de la force.

Par ailleurs, il est à noter que les sujets hémiparétiques à la suite d'un AVC qui ont participé à l'étude de Gandevia et McCloskey (1977c) ne présentaient pas d'incapacités somatosensorielles. L'inclusion de sujets présentant de telles incapacités aurait permis, en outre, d'évaluer la contribution du système somesthésique dans la perception de la force.

Enfin, les études effectuées auprès de personnes hémiparétiques se sont attardées spécifiquement à la perception de l'effort ou du poids sans toutefois examiner la perception de la force en tant que telle. Aucune de ces études ne s'est intéressée à l'impact des troubles de la perception de la force sur la performance motrice et la coordination bilatérale.

Dans un autre contexte, deux études conduites auprès de personnes hémiparétiques suggèrent que les troubles de coordination bilatérale dans une tâche posturale peuvent être dus à une diminution des capacités de production de force et à une stratégie motrice basée sur le sens de l'effort (Bertrand & Bourbonnais, 2001; Gauthier et al., 1992). L'étude de Gauthier et collaborateurs (1992) et celle de Bertrand et Bourbonnais (2001) utilisaient des tâches de

production de force unilatérale, aux membres inférieurs ou supérieurs, et mesuraient les forces produites de même que les forces de stabilisation posturale exercées du côté controlatéral. Ces études ont permis de montrer que les directions des forces de stabilisation posturale exercées par les personnes hémiparétiques étaient identiques à celles des sujets normaux. Cependant, l'intensité des forces de stabilisation posturale différait entre les groupes de sujets. Lorsqu'une force statique unilatérale était produite par le membre atteint chez les personnes hémiparétiques, ces dernières exerçaient des forces de stabilisation posturale du côté non atteint (côté ipsilatéral à la lésion cérébrale) plus grandes que celles des sujets normaux. Les chercheurs ont proposé que l'intensité de la force de stabilisation posturale du côté non atteint est déterminée en fonction de l'appréciation de l'effort requis pour produire la force du côté atteint, laquelle serait surestimée. Cette surestimation serait, quant à elle, liée à l'augmentation de la commande motrice nécessaire pour compenser la diminution des capacités de production de force. Il a été en plus démontré que les sujets présentant une augmentation des force de stabilisation posturale du côté non atteint avaient des scores plus faibles à une évaluation de la performance motrice du membre supérieur atteint (Bertrand & Bourbonnais, 2001).

La présente étude tente d'établir les liens entre les troubles de la perception de la force, la diminution des capacités de production de force et la coordination bilatérale des membres supérieurs des personnes hémiparétiques. Dans le

chapitre suivant, les objectifs de l'étude seront présentés de même qu'un modèle de coordination bilatérale.

CHAPITRE 3 : OBJECTIFS

3.1. OBJECTIF GÉNÉRAL ET MODÈLE DE COORDINATION BILATÉRALE

L'objectif général de la présente étude est d'examiner, auprès de personnes hémiparétiques, l'effet de la diminution des capacités de production de force au membre supérieur atteint sur la capacité à appairer des forces bilatérales. L'hypothèse générale repose sur un modèle simple pouvant expliquer les déficits de coordination de forces bilatérales chez les personnes hémiparétiques. Le modèle de coordination bilatérale implique, a priori, que les personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC utilisent une stratégie basée sur le sens de l'effort. Plus spécifiquement, le modèle suggère que l'intensité de la force produite de chaque côté par les groupes musculaires impliqués dans une tâche d'appariement bilatéral est déterminée en fonction de leur force maximale volontaire. La figure 3.1 représente un exemple appliqué du modèle.

3.2. OBJECTIFS SPÉCIFIQUES

Les objectifs et les sous-objectifs spécifiques sont les suivants :

1. Mesurer la précision à laquelle les sujets normaux appairer des forces statiques bilatérales avec différents groupes musculaires des membres supérieurs :
 - 1.1. Évaluer si la précision de l'appariement est différente pour les groupes musculaires distaux et proximaux ;

Commandes motrices

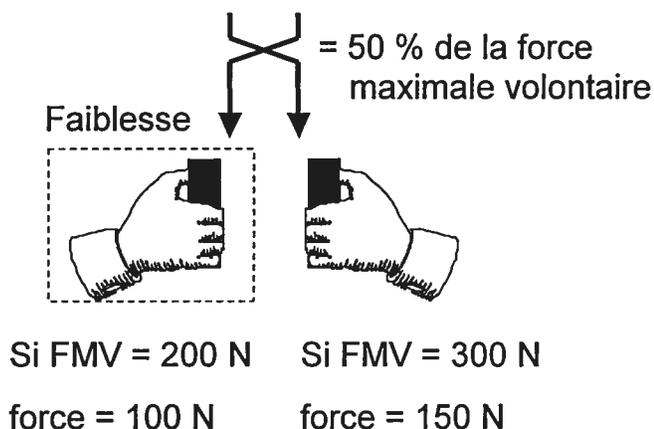


Figure 3.1. Modèle de coordination bilatérale. La tâche consiste à produire des forces sous-maximales de préhension égales et simultanées des deux côtés. En utilisant une stratégie basée sur le sens de l'effort pour réaliser la tâche, la personne hémiparétique apparie l'intensité des commandes motrices des deux côtés (par exemple, des commandes motrices qui représentent 50% de la force maximale volontaire de chaque côté). Cependant, la personne présente une diminution des capacités de production de force du côté atteint (la force maximale volontaire (FMV) du côté atteint est égale à 200 N alors que la FMV du côté non atteint est égale à 300 N). En conséquence, bien que l'intensité des commandes motrices soit similaire, la force externe produite est plus petite du côté atteint comparativement à celle du côté non atteint (100 N vs 150 N).

- 1.2. Vérifier si la précision de l'appariement diffère en fonction des niveaux de force ;
 - 1.3. Évaluer si la précision de l'appariement est influencée par la dominance manuelle ;
 - 1.4. Évaluer si la précision de l'appariement est comparable entre les groupes musculaires correspondants et opposés ;
2. Évaluer la fidélité des mesures de force des membres supérieurs obtenues auprès de personnes hémiparétiques :
 - 2.1. Évaluer la fidélité des mesures de forces maximales volontaires ;

- 2.2. Évaluer la fidélité des ratios des forces maximales volontaires;
 - 2.3. Évaluer la fidélité des ratios des forces produites de chaque côté dans les tâches d'appariement bilatéral.
3. Vérifier la validité du modèle proposé :
 - 3.1. Comparer la capacité des personnes hémiparétiques à apparier des forces bilatérales à celle des sujets normaux ;
 - 3.2. Estimer la relation entre la diminution des capacités de production de force au membre supérieur atteint et la capacité des personnes hémiparétiques à apparier des forces bilatérales ;
 - 3.3. Évaluer si la diminution des capacités somatosensorielles de la main atteinte affecte la relation entre la diminution des capacités de production de force et la capacité des personnes hémiparétiques à apparier des forces bilatérales.

3.3. PROBLÉMATIQUES ET OBJECTIFS SPÉCIFIQUES DES ARTICLES

3.3.1. Problématique du premier article

Très peu d'études ont évalué la précision à laquelle des sujets normaux peuvent apparier des forces égales (dans des conditions normales) et celles existantes concernent presque exclusivement l'appariement de forces produites avec les doigts. Comme ce type de tâche est utilisé auprès de personnes hémiparétiques (voir le troisième et le quatrième article), il est utile, pour mieux considérer l'incapacité de ces personnes, de connaître les caractéristiques de la

performance des sujets normaux. Ainsi, le premier article porte sur la précision à laquelle les sujets normaux appariaient des forces statiques avec différents groupes musculaires des membres supérieurs (objectif 1). Une tâche d'appariement bilatéral consistant à produire des forces sous-maximales égales et simultanées a été utilisée. La tâche a été réalisée selon deux conditions, soit avec cinq groupes musculaires des membres supérieurs correspondants (les fléchisseurs et les extenseurs du coude et les muscles impliqués dans la préhension des deux côtés) et avec des groupes musculaires opposés (fléchisseurs d'un côté et extenseurs de l'autre à l'épaule ou au coude). L'influence de la dominance manuelle et l'effet de l'utilisation de différents groupes musculaires correspondants sur la précision de l'appariement ont été étudiés. De plus, l'effet de la condition (avec les groupes musculaires correspondants ou opposés) a été examiné.

3.3.2. Problématique du deuxième article

La fidélité des mesures de forces maximales volontaires chez les personnes hémiparétiques a été très peu étudiée. Seules trois études ont estimé la fidélité des mesures des forces maximales volontaires des membres supérieurs obtenues auprès de ces personnes et une seule d'entre elles a examiné la fidélité pour plus d'un groupe musculaire. Il importe d'établir la fidélité des mesures des forces maximales volontaires des personnes hémiparétiques puisque ces mesures constituent des variables principales de l'hypothèse générale. Plus précisément, la diminution des capacités de production de force

est exprimée par le ratio de la force maximale volontaire du côté atteint sur celle du côté non atteint et la fidélité des ratios des forces n'a pas été démontrée. La vérification de la fidélité des mesures de forces maximales volontaires et celle des ratios des forces maximales volontaires sont aussi importantes étant donné que ces mesures sont fréquemment utilisées auprès de cette clientèle autant dans les milieux cliniques que ceux de la recherche. Le second article vise donc à déterminer si les mesures des forces maximales volontaires des membres supérieurs des personnes hémiparétiques (objectif 2.1) et les ratios des forces maximales volontaires (objectif 2.2) sont fidèles. Ainsi, la fidélité de la force maximale volontaire de préhension et celle des fléchisseurs de l'épaule, des extenseurs de l'épaule, des fléchisseurs du coude et des extenseurs du coude des personnes hémiparétiques sont estimées.

3.3.3. Problématique du troisième article

Un modèle de coordination bilatérale a été présenté à la section 3.1. Ce modèle suggère que l'intensité de la force produite par les groupes musculaires impliqués dans des tâches est déterminée en fonction de leur force maximale volontaire. Ainsi, lors de la réalisation de tâches d'appariement bilatéral et en présence d'une diminution des capacités de production de force unilatérale, les forces produites seraient inégales. À l'aide de ce modèle, il serait possible d'expliquer des troubles de coordination bilatérale observés chez les personnes hémiparétiques. Il est donc proposé d'éprouver, dans le troisième article, la valeur de ce modèle à l'aide d'une tâche simple, soit une tâche d'appariement

de force de préhension. En d'autres termes, la relation entre la diminution des capacités de production de force de préhension du côté atteint et la capacité des personnes hémiparétiques à produire des forces bilatérales statiques égales est vérifiée (objectif 3.2). La procédure expérimentale comporte des mesures de la force maximale volontaire de préhension et une tâche bilatérale consistant à produire des forces sous-maximales de préhension égales et simultanées. La fidélité test-retest des ratios des forces de préhension produites par les personnes hémiparétiques dans les tâches d'appariement bilatéral de préhension est évaluée (objectif 2.3). De plus, la capacité des personnes hémiparétiques à produire des forces bilatérales de préhension égales est comparée à celle des sujets normaux (objectif 3.1). Enfin, puisqu'il est admis que les informations somesthésiques peuvent contribuer à la perception de la force, l'impact des incapacités somatosensorielles de la main atteinte sur la relation entre la diminution des capacités de production de force et la capacité des personnes hémiparétiques à produire des forces bilatérales égales est évalué (objectif 3.3).

3.3.4. Problématique du quatrième article

Le modèle proposé devrait s'appliquer à plusieurs groupes musculaires de même qu'à plusieurs types de tâches bilatérales. Le quatrième article poursuit donc le même objectif que le troisième article qui est de vérifier la validité du modèle proposé (objectif 3) en estimant notamment la relation entre la diminution des capacités de production de force et la capacité des personnes

hémiparétiques à produire des forces bilatérales statiques égales (objectif 3.2). Toutefois, plusieurs groupes musculaires des membres supérieurs, autres que ceux de la préhension, sont utilisés et des tâches sont réalisées avec des groupes musculaires correspondants et des groupes musculaires opposés. La procédure expérimentale comporte des mesures de forces maximales volontaires et une tâche bilatérale consistant à produire des forces sous-maximales égales et simultanées. Les mesures de forces maximales volontaires et la tâche bilatérale s'effectuent avec les fléchisseurs de l'épaule, les extenseurs de l'épaule, les fléchisseurs du coude et les extenseurs du coude.

CHAPITRE 4. MÉTHODOLOGIE

Afin de permettre une vue d'ensemble, les aspects méthodologiques des différents articles inclus dans cette thèse sont rassemblés dans ce chapitre. Une description plus détaillée concernant notamment les étapes du traitement des données se retrouve dans chacun des articles.

4.1. PARTICIPANTS À L'ÉTUDE

Cette étude a été réalisée auprès de deux groupes de participants. Le premier groupe était composé de personnes qui présentent une hémiparésie à la suite d'un AVC (personnes hémiparétiques) et qui ont été hospitalisées à l'Institut de réadaptation de Montréal ou à l'Hôpital Villa Médica pour une réadaptation fonctionnelle intensive. Le deuxième groupe était composé de personnes n'ayant pas eu d'AVC (sujets normaux).

4.1.1. Critères d'admissibilité

Pour être admissibles à l'étude, les personnes hémiparétiques et les sujets normaux devaient répondre aux critères d'admissibilité suivants : 1) être âgés de 18 à 70 ans, 2) habiter dans la région de Montréal, 3) comprendre le français, 4) ne pas présenter d'atteintes neurologiques (autres que celles liées à l'AVC pour les personnes hémiparétiques), 5) ne pas présenter d'atteintes orthopédiques affectant les membres supérieurs ou le tronc, 6) présenter une

condition médicale stable, 7) ne pas présenter de douleur aux membres supérieurs ou au tronc. Les sujets normaux devaient en outre 8) ne pas avoir subi d'AVC. Enfin, les personnes hémiparétiques devaient en plus répondre aux critères suivants : 9) avoir subi un accident vasculaire cérébral (AVC) unique et unilatéral (diagnostic clinique) depuis plus d'une année, 10) avoir une récupération motrice du bras suffisante pour permettre plusieurs mouvements contre gravité ou avoir une récupération motrice du poignet et de la main suffisante pour permettre des mouvements du poignet ou des doigts, 11) ne pas présenter de déficits cognitifs importants, 12) comprendre des consignes simples (jugement clinique).

4.1.2. Instruments de sélection des participants

Plusieurs instruments ont été utilisés pour la sélection des participants. Tout d'abord, un questionnaire portant sur les données socio-démographiques, les antécédents médicaux et l'état de santé actuel a été administré à tous les sujets afin de vérifier s'ils répondaient aux six premiers critères d'admissibilité. Par la suite, la présence de douleur aux membres supérieurs ou au tronc a été évaluée à l'aide d'une échelle visuelle analogue (Huskisson, 1983) (critère 7). Il s'agit d'une échelle d'intensité de la douleur mesurant 10 cm. Les extrémités indiquent l'absence de douleur (0) et une douleur sévère (10). Pour indiquer l'intensité de la douleur ressentie, le participant marque un trait à l'aide d'un crayon sur l'échelle. Une cote inférieure ou égale à 2 cm à partir de l'extrémité indiquant l'absence de douleur était nécessaire pour être admis à l'étude. Le

stade de récupération motrice du bras atteint et celui de la main atteinte des personnes hémiparétiques ont été évalués à l'aide du Chedoke-McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1993; Gowland et al., 1995) (critère 10). La fidélité et la validité de ce test ont été étudiées (Gowland et al., 1995). Pour être admis à l'étude, une cote égale ou supérieure à trois pour le bras ou la main était nécessaire. Enfin, les fonctions cognitives (critère 11) ont été évaluées à l'aide du Mini-Mental State (MMS) (Folstein, Folstein, & McHugh, 1975). La version francophone validée du questionnaire (Hébert & Girouard, 1992) a été utilisée. Un score de 24/30 ou plus était nécessaire pour participer à l'étude.

4.1.3. Procédure de recrutement des participants

Le recrutement des personnes hémiparétiques s'est fait en collaboration avec les services des archives des deux établissements mentionnés en 4.1. La collaboration avec ces établissements a nécessité l'accord de la Direction des services professionnels en plus de l'approbation des comités d'éthique de la recherche (les certificats d'éthique octroyés sont présentés à l'annexe A). Les dossiers des personnes ayant eu un AVC entre le 1^{er} janvier 1992 et le 15 mars 2001 ont été consultés. Une lettre a été envoyée aux personnes qui répondaient aux critères d'admissibilité se rapportant à l'âge, à la région de résidence et aux diagnostics. Cette lettre leur présentait brièvement l'étude et les invitait à communiquer avec les chercheurs s'ils étaient intéressés à participer à l'étude. Dans un des établissements et pour des raisons de confidentialité des données,

cette lettre leur était envoyée directement par la Direction des services professionnels.

Le recrutement des sujets normaux a nécessité l'approbation du comité d'éthique de la recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal. Les sujets normaux ont été recrutés parmi des collaborateurs ou des connaissances des chercheurs et via des publicités affichées à l'Institut de réadaptation de Montréal. Ils devaient répondre aux huit premiers critères d'admissibilité. Tous les sujets ont signé un formulaire de consentement avant de participer à l'étude.

4.1.4. Stratégie d'échantillonnage

Des échantillons de convenance ont été formés en raison du nombre restreint de personnes hémiparétiques pouvant être potentiellement recrutées. L'échantillon du groupe des sujets normaux a été constitué au fur et à mesure que la collecte des données auprès des personnes hémiparétiques s'effectuait. Cette méthode progressive a permis de sélectionner les sujets normaux en fonction de leur âge et de leur sexe afin que ces sujets soient appariés avec les personnes hémiparétiques.

4.2. VARIABLES ET INSTRUMENTS DE MESURE

4.2.1. Définition des variables

Les principales variables de cette étude se rapportent à la capacité d'apparier des forces statiques bilatérales. Cette capacité peut être définie comme la capacité à produire des forces externes bilatérales égales et simultanées. D'autres variables se rapportent à la force maximale volontaire statique. La force maximale volontaire statique est définie comme la capacité à produire une force ou un moment de force par un effort musculaire statique volontaire et maximal (Chaffin, 1975). Enfin, la capacité somatosensorielle à la main constitue une autre variable. Dans cette étude, la capacité somatosensorielle est définie comme l'aptitude à percevoir les stimuli sur la peau et à sentir les mouvements (Fougeyrollas, Cloutier, Bergeron, Côté, & St-Michel, 1998).

L'erreur de l'appariement bilatéral des sujets normaux constitue la variable dépendante des analyses permettant de répondre aux objectifs 1.1 à 1.4. Puisqu'un appariement parfait devrait donner un ratio unitaire (i.e. ratio de la force mesurée d'un côté sur celle de l'autre côté), l'erreur a été quantifiée par la différence (absolue ou non) entre l'unité et le ratio des forces produites lors de la tâche d'appariement.

Les forces maximales volontaires de préhension, celles des fléchisseurs et des extenseurs des coudes et des épaules mesurées auprès des personnes

hémiparétiques de même que les ratios des forces maximales volontaires (atteint/non atteint) sont les variables dépendantes des analyses permettant de répondre aux objectifs 2.1 et 2.2.

La capacité à appairer des forces de préhension de même que celle à appairer des forces de flexion et d'extension aux coudes et aux épaules des deux côtés s'exprime sous la forme de ratios des forces produites par le membre atteint sur celles produites par le membre supérieur non atteint (non dominant/dominant pour les sujets normaux). Spécifiquement, les ratios des forces produites durant la tâche d'appariement ont été calculés sur une durée de deux secondes durant la phase de maintien des forces. Les ratios des forces représentent la moyenne des ratios calculés à chaque point d'acquisition (100 points par seconde) (figure 4.1). Ces ratios constituent les variables dépendantes des analyses permettant de répondre à l'objectif 2.3 ainsi qu'aux objectifs 3.1, 3.2 et 3.3.

La diminution des capacités de production de force de préhension de même que celle de différents groupes musculaires du membre supérieur atteint des personnes hémiparétiques s'exprime sous la forme de ratios des forces maximales volontaires (atteint/non atteint). Ces ratios constituent les variables indépendantes des analyses permettant de répondre aux objectifs 3.2 et 3.3.

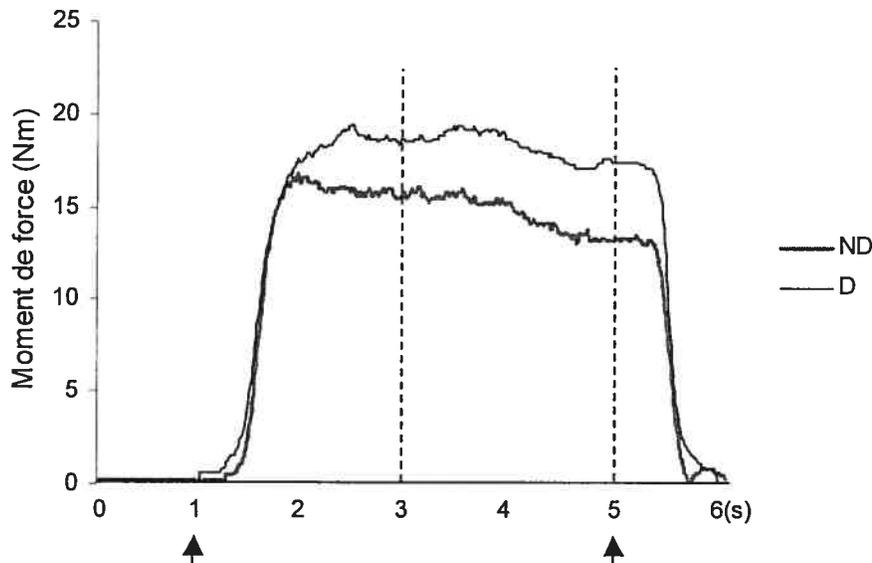


Figure 4.1. Exemple des forces mesurées durant la tâche d'appariement de forces de flexion du coude réalisée par un sujet normal. Les deux flèches correspondent chacune à un signal sonore indiquant de commencer ou terminer l'appariement de forces. Les valeurs des moments de forces incluses dans l'intervalle entre les lignes pointillées ont été utilisées pour le calcul du ratio des forces (ND/D ; non dominant sur dominant).

Enfin, la capacité somatosensorielle à la main des personnes hémiparétiques constitue une autre variable indépendante des analyses permettant de répondre à l'objectif 3.3. La présence ou l'absence d'incapacité a été quantifiée à l'aide d'une variable nominale et déterminée selon les normes établies par Desrosiers, Hébert, Bravo et Dutil (1996) pour les évaluations des discriminations deux-points statique et dynamique, de la sensibilité tactile et du sens du mouvement.

4.2.2. Instruments de mesure

La majorité des variables décrites dans les articles présentés dans cette thèse constituent ou proviennent de mesures de forces statiques. Pour mesurer ces forces statiques, deux types de dynamomètres ont été utilisés soit des dynamomètres de préhension et des dynamomètres statiques multi-axiaux.

Deux dynamomètres de préhension identiques ont été utilisés pour mesurer les forces de préhension. Ces dynamomètres sont composés de deux barres rigides en aluminium fixées sur un capteur de force. Le capteur de force comprend quatre jauges de contraintes qui mesurent la force résultante indépendamment du site d'application des forces sur les barres rigides (Avril, 1984) (figure 4.2).

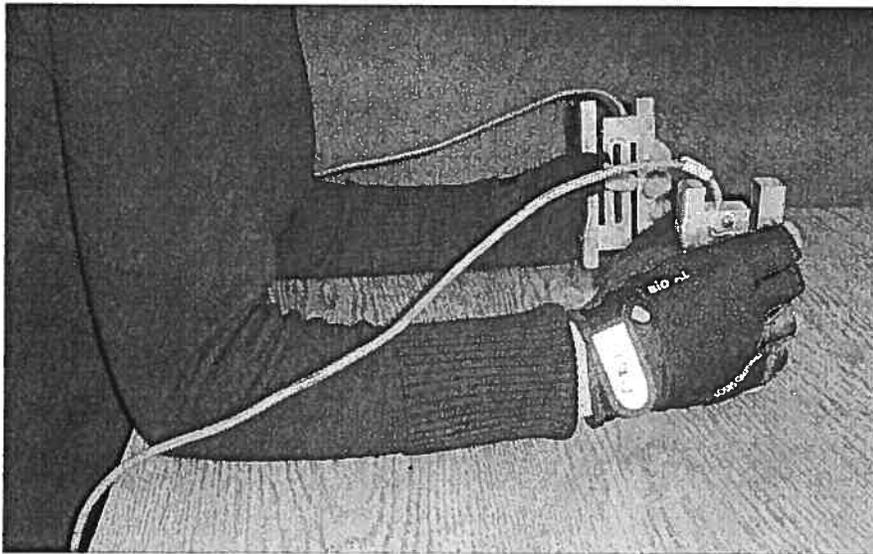


Figure 4.2 : Dynamomètres de préhension.

Deux dynamomètres statiques multi-axiaux ont été utilisés pour mesurer les moments de force exercés par les fléchisseurs et les extenseurs des coudes et des épaules. Chacun des dynamomètres (un par côté) comprend deux capteurs de force. Chaque capteur comprend plusieurs jauges de contrainte permettant de mesurer les forces dans trois axes (Boissy, Bourbonnais, Gravel, Arsenault, & Leblanc, 1998). Les capteurs de force sont fixés à un cadre métallique rigide fixé au sol. Chaque capteur comprend une plaque métallique semi-circulaire

rembourrée et des courroies de fixation pour stabiliser le membre supérieur (figure 5.1, page 81).

Les moments de force aux coudes et aux épaules ont été calculés à l'aide d'un programme informatique développé au centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, site Institut de réadaptation de Montréal. Les moments de force ont été calculés à partir des forces mesurées par le capteur du bras et celui de l'avant-bras et des bras de levier respectifs, estimés à partir des mesures de longueur entre le centre de chaque capteur et le centre articulaire de l'articulation glénohumérale et de l'articulation du coude de même qu'entre les deux centres articulaires. Les équations complètes pour calculer les moments de force sont décrites par Boissy et collaborateurs (1998). Ces équations peuvent être simplifiées en raison de la position du membre dans le dynamomètre (0° d'extension et d'abduction du bras, l'avant-bras à 90° et en position neutre). Dans cette position, les bras de leviers sont ceux mesurés et seules les forces exercées dans le plan sagittal sont considérées. Enfin, l'effet de la gravité a été éliminé dans le calcul des moments de force à l'aide d'une acquisition de base alors que le membre supérieur du sujet reposait dans l'appareil. Les équations simplifiées utilisées pour le calcul des moments de force sont présentées à la figure 4.3.

Les discriminations deux-points statique et dynamique ont été mesurées à la face palmaire de la phalange distale de chaque index à l'aide de l'esthésiomètre MacKinnon-Dellon (Dellon, Mackinnon, & Crosby, 1987). Le seuil de la

sensibilité tactile (toucher léger) a été mesuré des deux côtés à la face palmaire de la phalange distale de l'index à l'aide de monofilaments de Semmes-Weinstein (Bell-Krotoski, 1990). Le sens du mouvement a été mesuré des deux côtés au niveau de l'articulation interphalangienne du pouce (Desrosiers, Hébert et al., 1996; Thibault, Forget, & Lambert, 1994). Ces instruments sont présentés à l'annexe B.

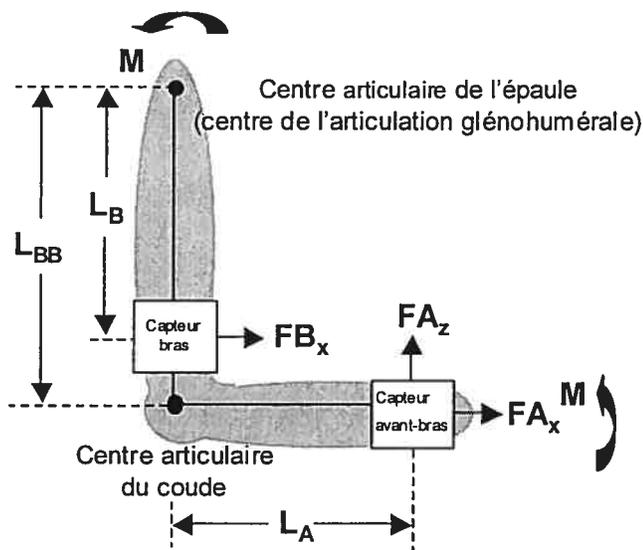


Figure 4.3 : Représentation des forces et des bras de levier.

Note : Les moments de force exercés en flexion et en extension du coude correspondent à : $FA_z L_A$ alors que les moments de force exercés en flexion et en extension de l'épaule correspondent à : $FB_x L_B + FA_z L_A + FA_x L_{BB}$ où

- L_A = distance entre le centre articulaire du coude et le centre du capteur de l'avant-bras,
 - L_B = distance entre le centre articulaire de l'épaule et le centre du capteur du bras,
 - L_{BB} = distance entre le centre articulaire de l'épaule et le centre articulaire du coude,
 - FA_x = force mesurée au capteur de l'avant-bras dans l'axe antéro-postérieur,
 - FA_z = force mesurée au capteur de l'avant-bras dans l'axe vertical,
 - FB_x = force mesurée au capteur du bras dans l'axe antéro-postérieur,
- (figure adaptée de Mercier, 2004).

Afin de décrire la performance sensori-motrice des membres supérieurs des personnes hémiparétiques, différentes évaluations ont été effectuées. Le sens de la position a été mesuré des deux côtés au niveau de l'épaule, du coude, du poignet et du pouce à l'aide de la section « Sens de la position » de la partie « Évaluation de la sensibilité » du « Fugl-Meyer Evaluation » (Dutil, Arsenault, Corriveau, & Prévost, 1989; Fugl-Meyer, Jaasko, Leyman, Olsson, & Steglind, 1975). La dextérité manuelle grossière des deux mains a été évaluée à l'aide du « Box and Block Test » (Desrosiers, Bravo, Hebert, Dutil, & Mercier, 1994; Mathiowetz, Volland, Kashman, & Weber, 1985). La spasticité des fléchisseurs et des extenseurs du coude du côté atteint a été mesurée à l'aide du « modified Ashworth scale » (Bohannon & Smith, 1987).

Enfin, la dominance manuelle des sujets normaux et des personnes hémiparétiques a été évaluée à l'aide du « Edinburgh Handedness Inventory » (Oldfield, 1971). Ce questionnaire est présenté à l'annexe C.

4.3. PROCÉDURES DE COLLECTE DES DONNÉES

Dans cette partie, les différentes séances d'évaluations sont décrites de même que les procédures spécifiques de mesure des forces maximales volontaires et de mesure des forces lors des tâches d'appariement bilatéral.

4.3.1. Séances d'évaluation

Trois ergothérapeutes ont participé à la collecte des données. La chercheuse principale (l'auteure de la présente thèse) a participé à toutes les séances d'évaluation. Elle a été assistée par une ergothérapeute pour toutes les mesures de forces de préhension et a bénéficié de la collaboration d'une autre ergothérapeute pour toutes les mesures en flexion et extension aux coudes et aux épaules.

Les personnes hémiparétiques ont été évaluées sur trois ou quatre séances. La durée de ces séances était environ de deux heures (la quatrième séance comportait aussi la réalisation de tâches servant à une autre étude). Le temps entre les séances n'était pas fixe mais les deuxième et troisième séances devaient être espacées d'au minimum sept jours. Les séances de même que les différentes tâches dans chacune d'elles ont suivi un ordre fixe tel que décrit dans le tableau 4.1.

Les sujets normaux ont, quant à eux, participé à une seule séance d'évaluation d'une durée d'environ deux heures. Tout d'abord, les critères d'admissibilité ont été évalués. Par la suite, les forces maximales volontaires de préhension ont été mesurées, et la tâche d'appariement bilatéral des forces de préhension a été évaluée. Enfin, les forces maximales volontaires en flexion et extension aux coudes et aux épaules ont été mesurées, et la tâche d'appariement bilatéral des forces dans les mêmes directions a été évaluée.

Tableau 4.1. Contenu des séances d'évaluation des personnes hémiparétiques

Évaluations	Séances			
	1	2	3	4
Évaluation clinique (critères d'admissibilité)	X			
Évaluation clinique (autres variables)	X			
Évaluation des forces maximales volontaires de préhension	X			X
Évaluation de la tâche d'appariement bilatéral des forces de préhension	X			
Évaluation des forces maximales volontaires aux coudes et aux épaules		X	X	
Évaluation de la tâche d'appariement bilatéral des forces en flexion et extension aux coudes et aux épaules		X	X	

4.3.2. Procédure de mesure des forces maximales volontaires de préhension

Les forces maximales volontaires de préhension ont été mesurées séparément de chaque côté. Les sujets étaient assis sur une chaise de hauteur standard et ils avaient les avant-bras en appui sur une table ajustable en hauteur. Ils portaient des gants rembourrés sur la partie thénarienne du pouce et sur celle couvrant les articulations métacarpo-phalangiennes des autres doigts (gants de cyclistes) afin d'éviter que la force maximale volontaire soit limitée par la douleur pouvant être due à la pression sur le dynamomètre. Les sujets devaient exercer des forces maximales volontaires de préhension trois fois par côté en alternant successivement les deux côtés afin de prévenir la fatigue. La consigne donnée aux sujets était de « serrer le plus fort possible le dynamomètre ». Aucune rétroaction visuelle n'a été fournie au sujet mais des encouragements verbaux étaient donnés. Une minute de repos était attribuée entre les essais. De plus,

certaines personnes hémiparétiques (10/15) ont réalisé ces mesures à deux reprises, lors de deux sessions espacées de plusieurs jours.

4.3.3. Procédure de mesure des forces lors de la tâche d'appariement bilatéral des forces de préhension

Lors de l'évaluation de la capacité à appairer des forces de préhension, les sujets avaient la même position que lors des mesures de forces maximales volontaires de préhension et portaient aussi des gants. Les sujets devaient exercer des forces sous-maximales bilatérales et égales selon trois niveaux de force qui correspondaient environ à 25, 50 et 65% de la force maximale volontaire du côté atteint (ou non dominant pour les sujets normaux). La consigne donnée aux sujets était de « produire de petites (moyennes ou plus grandes) forces égales des deux côtés ». Aucune rétroaction visuelle n'a été fournie au sujet. Trois essais consécutifs pour chaque niveau de force ont été effectués. Un signal sonore informait les sujets de commencer la tâche. Les forces devaient être maintenues jusqu'à ce qu'un deuxième signal sonore soit émis, quatre secondes après le début de l'acquisition des données. Les personnes hémiparétiques ont répété cette tâche deux fois à une heure d'intervalle dans une même séance d'évaluation.

4.3.4. Procédure de mesure des forces maximales aux coudes et aux épaules

Les forces maximales volontaires en flexion de l'épaule, extension de l'épaule, flexion du coude et extension du coude ont été mesurées séparément de chaque côté. Les sujets étaient assis et avaient les pieds en appui. Le dos était appuyé contre un dossier et le tronc était stabilisé à l'aide de courroies. Les deux membres supérieurs étaient placés à 0° de flexion à l'épaule et à 90° de flexion au coude et étaient fixés à l'aide de courroies aux dynamomètres. Les sujets devaient exercer des forces maximales unilatérales à trois reprises en alternant successivement les directions et les deux côtés afin de prévenir la fatigue. La consigne donnée aux sujets était de « pousser ou tirer le plus fort possible sur le dynamomètre ». Aucune rétroaction visuelle n'a été fournie au sujet mais des encouragements verbaux étaient donnés. Ces mesures ont été répétées deux fois auprès des personnes hémiparétiques, lors de deux sessions espacées de plusieurs jours.

4.3.5. Procédure de mesure des forces lors de la tâche d'appariement bilatéral des forces aux coudes et aux épaules

Lors de l'évaluation de la capacité des sujets à appairer des forces avec différentes combinaisons de groupes musculaires, les sujets avaient la même position que lors des mesures de forces maximales volontaires aux coudes et aux épaules. Les sujets devaient exercer des forces statiques sous-maximales

égales et simultanées des deux côtés. La tâche d'appariement bilatéral a été réalisée avec différents groupes musculaires correspondants, soit les fléchisseurs des coudes, les extenseurs des coudes, les fléchisseurs des épaules et les extenseurs des épaules. Par la suite et de la même manière, la tâche d'appariement bilatéral a été réalisée avec différents groupes musculaires opposés soit les fléchisseurs du coude d'un côté et les extenseurs du coude de l'autre côté et inversement de même que les fléchisseurs de l'épaule d'un côté et les extenseurs de l'épaule de l'autre côté et inversement. Cette tâche d'appariement bilatéral a été réalisée selon deux niveaux d'effort équivalant à environ 25% et 50% du moment de force maximal volontaire du côté atteint (ou non dominant). Trois essais ont été réalisés pour chacune des combinaisons de groupes musculaires et pour chacun des deux niveaux de force. La consigne donnée aux sujets était de « produire de petites (ou moyennes) forces égales des deux côtés ». Aucune rétroaction visuelle n'a été fournie au sujet. Tout comme pour la tâche d'appariement de forces de préhension, un signal sonore informait les sujets de commencer la tâche et la force devait être maintenue jusqu'au deuxième signal sonore, quatre secondes après le début de l'acquisition des données. Cette tâche a été réalisée deux fois auprès des personnes hémiparétiques, lors de deux sessions espacées de plusieurs jours.

4.4. ANALYSES STATISTIQUES DES DONNÉES

Dans cette partie, les analyses statistiques des données spécifiques à chacun des objectifs sont rapportées.

4.4.1. Analyses statistiques des données pour répondre au premier objectif

Le premier objectif était de mesurer la précision à laquelle les sujets normaux appariaient des forces statiques bilatérales avec différents groupes musculaires des membres supérieurs. Plus spécifiquement, afin d'évaluer si la précision de l'appariement est différente pour les groupes musculaires distaux et proximaux (objectif 1.1) et si elle diffère en fonction des niveaux de force (objectif 1.2), des analyses de variances (ANOVA) ont été réalisées sur l'erreur de l'appariement (absolue ou non), en tenant compte de facteurs intra-sujet tels le niveau de force et la combinaison de groupes musculaires. Par ailleurs, afin d'évaluer si la précision de l'appariement est influencée par la dominance manuelle (objectif 1.3), des tests de t pour échantillons uniques ont été effectués sur l'erreur non absolue. Enfin, dans le but d'évaluer si la précision de l'appariement est comparable entre les groupes musculaires correspondants et opposés (objectif 1.4), des tests de t ont été effectués sur l'erreur absolue.

4.4.2. Analyses statistiques des données pour répondre au deuxième objectif

Le deuxième objectif était d'évaluer la fidélité des mesures de force des membres supérieurs obtenues auprès de personnes hémiparétiques. Des coefficients de corrélation intraclass (CCI) ont été utilisés pour évaluer la fidélité des ratios des forces produites dans la tâche d'appariement de

préhension (objectif 2.3). Le calcul des CCI se base sur l'ANOVA et représente le résultat du ratio de la variance entre les sujets sur la variance totale (Streiner & Norman, 1995).

La théorie de la généralisabilité a été utilisée pour évaluer la fidélité de mesures de forces maximales volontaires de préhension, de flexion et d'extension des coudes et des épaules (objectif 2.1) et celle des ratios des forces maximales volontaires (objectif 2.2) de même que celle des ratios des moments de force mesurés durant la tâche d'appariement des forces aux coudes et aux épaules (objectif 2.3). La théorie de la généralisabilité permet d'estimer plusieurs sources d'erreurs associées à une mesure à l'aide d'une seule ANOVA (Crocker & Algina, 1986; Shavelson & Webb, 1991). Cette méthode comporte deux étapes distinctes.

La première étape est celle de l'étude G (étude de généralisabilité). L'étude G permet d'estimer les sources d'erreurs associées à tous les facteurs et à leurs interactions en vue de les réduire lors des prochaines collectes. Les variances calculées pour les facteurs à l'étude constituent des sources d'erreurs systématiques alors que les variances calculées pour les interactions entre les facteurs constituent des sources d'erreurs aléatoires (Crocker & Algina, 1986; Shavelson & Webb, 1991). Enfin, la variance calculée pour l'interaction entre tous les facteurs représente l'erreur résiduelle qui inclut des sources d'erreurs non identifiées et aléatoires (Crocker & Algina, 1986; Shavelson & Webb, 1991).

L'étude D (étude de décision) est la deuxième étape. À l'aide des variances calculées dans l'étude G, l'étude D permet d'établir la fidélité attendue de l'application de protocoles de mesures spécifiques. Deux types de coefficients peuvent être calculés (le coefficient de généralisabilité et le coefficient de « dépendabilité ») selon que ces derniers soient utilisés pour des décisions relatives ou absolues. Dans la présente étude, des coefficients de généralisabilité ont été calculés puisque les mesures de forces sont généralement utilisées pour prendre des décisions relatives (i.e. comparer la performance d'un sujet à un moment comparativement à un autre). Le calcul de ce coefficient ne tient compte que du facteur sujet et des interactions avec le facteur sujet. La valeur du coefficient peut varier de 0 à 1, une valeur de un représentant une fidélité parfaite.

Enfin, à partir des variances calculées dans l'étude G, l'erreur type sur la mesure (ETM) peut aussi être calculée. Son calcul différera selon le type de décisions (relatives ou absolues). L'ETM a été calculée à partir des variances associées aux interactions avec le facteur sujet. Plus spécifiquement, l'ETM est la racine carrée de la somme des variances associées aux interactions avec le facteur sujet. L'ETM est exprimée en unité de la mesure. L'ETM est utile pour l'interprétation d'un score individuel car elle permet de déterminer un intervalle de confiance autour de celui-ci.

4.4.3. Analyses statistiques des données pour répondre au troisième objectif

Le troisième objectif était de vérifier la validité du modèle proposé. La capacité des personnes hémiparétiques et des sujets normaux à appairer des forces bilatérales a été évaluée. Ainsi, afin de comparer la capacité des personnes hémiparétiques et des sujets normaux à appairer des forces de préhension (objectif 3.1), une ANOVA a été réalisée sur le ratio des forces, en tenant compte d'un facteur inter-sujets à deux niveaux (groupes : personnes hémiparétiques et sujets normaux) et d'un facteur intra-sujet à trois niveaux (niveaux de force : 25%, 50% et 65%). De plus, afin de comparer les capacités des personnes hémiparétiques et celles des sujets normaux à appairer des forces produites avec différentes combinaisons de groupes musculaires des membres supérieurs (objectif 3.1), des ANOVA ont été réalisées sur le ratio des moments de force pour les tâches effectuées avec des groupes musculaires correspondants et opposés. Ces analyses tenaient compte d'un facteur inter-sujets à deux niveaux (groupes : personnes hémiparétiques et sujets normaux) et de deux facteurs intra-sujet (niveaux de force (25% et 50%) et combinaisons musculaires).

Des régressions linéaires multiples ont été effectuées afin d'évaluer si les capacités dans les tâches d'appariement bilatéral des forces de préhension sont reliées à la diminution des capacités de production de force (objectif 3.2) et aux incapacités somatosensorielles de la main atteinte (objectif 3.3). Les ratios des

forces dans la tâche d'appariement bilatéral des forces de préhension constituaient la variable dépendante alors que les ratios des forces maximales volontaires de préhension de même que la présence ou l'absence d'incapacités somatosensorielles constituaient les variables indépendantes.

Des régressions linéaires simples ont été effectuées afin d'évaluer si les capacités dans les tâches d'appariement bilatéral des forces en flexion et en extension des coudes et des épaules sont reliées à la diminution des capacités de production de force (objectif 3.2). Les ratios des moments de force produits dans la tâche d'appariement bilatéral des forces en flexion et en extension des coudes et des épaules constituaient les variables dépendantes alors que les ratios des forces maximales volontaires dans les mêmes directions constituaient les variables indépendantes.

CHAPITRE 5 : ARTICLE 1

ACCURACY IN A BILATERAL FORCE-MATCHING TASK AT THE UPPER LIMBS IN NORMAL SUBJECTS

Anne Martine Bertrand,¹⁻²

Catherine Mercier,¹⁻²

Daniel Bourbonnais,¹⁻²

Johanne Desrosiers³⁻⁴

¹ Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, site Institut de réadaptation de Montréal, Montréal, Canada; ² École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal, Montréal, Canada; ³ Centre de recherche sur le vieillissement, Sherbrooke, Canada; and ⁴ Département de médecine de famille, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Canada

5.1. AVANT-PROPOS

Les auteurs de l'article intitulé «Accuracy in a bilateral force-matching task at the upper limbs in normal subjects» sont dans l'ordre Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Daniel Bourbonnais et Johanne Desrosiers.

Cet article est en révision et sera soumis sous peu à la revue Journal of Motor Behavior.

L'auteur principal confirme sa participation à la collecte, à l'analyse et à l'interprétation des données, de même qu'à la rédaction de l'article cité ci-dessus. Catherine Mercier, étudiante au doctorat, a participé à la collecte et à l'interprétation des données, en plus de réviser le manuscrit. Dr Daniel Bourbonnais et Dre Johanne Desrosiers ont encadré l'ensemble du processus et ont révisé le manuscrit.

5.2. ABSTRACT

This study aimed to examine the accuracy of bilateral force-matching performed with different muscle groups in the upper limbs of normal subjects. Seventeen subjects were asked to exert equal static forces simultaneously on both sides in two conditions: 1) with different combinations of corresponding muscle groups (muscles involved in grip; elbow and shoulder flexors and extensors) and 2) with different combinations of opposite muscle groups (flexors on one side and extensors on the other side at the elbows and shoulders). The task was performed at a low and a moderate level of force equivalent to 25% and 50% of the maximal voluntary forces of the nondominant side. In the corresponding condition, the absolute error (absolute difference between unity and the force ratio) was lower for the moderate force level (0.10 to 0.15) than for the low force level (0.13 to 0.19), suggesting that subjects had more difficulty comparing force exertion of low magnitude. Furthermore, the absolute error did not differ across the combinations of muscle groups tested, meaning that distal muscle groups were not more accurate than proximal ones. Finally, there was no bias toward the dominant side. In the opposite condition, the absolute error was larger than in the corresponding condition, ranging from 0.19 to 0.36, and it did not differ across the force levels or the combinations of muscle groups tested. However, the analyses revealed a bias toward the forces in flexion, which could be explained by a higher force capacity in flexor muscle groups.

Keywords: Upper limbs, force exertion, force perception.

5.3. INTRODUCTION

The perception of force exertion has been studied using bilateral-force or weight-matching tasks (Gandevia, 1996; Jones, 1986). From experimental manipulations that altered the force capacity, such as fatigue and curarization, it has been suggested that the perception of force arises mainly from central information, i.e. the intensity of the motor command (Gandevia & McCloskey, 1977; McCloskey, Ebeling, & Goodwin, 1974) but it is recognized that peripheral information could also contribute (Gandevia, 1996). Furthermore, the results of a recent study suggest that, in people who had a stroke, the main strategy used to perform a force-matching task is to compare the intensity of the motor commands of each side (Bertrand, Mercier, Lam Wai Shun, Bourbonnais, & Desrosiers, 2004).

Several bilateral tasks performed in daily activities require the production of equal forces on both sides. In some circumstances, the forces need to be exerted with corresponding muscle groups on both sides (e.g. lifting a box or holding a tray using both sides) whereas in others, the forces are exerted with opposite muscle groups on each side (e.g. wringing a dish towel, tearing a piece of paper or opening a jar). However, the accuracy with which subjects can appreciate and control force exertion in a force-matching task has not been characterized extensively.

Although the ability to match forces or weights on both sides in normal conditions has been reported for single combinations of corresponding muscle groups (Henningesen, Ende-Henningesen, & Gordon, 1995; Jones & Hunter, 1982; Mai, Schreiber, & Hermsdorfer, 1991), this ability has rarely been compared across corresponding proximal and distal muscle groups. It is well recognized that distal segments of the upper extremity are used in tasks that require a fine force control and that they have large representations in both the sensory and the motor areas of the cortex (Krakauer & Ghez, 2000). Thus, we could expect accuracy to be greater for distal muscle groups than for proximal ones. Gandevia and Kilbreath (1990) addressed this question using a weight-matching task and found that the matching accuracy did not differ significantly whether the weights were lifted using the first dorsal interosseous, the flexor pollicis longus or the elbow flexors on both sides. Furthermore, they did not find any difference in accuracy whether the weights were light (3% of the maximal voluntary force) or heavy (15% of the maximal voluntary force).

The accuracy between sides could be also affected by the handedness, since the tasks requiring the finest control of force are performed with the dominant hand. Thus, in a bilateral task, the difference between sides could result from this specialization of the motor system. In examining the ability to simultaneously match static forces with index flexors on both sides, Henningesen et al. (1995) found an asymmetry based on the subject's handedness. This asymmetry did not result from higher force capacity on the dominant side, since no significant

correlation was found between the difference in maximal force on both sides and that in the matching task.

To our knowledge, no study has investigated the ability to match forces with opposite muscle groups on both sides. Nevertheless, a somewhat similar ability has recently been investigated. Jones (2003) has estimated the accuracy of matching forces when the matching task was performed by different muscle groups acting at different joints on each side (index flexors, hand muscles involve in palmar pinch and elbow flexors). The absolute differences between forces exerted by the different muscle groups on both sides were found to be very large in all testing conditions, the highest difference resulting from matching an elbow flexor force with a finger flexor reference force. The differences in force matching were not explained by the respective maximal forces of each muscle group, since the forces on both sides were still different when they were expressed relative to their maximum.

In summary, the results of the studies involving a bilateral task suggest that: (1) there is no proximal to distal gradient for accuracy; (2) there is no effect of force level on accuracy; (3) there is an effect of the dominant side on accuracy; (4) the errors between sides are larger when forces exerted by non-corresponding muscle groups are matched. The purpose of the present study is to further probe these four hypotheses. This will be done by assessing the accuracy of healthy subjects in a bilateral static force matching-task performed with different muscles groups in the upper limbs, namely muscles involved in grip, and elbow

and shoulder flexors and extensors. The task will be performed in two conditions where the forces of corresponding muscle groups (e.g. groups (e.g. elbow flexors on one side and elbow extensors on the other side elbow flexors on both sides) or opposite muscle) have to be matched.

5.4. MATERIALS AND METHODS

5.4.1. Participants

The subjects recruited were graduate students and acquaintances of the researchers. In order to be included in the study, they had to meet the following eligibility criteria: 1) over 18 years old, and 2) without any upper-extremity orthopedic or neurological deficits. The study was approved by the research ethics committee of the institution where it was carried out and each participant gave his/her written informed consent.

5.4.2. Instruments and procedure

The subject's dominance was assessed using the Edinburgh Handedness Inventory (Oldfield, 1971). Two handgrip dynamometers and two multi-axial static dynamometers constructed in our laboratory were used to measure the forces exerted in the hands and torques produced at the elbows and shoulders. Each handgrip dynamometer comprises two rigid aluminum bars fixed on a force transducer. The force transducer has four strain gauges that measure the

resultant force. Each multi-axial static dynamometer (one per side) comprises two force transducers with three degrees of freedom, each attached to a ring fixation (Boissy, Bourbonnais, Gravel, Arsenault, & Leblanc, 1998; Mercier & Bourbonnais, 2004). Each allows the forces produced at the shoulder and elbow to be measured. For all force measurements, the signals were amplified (low-pass filter, set at 50 Hz) and sampled with an analog-to-digital conversion card (AT-MIO 16-E10, National Instruments Corporation) at a frequency of 100 Hz and stored on a desktop computer. A computer program (Labview 5.0, National Instruments Corporation) was used for data acquisition and to calculate the torques at the elbow and shoulder joints based on the force and lever arm measurements.

Before performing the matching task, the static maximal voluntary grip force and maximal voluntary torque exerted by the elbow and shoulder flexors and extensors were measured on both sides. For the maximal voluntary grip force measurements, the subjects were seated on a chair with elbows positioned at approximately 90° of flexion and forearms resting on a table while holding a static dynamometer in each hand. They wore cycling gloves that comprised gel pads located over the metacarpophalangeal joints to prevent a possible reduction of force due to pain caused by the pressure. The subjects were asked to produce three maximal exertions with each hand alternately, beginning with the dominant hand. A one-minute rest period was provided between the trials and a five-minute rest period at the end of the measurements. For the maximal voluntary torque measurements, the subjects were seated and firmly stabilized

at the trunk with a harness attached to a back support. The upper limbs were positioned with 0° of flexion at the shoulder and 90° of flexion at the elbow. Distal parts of the arms and the wrists were strapped in ring fixations (Figure 5.1).

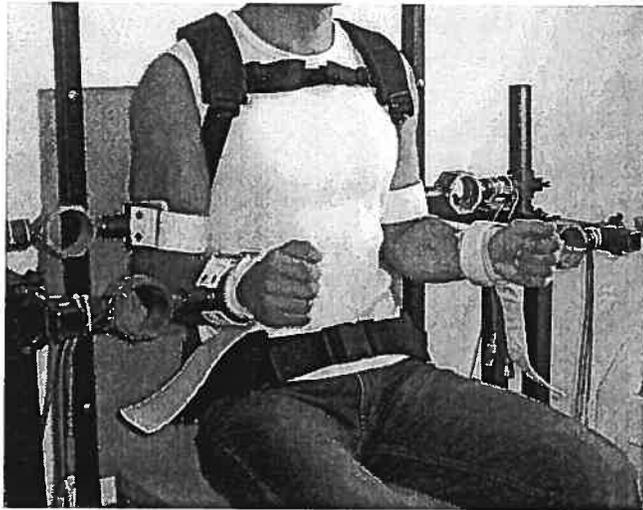


Figure 5.1. Subject position and the multi-axial static dynamometers.

The subjects were asked to produce three maximal voluntary force exertions with each muscle group and on each side. Measurements were taken by alternating the side and muscle group tested in order to provide a rest period between repeated measurements of a specific muscle group on one side and a five-minute rest period was allowed before performing the matching task. For both maximal measurements, the following instruction was given: *“When I say “Go”, try to exert a maximal force by squeezing (or pushing on or pulling on) the dynamometer”*. There was no specific requirement about the time taken to reach the maximum but the acquisition time was long enough (6 s) to reach it.

During the matching task, the same dynamometers were used and the subjects were in the same position as during the maximal voluntary grip force and torque measurements. The subjects were asked to exert equal forces with both sides. The matching task was performed with different combinations of corresponding muscle groups (muscles involved in grip; elbow flexors and extensors; shoulder flexors and extensors) and opposite muscle groups at the elbow and shoulder (elbow flexors on one side and elbow extensors on the other, and inversely; shoulder flexors on one side and shoulders extensor on the other, and inversely). For each of these combinations, the matching task was performed at two force levels corresponding approximately to 25% and 50% of the highest value obtained from the three maximal voluntary grip force or torque measurements on the nondominant side. Three consecutive trials were performed for each combination and each force level, with a rest period of 15 s between them. Because two types of dynamometer were used, the grip-matching task was performed at the beginning, then the “corresponding” condition followed by the “opposite” condition were assessed in a fixed order. Two signals separated by 4 s indicated the beginning and end of the trials. The following instruction was given: *“When you hear a first sound, exert low (or moderate) equal forces with both sides, maintain these equal forces until you hear the second sound and then release them”*.

The subjects had no access to visual feedback so that they would concentrate on the equality of the forces rather than the force level. However, to make sure that the trials were done at the fixed force levels, the examiner had access to

visual feedback. A target corresponding to the required force level, as well as the force exerted by the subject's dominant side only, were displayed on a computer screen. Thus, the examiner could reject a trial when the force was too far from the targeted force level but she had no information on the accuracy of the matching, since only the force on one side was displayed. This procedure meant that no more than 5% of the trials were repeated by any subject.

5.4.3. Data and statistical analysis

For each trial during the matching task, the force or torque in each side was recorded for 6 s (including 1 s preceding and following the signals indicating the beginning and the end of the trial to the subject). However, only the values between the third and fifth seconds of acquisition (100 samples per second) were retained for analysis because they corresponded to the most stable force maintenance period. For each sample, the force or torque values were converted into ratios (nondominant/dominant) which were then averaged over time to obtain a global ratio. Subsequently, the absolute error was estimated by calculating the absolute difference between unity and the global ratio ($|1 - \text{global ratio}|$) for each trial and by averaging the differences for the three trials. The directional error was also estimated by calculating the difference between unity and the global ratio ($1 - \text{global ratio}$) for each trial and averaging the differences for the three trials (i.e. the sign of the difference between forces on the two sides is taken into account).

To compare the error across the different combinations of muscle groups and the two force levels, a two-way repeated measures ANOVA was performed for each condition (corresponding and opposite) and each type of error (absolute and directional). The within-subject factors were the Force Level (25% and 50%) and the Combination (for the “corresponding” condition: grip (G), elbow flexors (EF), elbow extensors (EE), shoulder flexors (SF), shoulder extensors (SE) and for the “opposite” condition, elbow flexors in the dominant side and elbow extensors in the nondominant side (EFD-EEND) and inversely (EED-EFND), shoulder flexors in the dominant side and shoulder extensors in the nondominant side (SFD-SEND) and inversely (SED-SFND).

In order to investigate whether there was any asymmetry toward the dominant side, one-sample t-tests were also performed on the directional error for each combination at each force level in both the “corresponding” and “opposite” conditions. The Bonferroni correction ($0.05/\#$ of tests) was applied to avoid a type I error.

Finally, to investigate whether the accuracy was not as good in the “opposite” condition as compared to the “corresponding” condition, the absolute error of the four combinations (those involving the shoulder and elbow flexors and extensors) were averaged in each of the two conditions. The absolute errors between conditions were compared using a paired t-test.

5.5. RESULTS

5.5.1. Sample description

A convenience group of 17 healthy subjects participated in this study, seven women and ten men. Their mean age was 47.7 ± 11.5 years. All subjects except one were right-handed.

5.5.2. Maximal voluntary force

The mean and standard deviation of the maximal voluntary grip forces produced by the subjects were equivalent to 372 ± 90 N and 351 ± 84 N for the dominant and nondominant side, respectively. The mean and standard deviation of the maximal voluntary torques on the dominant and nondominant sides were respectively 48 ± 15 Nm and 48 ± 18 Nm for the elbow flexors, 42 ± 14 Nm and 44 ± 15 Nm for the elbow extensors, 72 ± 27 Nm and 66 ± 27 Nm for the shoulder flexors, and 70 ± 19 Nm and 66 ± 22 Nm for the shoulder extensors. These force values are within the ranges of force reported by other studies for the same muscle groups (Ada, Canning, & Low, 2003; Chang, Su, Wu, & An, 1999; Colebatch & Gandevia, 1989; Hughes, Johnson, O'Driscoll, & An, 1999).

5.5.3. Attainment of the targeted force levels

Calculating the percentage of the forces or torques exerted on the dominant side during the bilateral task by the maximal voluntary forces or torques on the nondominant side revealed that the targeted force level was reached. The mean percentage and standard deviation were equal to $28 \pm 7\%$ and $52 \pm 11\%$ in the “corresponding” condition while the mean percentage and standard deviation are equal to $29 \pm 9\%$ and $54 \pm 14\%$ in the “opposite” condition.

5.5.4. Errors during the matching task

The mean absolute error and standard deviation at each force level for each combination are presented in Figure 5.2. In the “corresponding” condition, the mean absolute error ranged from 0.13 to 0.19 for the low force level and from 0.10 to 0.15 for the moderate force level. No interaction between the Force Level and Combination factors ($F_{4,64} = 0.67$, $p = 0.61$) and no effect for the Combination factor ($F_{4, 64} = 1.22$, $p = 0.31$) was found. However, there was a main effect for the Force Level factor ($F_{1, 16} = 11.39$, $p = 0.004$), the absolute error being higher for the low level of force. In the “opposite” condition, the mean absolute error ranged from 0.22 to 0.30 for the low force level and from 0.19 to 0.36 for the moderate force level. No interaction between the Force Level and Combination factors ($F_{3, 48} = 1.27$, $p = 0.29$) was found nor a main effect (Force Level: $F_{1, 16} = 0.21$, $p = 0.66$, Combination: $F_{3, 48} = 2.49$, $p = 0.07$). Finally, the

absolute error was higher in the “opposite” condition on average as compared to the “corresponding” condition ($p < 0.001$).

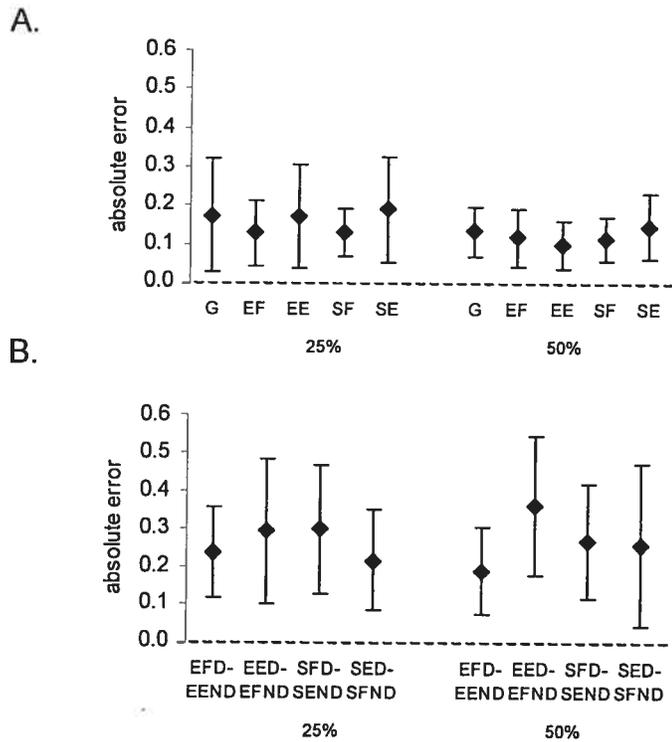


Figure 5.2. The mean absolute error and standard deviation at each force level for each combination of corresponding muscle groups. A: The corresponding condition. Grip (G), elbow flexors (EF), elbow extensors (EE), shoulder flexors (SF), shoulder extensors (SE). The force level corresponded to 25% and 50% of the maximal voluntary forces of the nondominant side. B: The opposite condition. Elbow flexors on the dominant side and elbow extensors on the nondominant side (EFD-EEND) and inversely (EED-EFND), shoulder flexors on the dominant side and shoulder extensors on the nondominant side (SFD-SEND) and inversely (SED-SFND).

Figure 5.3 shows the mean directional error and the standard deviation at each force level for each combination. When the matching task was carried out with the corresponding muscle groups, the mean directional error ranged from -0.02 to 0.05 at the low force level and from 0.00 to 0.08 at the moderate force level. There was no interaction between the Force Level factor and the Combination factor ($F_{4, 64} = 0.23, p = 0.92$) and no effect for the Combination factor

($F_{4,64} = 0.90$, $p = 0.47$). However, there was an effect for the Force Level factor ($F_{1,16} = 4.78$, $p = 0.04$), the directional error being higher at the moderate force level (i.e.: in mean the error is more positive). When the matching task was performed with opposite muscle groups, the mean directional error ranged from -0.25 to 0.23 at the low force level and from -0.33 to 0.20 at the moderate force level. In this condition, there was no effect for the Force Level factor ($F_{1,16} = 1.57$, $p = 0.23$) and no interaction between the Force Level and the Combination factors ($F_{3,48} = 0.49$, $p = 0.69$). However, an effect for the Combination factor was found ($F_{3,48} = 31.11$, $p < 0.001$). Contrast analyses

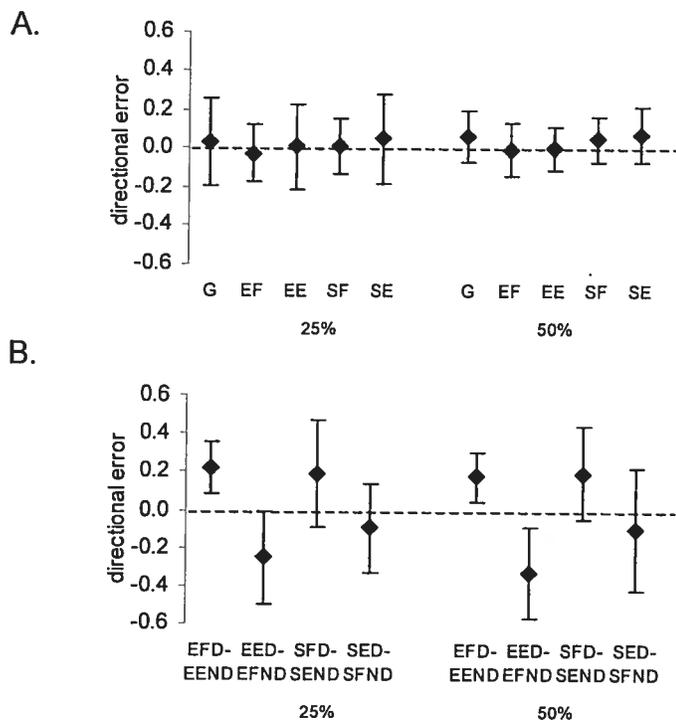


Figure 5.3. The mean directional error and standard deviation at each force level for each combination of corresponding muscle groups. A: The corresponding condition. Grip (G), elbow flexors (EF), elbow extensors (EE), shoulder flexors (SF), shoulder extensors (SE). The force levels were equivalent to 25% and 50% of the maximal voluntary forces of the nondominant side. **B:** The opposite condition. Elbow flexors on the dominant side and elbow extensors on the nondominant side (EFD-EEND) and inversely (EED-EFND), shoulder flexors on the dominant side and shoulder extensors on the nondominant side (SFD-SEND) and inversely (SED-SFND).

revealed significant differences between all combinations ($p < 0.005$), except that comparing the combinations EFD-EEND and SFD-SEND ($p = 0.84$). These differences mainly reflect a bias toward flexion during matching of torques in the “opposite” condition since error computation involved a division between both limbs. Consequently, the direction of the error is the reverse, depending on whether it is the dominant or the nondominant limb exerting the flexion torque.

The directional error was not different from zero for all 10 combinations of corresponding muscle groups ($p = 0.04-0.97$, corrected p value = 0.005 ($0.05/10$), meaning that there was no advantage for the dominant or nondominant side. On the contrary, the results of the t-tests revealed that the directional error was different from zero for five of the eight combinations of opposite muscle groups ($p < 0.004$, corrected p value = 0.006 ($0.05/8$), but not for SED-SFND at both force levels ($p > 0.13$) and SFD-SEND at the low force level ($p = 0.11$). Since the means were either negative or positive, these results do not suggest a systematic effect of dominance. They suggest rather a bias toward flexion when torques exerted by opposite muscle groups were matched but underscore the fact that this bias is stronger for muscles acting at the elbows.

5.6. DISCUSSION

This study aimed to estimate the accuracy of bilateral force-matching in the upper limbs in different conditions. It found that subjects were not more accurate

whether they matched forces with distal or proximal muscle groups. However, the relative matching of moderate forces was more precise than that of low forces when corresponding muscle groups performed the task. Furthermore, there was no bias toward the dominant side. When the matching task was done with opposite muscle groups, there were large errors and the direction of those errors depended on the combinations, i.e. they were biased toward an increased flexion compared to extension.

These results suggest that there is no proximal to distal gradient for force control and perception. Indeed, subjects were not more accurate whether they matched forces with distal or proximal muscle groups. This finding is in agreement with the results of Gandevia and Kilbreath (1990). In their study, the latter authors used a bilateral weight-matching task and did not find a difference in the accuracy whether the subjects lifted the weight with their fingers, thumbs or elbow flexors. These results are also in accordance with those of authors reporting on the ability to control a force exertion during unilateral task at the upper limb. Indeed Jones (2000) found no difference in the ability to control a unilateral static force exertion at a same force amplitude level between index and elbow flexors while Christou, Zelent, and Carlton (2003) found no difference in the ability to control unilateral static force exerted by elbow extensors, shoulder flexors and a combination of elbow extensors and shoulder flexors.

In contrast with the results of Gandevia and Kilbreath (1990), who found that the accuracy of matching did not differ according to the weights used, the present

results show an effect of the level of force on the inaccuracy in the “corresponding” condition. The contradictory results from these two studies may be explained by the fact that both weights used in the study of Gandevia and Kilbreath required low efforts (3% and 15% of the maximal voluntary force) and that the difference between the efforts required to lift the weights was lower than that between the efforts required in our study. However, the present results are in accordance with those of Lafargue, Paillard, Lamarre and Sirigu (2003). In their study, a contralateral force-matching task was used and an effect of level of force was found: the reference force was overestimated by 48% on average at the 10% force level, by 24% at the 30% force level and by 4% at the 50% force level. This force level effect may be caused by a greater variability in force ratios at the low force level. However, results from further analyses do not support this idea since there is no significant difference between the coefficients of variation of the force ratios obtained at the low force level and those obtained at the moderate force level ($p>0.05$).

Estimating directional errors could provide some insights into a possible bias in favor of one side. In the “corresponding” condition, we could have expected the force on the dominant side to be higher. Henningsen et al. (1995) found an asymmetry in favor of the dominant side when normal subjects performed a force-matching task with their index flexors. However, in the present study, no such higher force on the dominant side was found for the grip forces or the torques exerted at the elbows and shoulders. The difference between these two studies could result from the segment used in the experimental tasks, the

lateralization or asymmetry being mainly concerned with fine movements exerted with the fingers.

The analysis of directional error in the “opposite” condition revealed that subjects produced more force in flexion as compared to extension in some combinations. This bias toward flexion could be explained by a difference in maximal voluntary force capacity of muscles groups involved in those combinations. Indeed, the maximal voluntary forces differed between opposite elbow muscle groups (EFD-EEND and EFD-EEND, $p < 0.017$) while there is a trend for the comparison of SFD-SEND ($p = 0.098$) and no difference between SED-SFND.

In summary, the results of the present study indicate that there is no distal to proximal gradient for force-matching accuracy and there is no bias toward the dominant side. However, it seems that higher forces are easier to compare and match. Finally, matching performed by opposite muscle groups on both sides is less accurate than that performed by corresponding muscle groups and a bias toward increased force in flexion related to a larger maximal voluntary force is observed.

5.7. ACKNOWLEDGMENTS

This study was financially supported by a grant from the Canadian Institutes of Health Research (CIHR). Martine Bertrand was supported by a scholarship from

the Réseau de recherche provincial en adaptation-réadaptation and the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ) and she is currently supported by a fellowship from the CIHR. Catherine Mercier was supported by a fellowship from the CIHR and she is currently supported by a fellowship from the FRSQ. Johanne Desrosiers is a CIHR investigator. The technical assistance of M. Goyette, D. Marineau, A. Dumoulin and Y. Duhaime is gratefully acknowledged. The authors thank all subjects for their participation.

5.8. REFERENCES

- Ada, L., Canning, C. G., & Low, S. L. (2003). Stroke patients have selective muscle weakness in shortened range. *Brain*, *126*(3), 724-731.
- Bertrand, A. M., Mercier, C., Lam Wai Shun, P., Bourbonnais, D., & Desrosiers, J. (2004). Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis. *Journal of Neurophysiology*, *91*(4), 1579-1585.
- Boissy, P., Bourbonnais, D., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Leblanc, M. (1998). A static dynamometer measuring simultaneous torques exerted at the upper limb. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, *6*(3), 309-315.
- Christou, E. A., Zelent, M., & Carlton, L. G. (2003). Force control is greater in the upper compared with the lower extremity. *Journal of Motor Behavior*, *35*(4), 322-324.
- Gandevia, S. C. (1996). Kinesthesia: roles for afferent signals and motor commands. In L. B. Rowell & J. T. Shepherd (Eds.), *Handbook of Physiology* (pp. 128-172). New York: Oxford University Press.
- Gandevia, S. C., & Kilbreath, S. L. (1990). Accuracy of weight estimation for weights lifted by proximal and distal muscles of the human upper limb. *The Journal of Physiology*, *423*, 299-310.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1977). Sensations of heaviness. *Brain*, *100*(2), 345-354.

- Henningsen, H., Ende-Henningsen, B., & Gordon, A. M. (1995). Asymmetric control of bilateral isometric finger forces. *Experimental Brain Research*, 105(2), 304-311.
- Hughes, R. E., Johnson, M. E., O'Driscoll, S. W., & An, K. N. (1999). Age-related changes in normal isometric shoulder strength. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(5), 651-657.
- Jones, L. A. (1986). Perception of force and weight: theory and research. *Psychological Bulletin*, 100(1), 29-42.
- Jones, L. A. (2000). Visual and haptic feedback in the control of force. *Experimental Brain Research*, 130(2), 269-272.
- Jones, L. A. (2003). Perceptual constancy and the perceived magnitude of muscle forces. *Experimental Brain Research*, 151(2), 197-203.
- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1982). Force sensation in isometric contractions: a relative force effect. *Brain Research*, 244(1), 186-189.
- Krakauer, J., & Ghez, C. (2000). Voluntary movement. In E. Kandel & J. Schwartz & T. Jessel (Eds.), *Principles of neural sciences* (Fourth ed., pp. 653-673). New York: McGraw-Hill.
- Lafargue, G., Paillard, J., Lamarre, Y., & Sirigu, A. (2003). Production and perception of grip force without proprioception: is there a sense of effort in deafferented subjects? *The European Journal of Neuroscience*, 17(12), 2741-2749.
- Mai, N., Schreiber, P., & Hermsdorfer, J. (1991). Changes in perceived finger force produced by muscular contractions under isometric and anisometric conditions. *Experimental Brain Research*, 84(2), 453-460.

McCloskey, D. I., Ebeling, P., & Goodwin, G. M. (1974). Estimation of weights and tensions and apparent involvement of a "sense of effort". *Experimental Neurology*, 42(1), 220-232.

Mercier, C., & Bourbonnais, D. (2004). Relative shoulder flexor and handgrip strength is related to upper limb function after stroke. *Clinical Rehabilitation*, 18(2), 215-221.

Oldfield, R. C. (1971). The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh Inventory. *Neuropsychologia*, 9(1), 97-113.

CHAPITRE 6 : ARTICLE 2

RELIABILITY OF MAXIMAL STATIC STRENGTH MEASUREMENTS OF THE UPPER EXTREMITIES IN SUBJECTS WITH HEMIPARESIS

Anne Martine Bertrand, MSc,¹⁻²

Catherine Mercier, PhD,¹⁻²

Daniel Bourbonnais, PhD,¹⁻²

Johanne Desrosiers, PhD,³⁻⁴

Denis Gravel, PhD¹⁻²

¹ Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, site Institut de réadaptation de Montréal, Montréal, Canada; ² École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal, Montréal, Canada; ³ Centre de recherche sur le vieillissement, Sherbrooke, Canada; and ⁴ Département de médecine de famille, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Canada

Short title: Reliability of strength measurements.

6.1. AVANT-PROPOS

Les auteurs de l'article intitulé «Reliability of maximal static strength measurements of the upper extremities in subjects with hemiparesis» sont dans l'ordre Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Daniel Bourbonnais Johanne Desrosiers et Denis Gravel.

Cet article a été soumis à la revue Journal of Rehabilitation Medicine le 30 septembre 2004.

L'auteur principal confirme sa participation à la collecte, à l'analyse et à l'interprétation des données, de même qu'à la rédaction de l'article cité ci-dessus. Catherine Mercier, étudiante au doctorat, a participé à la collecte et l'interprétation des données, en plus de réviser le manuscrit. Dr Denis Gravel a participé à l'interprétation des données et à la révision du manuscrit. Dr Daniel Bourbonnais et Dre Johanne Desrosiers ont encadré l'ensemble du processus et ont révisé le manuscrit.

6.2. ABSTRACT

Objective: To evaluate the reliability of maximal static strength measurements of five upper-extremity muscle groups and the reliability of strength ratios (paretic/nonparetic) in subjects with post-stroke hemiparesis. **Subjects:** Seventeen subjects with post-stroke hemiparesis. **Method:** Grip maximal voluntary force and maximal voluntary torques exerted by flexor and extensor muscles at both the elbow and shoulder joints. Multiple trials were performed by subjects during two sessions. The generalizability theory was used to estimate the reliability coefficients and standard errors of measurement of maximal strength for various combinations of trials and sessions and of the strength ratios for one and two sessions. **Results:** The reliability coefficients for the strength measurements were in the range of 0.81–0.97 with standard errors of measurement accounting for 4% to 20% of the group means. For the strength ratios, the coefficients of generalizability ranged from 0.76 to 0.95 with standard errors of measurement equal to 6% to 19% of the group means. **Conclusion:** The maximal strength measurements of the upper extremities in subjects with hemiparesis are reliable. The strength ratios are also reliable and can be used to quantify strength impairment.

Keywords: Reliability, strength, upper extremity, hemiparesis, rehabilitation.

6.3. INTRODUCTION

Hemiparesis is a common consequence of stroke (Mayo, 1993). In the last three decades, numerous studies in subjects with hemiparesis have used maximal strength measurements to predict motor performance and functional ability, to measure recovery following an experimental treatment or to determine the sub-maximal force levels in some experimental protocols. Surprisingly, the reliability of maximal strength measurements in this population has not often been studied although it is recognized that, in order to make inferences about experimental results, it is essential to know how far they could be affected by measurement errors (Di Nocera, Ferlazzo, & Borghi, 2001).

Among the few studies that have estimated the test-retest reliability of maximal strength measurements in subjects with hemiparesis, some were carried out for the lower-extremity (LE) muscle groups (Eng, Kim, & Macintyre, 2002; Hsu, Tang, & Jan, 2002; Pohl, Startzell, Duncan, & Wallace, 2000; Tripp & Harris, 1991). With rare exceptions, excellent test-retest reliability (intraclass correlation coefficient (ICC) > 0.90) was reported for the paretic LE as well as for the nonparetic LE. Three studies have evaluated the test-retest reliability of the maximal strength measurements of the upper extremities (UEs) (Boissy, Bourbonnais, Carlotti, Gravel, & Arsenault, 1999; Hammer & Lindmark, 2003; Riddle, Finucane, Rothstein, & Walker, 1989). The study by Boissy et al. (1999) reported high ICCs for maximal grip force measurements on the paretic (0.91) and nonparetic (0.86) sides. The corresponding standard errors of

measurement (SEMs) were 20% and 9% of the group mean on the paretic and nonparetic side, respectively. The second study, by Hammer and Lindmark (2003), revealed coefficients of reproducibility (expressed in the same unit as the measurement) between two sessions of measurements of 48.2 N and 45.4 N for the paretic and the nonparetic handgrip, respectively. The last study, by Riddle et al. (1989), estimated the reliability of hand-held dynamometer measurements among subjects with hemiparesis resulting from a stroke or a traumatic brain injury. For the six UE muscle groups evaluated in this third study the test-retest reliability varied according to the side evaluated. Indeed, the ICCs were considered excellent on the paretic side (0.94-0.99) as opposed to good to excellent on the nonparetic side (0.71-0.93), except for a poor ICC (0.28) for the wrist extensors.

Despite their use of different instruments, these three studies provided an insight into the reliability of maximal strength measurements of the UEs in subjects with hemiparesis. It is important to establish the reliability of maximal strength measurements in this population because these measurements are commonly used in clinical settings and experimental studies.

While absolute maximal strength measurements are useful to evaluate the strength improvement, maximal strength ratios (paretic/nonparetic) are often used to quantify the loss of strength in subjects with hemiparesis both in clinical practice and in research. For instance, Hermsdorfer, Hagl, Nowak and Marquardt (2003) and Mercier and Bourbonnais (2004) used force or torque

ratios to quantify the weakness or residual strength in their experiments. Nevertheless, to our knowledge, the reliability of these force ratios is not yet established. It could be hypothesized that expressing weakness as a ratio could lead to an increase in the error since both scores (the strength of the paretic side and that of nonparetic side) have their own error.

The main objective of the present study was to evaluate the reliability of maximal static strength measurements of five UE muscle groups in subjects with post-stroke hemiparesis. The effect of the number of trials and sessions on reliability will be examined. In addition, the reliability of the maximal strength ratios (paretic/nonparetic) will be assessed.

6.4. METHODS

6.4.1. Participants

Seventeen subjects with post-stroke hemiparesis participated in this study. These subjects were recruited because they met the following eligibility criteria: 1) paresis of the UE resulting from a single unilateral stroke that occurred at least one year earlier; 2) motor impairment score between stages 3 and 7 in the hand or arm section of the Chedoke McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1993); 3) no severe cognitive deficits as demonstrated by a Mini-Mental State Examination score higher than 24/30 (Folstein, Folstein, & McHugh, 1975; Hébert & Girouard, 1992); 4) pain intensity at UEs of less than 2 cm on a 10-cm

visual analog scale (Huskisson, 1983); and 5) no UE orthopedic or neurological deficits other than those related to the stroke. Subjects were recruited from two rehabilitation centers. The study was approved by the research ethics committees of these centers and all participants gave their informed consent before the experiment.

6.4.2. Procedure and instruments

In the first session, the eligibility criteria were assessed and clinical tests of somatosensory impairment and spasticity were completed. The sense of position of the paretic UE was evaluated using the corresponding section of the Fugl-Meyer Assessment (Fugl-Meyer, Jaasko, Leyman, Olsson, & Steglind, 1975). In addition, the spasticity of the elbow flexors and extensors was estimated with the modified Ashworth scale (Bohannon & Smith, 1987). Finally, the gross manual dexterity was assessed with the Box and Block test (Mathiowetz, Volland, Kashman, & Weber, 1985).

The maximal static strength (peak force) exerted by each hand was measured twice in 10 subjects. These measurements were performed during the first session after assessment of the eligibility criteria and repeated in a second session. The time between sessions was 30.7 ± 22.0 days (range: 10 to 82 days). The maximal static strength (peak torque) exerted by the elbow and shoulder flexors and extensors was measured on both sides in 14 subjects. The sessions were separated by 15.3 ± 12.8 days (range: 6 to 53 days). The time

interval between measurement sessions as well as the time of day were not controlled since they correspond to the time of measurement of other variables in the context of a larger study. The subjects had completed their rehabilitation program and were therefore not involved in rehabilitation training between sessions. Hence, no improvement over time was expected. One examiner evaluated the grip strength of all subjects and one other tested the strength of other muscle groups of all subjects.

For the assessment of the grip strength, subjects were seated with their elbows positioned at approximately 90° of flexion and their forearms in a neutral position, resting on a height-adjustable table. The subjects held a static dynamometer in each hand. They wore cycling gloves which comprised gel pads located over the metacarpophalangeal joints and did not cover the middle and the distal phalanx. The gloves were used to avoid pain caused by the pressure on the dynamometers that could contribute to a reduction of force. Built in our laboratory, each dynamometer was made of two rigid aluminum bars fixed on a force transducer. The force transducers had four strain gauges that measured the resulting force (in N) independently of the site of application on the rigid bars. The subjects performed three maximal grip exertions with each hand alternately beginning with the nonparetic one. A rest period of 1 min was provided between the trials. The grip maximal strength measurements were completed within approximately 10 min.

For the assessment of the strength exerted by the elbow and shoulder flexors and extensors, two multi-axial static dynamometers developed in our laboratory were used. These dynamometers allow the static torque (in Nm) to be measured in specific anatomical planes at the shoulder and elbow (Boissy, Bourbonnais, Gravel, Arsenault, & Leblanc, 1998). The subjects were seated and firmly stabilized at the trunk with a harness attached to a back support. The upper extremities were positioned with 0° of flexion and near 0° abduction at the shoulder and 90° of flexion at the elbow. Segments were attached to the dynamometers by ring fixations placed at the distal part of the arms and at the wrists. The torques exerted by the elbow and shoulder flexors and extensors were calculated using forces generated at the fixation and lever arms. The subjects had to perform three trials for each muscle group. Sides and muscle groups were tested alternately to provide a rest period between measurements of the same muscle group. Completion of the UEs maximal strength measurements took approximately 40 min.

The strength measurements were taken after the following instructions were given: "When I say "Go", try to squeeze (or push on or pull on) the dynamometer as hard as possible". There was no specific requirement about the time taken to reach the maximum but the acquisition time was long enough (6 s) to reach it. No visual feedback on performance was provided but verbal encouragement was given during exertion.

For all strength measurements, the signals were amplified (low-pass filter set at 50 Hz) and sampled with an analog-to-digital conversion card (AT-MIO 16-E10, National Instruments Corporation) at a frequency of 100 Hz before being stored on the hard disk of a desktop computer. A computer program created with Labview 5.0 (National Instruments Corporation) was used for data acquisition and calculation of the torques at each joint.

The instruments were calibrated before data collection. The grip dynamometers were loaded with known weights and regression analyses were performed using the values of the weights and the voltage output. The coefficients of determination were higher than 0.999. Calibration factors (regression lines and intercepts) were then computed and used to convert the voltage output to force values. For the multi-axial dynamometers, the same procedure was repeated in each orthogonal axis of the transducers. The coefficients of determination were higher than 0.999 and no significant cross-sensitivities were found.

6.4.3. Statistical analysis

To estimate the reliability of the strength measurements, the generalizability theory was used (Shavelson & Webb, 1991). For each muscle group, a generalizability study (G-study) was first performed to determine variance components associated with the subject (S), session (SE) and trial (T) factors and their interactions (S x SE; S x T; SE x T; and the residual, which included the subject by session by trial interaction (S x SE x T), the unidentified sources

of error and the random error). After that, the variance components calculated in the G-study were used to find the expected reliabilities for decision studies (D-studies) with different designs that combined one or two sessions involving one to three trials. The reliability was quantified by the coefficient of generalizability (G coefficient), which can range from 0 to 1, with 1 denoting perfect reliability. The G coefficient takes into consideration only those variances related to the interactions between the subject factor (S) and other factors (S x SE, S x T, and the residual). Thus, the systematic effects of session (SE), trial (T) and the interaction between session and trial (SE x T) are not considered. However, the importance of these variance components will be described in the G-study. In addition, the standard error of measurement (SEM), expressed in absolute units (N or Nm), was also computed for each design. The SEM is obtained from the square root of the sum of variance components in interaction with the subject factor, (i.e. S x SE, S x T and the residual). The D-studies allow decisions to be made in terms of the increase in the G coefficient and reduction in the SEM according to the number of trials or sessions.

Similar analyses were performed using the strength ratios in both sessions. Force ratios were calculated by averaging the strength values obtained during the three trials on each side and then by dividing the mean strength on the paretic side by that on the nonparetic side. For each muscle group, a G-study allows the variance components associated with subject (S), session (SE) and the residual (i.e. S X SE, unidentified and random errors) to be determined while

the expected reliabilities were found for D-study designs with one or two sessions. Generalizability analyses were performed with version 2.2 of the Genova program (Crick & Brennan, 1983).

6.5. RESULTS

6.5.1. Sample description

The mean age for the group of subjects was 54.3 ± 12.9 years. All subjects were right-handed before their stroke. The characteristics of each subject are reported in Table 6.1.

6.5.2. Maximal strength measurement

Table 6.2 presents the mean and the standard deviation of all strength measurements (using the mean value of three trials for each subject) on each side for each muscle group and session. The mean and the standard deviation of the maximal strength ratios are also reported for each muscle group and session.

Table 6.1. Subject characteristics

Subject /Muscle groups tested	Gender /Age (years)	Side of paresis /Time post-stroke (month)	CM (H, A)	MAS (EF, EE)	B & B (P, NP)	FM (position sense: total/8)
1 A	M / 65	R / 75	7, 5	1, 0	45, 47	8/8
2 H	M / 68	L / 29	4, 4	1, 0	46, 64	5/8
3 H	M / 54	L / 37	6, 6	0, 0	40, 64	7/8
4 H	F / 25	R / 41	3, 4	1, 1 ⁺	12, 91	7/8
5 AH	F / 42	R / 105	5, 5	1, 0	28, 63	8/8
6 A	M / 39	R / 98	2, 4	2, 1	3, 61	6/8
7 A	M / 58	R / 76	5, 5	0, 0	32, 53	6/8
8 AH	M / 68	L / 96	3, 3	2, 0	0, 62	3/8
9 AH	F / 45	L / 16	3, 5	0, 0	12, 68	2/8
10 AH	M / 55	R / 113	5, 4	1 ⁺ , 1	33, 49	5/8
11 A	M / 60	R / 105	3, 4	1, 0	12, 55	4/8
12 AH	M / 64	L / 78	5, 5	1 ⁺ , 1	14, 62	5/8
13 A	F / 68	L / 82	2, 3	1 ⁺ , 1	6, 55	6/8
14 A	F / 40	R / 16	5, 7	1, 0	35, 75	6/8
15 A	M / 69	R / 24	7, 7	0, 0	63, 70	8/8
16 AH	F / 43	R / 30	7, 7	0, 0	66, 69	6/8
17 AH	F / 50	L / 13	7, 7	0, 0	48, 77	8/8

Abbreviations: CM, Chedoke-McMaster Stroke Assessment; MAS, modified Ashworth scale; B & B, Box and Block Test; FM, Fugl-Meyer; H, hand; A, arm; EF, elbow flexors; EE, elbow extensors; P, paretic; NP, nonparetic; M, male; F, female; R: right; L, left.

Table 6.2. The mean and the standard deviation of strength measurements and of strength ratios for each session (1 and 2), side and muscle group

Session	Strength									
	Grip in N (n=10)		EF in Nm (n=14)		EE in Nm (n=14)		SF in Nm (n=14)		SE in Nm (n=14)	
	P	NP	P	NP	P	NP	P	NP	P	NP
1	143.60 (65.15)	293.07 (79.19)	31.26 (11.47)	46.92 (11.52)	24.84 (10.43)	38.17 (11.92)	38.03 (15.57)	62.18 (15.24)	37.67 (12.04)	56.14 (13.68)
2	150.36 (63.33)	288.37 (72.70)	31.75 (12.71)	46.47 (11.43)	25.30 (10.60)	38.25 (10.63)	39.57 (17.41)	62.76 (13.41)	38.29 (14.04)	56.84 (14.86)
Session	Strength ratios									
	Grip		EF		EE		SF		SE	
	P	NP	P	NP	P	NP	P	NP	P	NP
1	0.50 (0.19)		0.66 (0.16)		0.66 (0.19)		0.61 (0.21)		0.68 (0.20)	
2	0.54 (0.24)		0.68 (0.18)		0.66 (0.19)		0.61 (0.22)		0.67 (0.20)	

Note: Values are means (1 SD).

Abbreviations: P, Paretic; NP, nonparetic; EF, elbow flexors; EE, elbow extensors; SF, shoulder flexors; SE, shoulder extensors.

6.5.3. G-study

The variance components (expressed as percentages of total variance) attributed to the subject (S), session (SE) and trial (T) factors as well as to the interactions between these factors are reported for strength measurements in Table 6.3. As expected, for all muscle groups, the subject factor (S) shows the largest variance (S = 80.3%-92.3%). The variances associated with the session (SE = 0%-0.1%), the trial (T = 0%-0.9 %), the session by trial interaction (SE x T = 0%-1%) and the subject by trial interaction (S x T = 0%-3%) were the smallest, while those associated with the subject by session interaction (S x SE = 1.9%-14.3%) and the residual (2.4%-8.1%) were a little larger.

Table 6.3. Results of the G-studies for each muscle group for strength measurements and of strength ratios

Source of variance	Strength									
	Percentage of total variance									
	Grip		EF		EE		SF		SE	
	P	NP	P	NP	P	NP	P	NP	P	NP
Subject (S)	80.3	90.5	87.2	92.3	90.5	89.8	90.7	84.3	80.8	81.3
Session (SE)	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.1	0.0	0.0	0.0
Trial (T)	0.0	0.9	0.2	0.0	0.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.4
S x SE	14.3	3.1	10.0	4.2	6.5	1.9	2.5	7.0	13.3	11.3
S x T	0.0	0.4	0.0	0.5	0.5	0.0	0.0	3.0	0.0	0.2
SE x T	0.3	0.4	0.0	0.00	0.0	0.2	0.0	1.0	0.0	0.0
Residual	5.1	4.7	2.6	3.0	2.4	8.1	6.7	4.7	5.9	6.8
Total	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0

Source of variance	Strength ratios				
	Percentage of total variance				
	Grip	EF	EE	SF	SE
Subject (S)	79.9	86.4	90.8	90.9	75.8
Session (SE)	0	0	0	0	0
Residual	20.1	13.6	9.2	9.1	24.2
Total	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0

Note: Variance is expressed as a percentage of the total variance.

Abbreviations: P, parietic; NP, nonparietic; EF, elbow flexors; EE, elbow extensors; SF, shoulder flexors; SE, shoulder extensors.

For the maximal strength ratios of all muscle groups, the variance components associated with the subject factor are also the largest. The variances associated with the session (SE) are null for all muscle groups while those associated with the residual ranged from 9.1% to 24.5%.

6.5.4. D-study

The G coefficients and SEMs for strength measurements associated with different designs that combined one or two sessions involving one and three trials are reported in Tables 6.4 and 6.5, respectively. The G coefficients were higher than 0.81 and the SEMs expressed as a percentage of the mean ranged between 4% and 20%. For a given number of sessions, adding trials slightly improved the G coefficients (increment of 0.01 to 0.04 between designs involving 1 and 2 trials; a maximum of 0.01 between designs involving two and three trials; and 0.01 to 0.05 between designs involving one and three trials) and SEMs (decline of 1% to 3% between designs involving one and two trials; a maximum of 2% between designs involving two and three trials; and 1% to 4% between designs involving one and three trials). On the other hand, for a given number of trials, adding a session had a notable effect on the improvement of the G coefficients (increment of 0.03 to 0.08 between designs involving one and two sessions) and SEMs (decline of 2% to 6% between designs involving one and two sessions), especially for the grip measurements on the paretic side and the shoulder extensor strength measurements on both sides.

For the maximal strength ratios, the G coefficients were higher than 0.76 with standard errors of measurement equal to 6% to 19% of the group means (Tables 6.4 and 6.5). The improvement in the G coefficients (increment of 0.04 to 0.10) as well that of the SEMs (decline of 2% to 6%) was notable when two sessions were considered as compared to one session only.

Table 6.4. Coefficient of generalizability for strength measurements and strength ratios for each muscle group for different D-study designs

D-study design (session, trial)	Strength									
	Grip		EF		EE		SF		SE	
	P	NP	P	NP	P	NP	P	NP	P	NP
1, 1	0.81	0.92	0.87	0.92	0.91	0.90	0.91	0.85	0.81	0.82
1, 3	0.83	0.95	0.89	0.94	0.93	0.95	0.95	0.90	0.84	0.86
2, 1	0.89	0.96	0.93	0.96	0.95	0.95	0.95	0.91	0.89	0.90
2, 3	0.91	0.97	0.94	0.97	0.96	0.97	0.97	0.94	0.91	0.92

D-study design (session)	Strength ratio									
	Grip		EF		EE		SF		SE	
1	0.80		0.86		0.91		0.91		0.76	
2	0.89		0.93		0.95		0.95		0.86	

Note: The results for designs with two trials are not reported, since the differences in the G coefficient between the latter designs and those comprising three trials are practically null. Abbreviations: P, paretic; NP, nonparetic; EF, elbow flexors; EE, elbow extensors; SF, shoulder flexors; SE, shoulder extensors.

6.6. DISCUSSION

This study aim was to evaluate the reliability of maximal strength measurements of five UE muscle groups using static dynamometers and the reliability of the maximal strength ratios in subjects with post-stroke hemiparesis. The results show a good to excellent reliability for the strength measurements and for the strength ratios (Sneeuw, Aaronson, Sprangers, Detmar, Wever, & Schornagel, 1998). The reliability coefficients were higher than 0.81 for the measurements at the paretic and the nonparetic UEs while the reliability coefficients for the strength ratios were found to be higher than 0.76. The magnitude of these

coefficients indicates the high value of the subject variance in comparison to the other sources of variance.

Table 6.5. Standard error of measurement for strength measurements and strength ratios for each muscle group for different D-study designs

D-study design (session, trial)	Strength									
	Grip		EF		EE		SF		SE	
	P	NP	P	NP	P	NP	P	NP	P	NP
1, 1	28.78 (20%)	22.27 (8%)	4.34 (14%)	3.23 (7%)	3.26 (13%)	3.68 (10%)	5.13 (13%)	5.68 (9%)	5.85 (15%)	6.26 (11%)
1, 3	26.15 (18%)	17.10 (6%)	4.03 (13%)	2.70 (6%)	2.90 (12%)	2.50 (7%)	3.68 (9%)	4.58 (7%)	5.22 (14%)	5.40 (10%)
2, 1	20.35 (14%)	16.07 (6%)	3.07 (10%)	2.35 (5%)	2.36 (9%)	2.60 (7%)	3.62 (9%)	4.40 (7%)	4.13 (11%)	4.45 (8%)
2, 3	18.49 (13%)	12.23 (4%)	2.85 (9%)	1.94 (4%)	2.08 (8%)	1.77 (5%)	2.60 (7%)	3.40 (5%)	3.69 (10%)	3.83 (7%)
D-study design (session)	Strength ratios									
	Grip		EF		EE		SF		SE	
1	0.10 (19%)		0.06 (9%)		0.06 (9%)		0.07 (11%)		0.10 (14%)	
2	0.07 (13%)		0.04 (7%)		0.04 (6%)		0.05 (8%)		0.07 (10%)	

Note: The results for designs with two trials are not reported, since the differences in the SEM between the latter designs and those comprising three trials are practically null.

Values are expressed in the same unit as the measurement (N, Nm or proportion) and as a percentage (%) of the mean of all trials.

Abbreviations: P, parietic; NP, nonparietic; EF, elbow flexors; EE, elbow extensors; SF, shoulder flexors; SE, shoulder extensors.

The G-study revealed that for all strength measurements the variances associated with the session and trial factors were small, suggesting no effect of learning between the two sessions and no effect of learning or fatigue between trials. The variances associated with the interaction between session and trial were also small, which is related to the fact that, on average, all trials have the same pattern across sessions. However, there were relatively high variances

associated with the subjects by sessions interaction ($S \times SE$), indicating that some subjects produce higher forces in the first session while others produce higher forces in the second. These differences between sessions may have arisen from changes in the subjects' condition (fatigue, motivation, state of health) or variations in the measurement protocol (subject's position, verbal encouragement). The other important source of variance is the residual, which cannot be interpreted because it reflects, in part, unknown or random sources of error.

The results of the D-studies allow us to make decisions about the best design to use for future applications. The decisions are therefore based on the relative increase in the G coefficient and the reduction in the SEM according to the number of trials or sessions included. For the strength measurements, the results of the D-studies suggest that each combination of trials and sessions provided high G coefficients. Of specific interest is the level of reliability obtained for the mean of three trials in one session for both the absolute strength and the strength ratios. The reported values can be applied to clinical situations because this measurement protocol is common in the evaluation of patients (Desrosiers, Prince, Rochette, & Raïche, 1998). However, because the subject by session ($S \times SE$) variance is the largest after that associated with the subject factor, having two measurement sessions increases the G coefficients and decreases the SEMs, particularly for the paretic grip strength and shoulder extensor strength measurements. Nevertheless, considering that two measurement

sessions may not be very feasible in a clinical setting, this design can be recommended mainly for research purposes.

The G coefficients are only slightly lower for the strength ratios than for the strength measurements on the paretic side. Therefore, similar conclusions and recommendations could be made for the strength ratios as for the strength measurements.

The SEMs estimated with the D-studies could be judged acceptable at first sight but it was noted that they are relatively large for strength measurements at the paretic UE even in the best design (two sessions and three trials). This is mainly true for the grip strength measurements on the paretic side where the SEM represents about 18% of the group mean for one session design with three trials. Nevertheless, the SEMs for the grip strength are comparable to or even lower than those of other studies (ranging from 20%-38% of the mean) that have estimated the reliability of maximal grip strength measurements in samples composed of subjects presenting weakness due to different causes (Boissy et al., 1999; Geertzen et al., 1998). It should be pointed out that the estimate of the SEM is conservative because of the small sample of the present study (Rothstein & Echternach, 1993) and further research with a larger sample is needed in order to better estimate the SEMs as well as the reliability coefficients for maximal strength measurements and ratios.

An interesting way to use the SEMs of strength ratios is to determine whether a particular score reflects a true weakness that is not related to the error of measurement. From the classical psychometric theory (Crocker & Algina, 1986), the 95% confidence interval around an observed score, where the hypothetical true score lies, is equal to $\pm 1.96 * SEM$ (1.96 is the standardized z-score associated with the 95% probability interval). Thus, for the grip strength ratio, the appropriate value is 0.196 ($0.10 * 1.96$) or approximately 0.20. Considering that an absence of difference between sides would give a strength ratio of one and that we have a confidence interval of ± 0.20 for the grip strength ratio, we can be confident that any observed score lower than 0.80 ($0.80 + 0.20 = 1$) reflects a true difference between sides. The previous calculation can be applied to other muscle groups with their respective SEM. In other words, a difference of less than twice the SEM from unity (equality between sides) could result from the error of measurement.

The results are comparable to those of previous studies (Boissy et al., 1999; Eng et al., 2002; Hammer & Lindmark, 2003; Hsu et al., 2002; Pohl et al., 2000; Riddle et al., 1989; Tripp & Harris, 1991) and help confirm that maximal strength measurements at the UEs in subjects with hemiparesis are reliable.

As may be seen in Table 6.1, the group of subjects was heterogeneous, as represented by the large range of scores in the clinical tests. Since the subjects did not present severe spasticity, these results cannot be generalized for subjects presenting such a condition and further research is needed on this

aspect. However, the results of the present study show that, in subjects who present moderate or weak spasticity, strength measurements are reliable. Since strength training is recommended to improve motor function in post-stroke subjects (Carr & Shepherd, 2003; Intercollegiate Stroke Working Party, 2004), even a long time after a stroke, the reliability of strength measurements needs to be determined in order to assess the strength improvement. However, further research is required to be able to estimate the reliability of such measurements in acute post-CVA subjects. Moreover the inter-rater reliability of strength measurements at the UEs needs to be demonstrated in subjects presenting both an acute and a chronic hemiparesis.

As previously reported, the time between measurement sessions as well as their timing during the day were not fixed in the present study, contrary to other studies that focus on reliability. Thus, the error variance is possibly enhanced by this lack of control on scheduled session because the learning effect across sessions can depend on the time interval between sessions (Kroll, 1963) and, also, because the strength fluctuates throughout the day (Martin, Carpentier, Guissard, van Hoecke, & Duchateau, 1999; McGarvey, Morrey, Askew, & An, 1984; Wright, 1959). Meanwhile, high reliability estimates were found and, considering that the time between measurements is variable in clinical practice, the external validity of the results is higher than for a design with a fixed time period between sessions.

The instruments used in the present study were developed for experimental purposes. Further research is therefore needed in order to generalize the reliability of maximal strength measurements at the UEs of subjects with hemiparesis in a clinical setting. Furthermore, since the reliability of strength measurements at the UEs has been demonstrated for static measurement only, research with isokinetic measurements and testing in different positions is needed.

6.7. CONCLUSION

Considering that strengthening is recommended as part of rehabilitation for subjects with hemiparesis, the findings of this study are important since they show a good to excellent reliability for the maximal strength measurements of five UE muscle groups in subjects with hemiparesis. In addition, the results show also a good to excellent reliability for the strength ratios. In research settings, it is recommended to perform two measurement sessions in order to increase the reliability and have greater confidence in the experimental results.

6.8. ACKNOWLEDGMENTS

This study was financially supported by a grant from the Canadian Institutes of Health Research (CIHR). Martine Bertrand was supported by a scholarship from the Réseau de recherche provincial en adaptation-réadaptation and the Fonds de la recherche en santé du Québec (FRSQ) and she is currently supported by

a fellowship from the CIHR. Catherine Mercier was supported by a fellowship from the CIHR and she is currently supported by a fellowship from the FRSQ. Johanne Desrosiers is a CIHR investigator. The technical assistance of M. Goyette, D. Marineau, A. Dumoulin and Y. Duhaime is gratefully acknowledged. The authors thank all subjects for their participation.

6.9. REFERENCES

- Bohannon, R. W., & Smith, M. B. (1987). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy, 67*(2), 206-207.
- Boissy, P., Bourbonnais, D., Carlotti, M. M., Gravel, D., & Arsenault, B. A. (1999). Maximal grip force in chronic stroke subjects and its relationship to global upper extremity function. *Clinical Rehabilitation, 13*(4), 354-362.
- Boissy, P., Bourbonnais, D., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Leblanc, M. (1998). A static dynamometer measuring simultaneous torques exerted at the upper limb. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 6*(3), 309-315.
- Carr, J., & Shepherd, R. (2003). *Stroke rehabilitation: guidelines for exercise and training to optimize motor skills*. New York: Butterworth-Heinemann.
- Crick, J., & Brennan, R. (1983). *Manual for genova : a generalized analysis of variance system (Version 2.1)*: American College Testing Program.
- Crocker, L., & Algina, J. (1986). *Introduction to classical and modern test theory*. New York: CBS College Publishing.
- Desrosiers, J., Prince, F., Rochette, A., & Raïche, M. (1998). Reliability of lower extremity strength measurements using the Belt-Resisted Method. *Journal of Aging and Physical Activity, 6*, 317-326.
- Di Nocera, F., Ferlazzo, F., & Borghi, V. (2001). G theory and the reliability of psychophysiological measures: a tutorial. *Psychophysiology, 38*(5), 796-806.

- Eng, J. J., Kim, C. M., & Macintyre, D. L. (2002). Reliability of lower extremity strength measures in persons with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(3), 322-328.
- Folstein, M. F., Folstein, S. E., & McHugh, P. R. (1975). "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychiatric Research*, 12(3), 189-198.
- Fugl-Meyer, A. R., Jaasko, L., Leyman, I., Olsson, S., & Steglind, S. (1975). The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 7(1), 13-31.
- Geertzen, J. H., Dijkstra, P. U., Stewart, R. E., Groothoff, J. W., ten Duis, H. J., & Eisma, W. H. (1998). Variation in measurements of grip strength. A study in reflex sympathetic dystrophy patients. *Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 279, 4-11.
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., Sanford, J., Barreca, S., Vanspall, B., & Plews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.
- Hammer, A., & Lindmark, B. (2003). Test-retest intra-rater reliability of grip force in patients with stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* 35(4), 189-194.
- Hébert, R., & Girouard, D. (1992). *Manuel pour l'administration et la cotation de l'échelle de statut mental modifiée (3MS). Traduction et adaptation française*. Sherbrooke: Centre de recherche en gérontologie et gériatrie de l'Hôpital d'Youville affilié à l'Université de Sherbrooke.

- Hermisdorfer, J., Hagl, E., Nowak, D. A., & Marquardt, C. (2003). Grip force control during object manipulation in cerebral stroke. *Clinical Neurophysiology, 114*(5), 915-929.
- Hsu, A. L., Tang, P. F., & Jan, M. H. (2002). Test-retest reliability of isokinetic muscle strength of the lower extremities in patients with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 83*(8), 1130-1137.
- Huskisson, E. C. (1983). Visual analogue scales. In Melzack, R. (Ed.), *Pain Measurement and Assessment* (pp. 33-37). New York: Raven Press.
- Intercollegiate Stroke Working Party. (2004). *National Clinical Guidelines for stroke* (2 ed.). London: Royal College of Physicians.
- Kroll, W. (1963). A reliable method of assessing isometric strength. *Research Quarterly, 34*, 450-455.
- Martin, A., Carpentier, A., Guissard, N., van Hoecke, J., & Duchateau, J. (1999). Effect of time of day on force variation in a human muscle. *Muscle & Nerve, 22*(10), 1380-1387.
- Mathiowetz, V., Volland, G., Kashman, N., & Weber, K. (1985). Adult norms for the Box and Block Test of manual dexterity. *The American Journal of Occupational Therapy, 39*(6), 386-391.
- Mayo, N. E. (1993). Epidemiology and recovery. *Physical Medicine and Rehabilitation: State of the Art Reviews, 7*(1), 1-25.
- McGarvey, S. R., Morrey, B. F., Askew, L. J., & An, K. N. (1984). Reliability of isometric strength testing. Temporal factors and strength variation. *Clinical Orthopaedics and Related Research, (185)*, 301-305.

- Mercier, C., & Bourbonnais, D. (2004). Relative shoulder flexor and handgrip strength is related to upper limb function after stroke. *Clinical Rehabilitation, 18*(2), 215-221.
- Pohl, P. S., Startzell, J. K., Duncan, P. W., & Wallace, D. (2000). Reliability of lower extremity isokinetic strength testing in adults with stroke. *Clinical Rehabilitation, 14*(6), 601-607.
- Riddle, D. L., Finucane, S. D., Rothstein, J. M., & Walker, M. L. (1989). Intrasession and intersession reliability of hand-held dynamometer measurements taken on brain-damaged patients. *Physical Therapy, 69*(3), 182-194.
- Rothstein, J. M., & Echternach, J. L. (1993). *Primer on measurement: an introductory guide to measurement issues*. Alexandria: American Physical Therapy Association.
- Shavelson, R. J., & Webb, N. M. (1991). *Generalizability theory: a primer* (Vol. 1). Newbury Park, California: Sage Publications.
- Sneeuw, K. C., Aaronson, N. K., Sprangers, M. A., Detmar, S. B., Wever, L. D., & Schornagel, J. H. (1998). Comparison of patient and proxy EORTC QLQ-C30 ratings in assessing the quality of life of cancer patients. *Journal of Clinical Epidemiology, 51*(7), 617-631.
- Tripp, E. J., & Harris, S. R. (1991). Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion torque measurements in persons with spastic hemiparesis. *Physical Therapy, 71*(5), 390-396.
- Wright, V. (1959). Factors influencing diurnal variation of strength grip. *Research Quarterly, 30*, 100-116.

CHAPITRE 7 : ARTICLE 3

EFFECTS OF WEAKNESS ON SYMMETRICAL BILATERAL GRIP FORCE EXERTION IN SUBJECTS WITH HEMIPARESIS

Anne Martine Bertrand,¹⁻²

Catherine Mercier,¹⁻²

Priscilla Lam Wai Shun,¹⁻²

Daniel Bourbonnais,¹⁻²

Johanne Desrosiers³⁻⁴

¹ Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, site Institut de réadaptation de Montréal, Montréal, Canada; ² École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal, Montréal, Canada; ³ Centre de recherche sur le vieillissement, Sherbrooke, Canada; and ⁴ Département de médecine de famille, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Canada

Running head: Effect of weakness on the symmetry of bilateral forces

7.1. AVANT-PROPOS

Les auteurs de l'article intitulé «Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis» sont dans l'ordre Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Priscilla Lam Wai Shun, Daniel Bourbonnais et Johanne Desrosiers.

Cet article est publié dans la revue *Journal of Neurophysiology*, 2004, 91(4), 1579-1585.

L'auteur principal confirme sa participation à la collecte, à l'analyse et à l'interprétation des données, de même que à la rédaction de l'article cité ci-dessus. Priscilla Lam Wai Shun et Catherine Mercier ont participé à la collecte et l'interprétation des données, en plus de réviser le manuscrit. Dr Daniel Bourbonnais et Dre Johanne Desrosiers ont encadré l'ensemble du processus et ont révisé le manuscrit.

Daniel Bourbonnais Catherine Mercier et Martine Bertrand ont rédigé une demande de fonds pour réaliser un projet plus vaste dans lequel s'inscrit l'étude décrite dans cet article. Martine Bertrand a rédigé la partie spécifique du protocole se rapportant à cette étude spécifique.

7.2. ABSTRACT

It has been shown that, in a bilateral force-matching task, subjects presenting weakness in one limb produce a lower force in the weakened limb even though they subjectively perceive that they are exerting the same force. The aim of this study was to verify whether subjects with hemiparesis produced asymmetrical forces during a bilateral submaximal grip task and whether this asymmetry is related to weakness of the paretic limb. Fifteen subjects with hemiparesis and 15 healthy subjects were recruited. First, the maximal voluntary force was measured for each hand. Then, subjects were asked to exert equal forces with both hands simultaneously at three submaximal force levels using two dynamometers. In the bilateral task, the force ratios (paretic/nonparetic or nondominant/dominant) differed between groups. Severely weak hemiparetic subjects produced lower force ratios than mildly weak hemiparetic subjects and healthy subjects ($p < 0.000$), whereas there was no difference between the force ratios produced by mildly weak hemiparetic subjects and those produced by healthy subjects. In subjects with hemiparesis, the force ratios in the bilateral task were related to the ratios of maximal voluntary forces ($R^2 = 0.39\text{--}0.66$, $p \leq 0.013$) and the presence of somatosensory impairment did not affect these relationships. These results suggest that the strategy used is to compare the intensity of the motor commands on both sides and then perform the force-matching task. The use of such a strategy by subjects who have had paresis for 1 year reflects a lack of adaptation to their weakness.

7.3. INTRODUCTION

For over a century, there has been controversy about the origin of the information that allows the perception of force amplitude (see Jones 1986, for review). It has been proposed that this type of information could arise from two origins: peripheral sensory receptors, in particular the muscle and tendon receptors (Roland, 1978; Roland & Ladegaard-Pedersen, 1977) and corollary discharges from the central motor command sent to the motoneurons (McCloskey, 1981). The perception of peripheral information is termed sense of tension (Roland, 1978; Roland & Ladegaard-Pedersen, 1977), while information of central origin is termed sense of effort (McCloskey, Ebeling, & Goodwin, 1974).

Although it is recognized that under normal conditions both types of information could contribute to force perception (Cafarelli & Bigland-Ritchie, 1979; Gandevia, 1996; Jones, 1986) there is some evidence suggesting that central information is used predominantly. Indeed, it has been shown that, in healthy subjects, the induction of weakness in one limb by fatigue (Gandevia & McCloskey, 1978; Jones & Hunter, 1983a, 1983b; McCloskey et al., 1974) or by partial curarization (Gandevia & McCloskey, 1977a, 1977b) in most cases leads to an overestimation of the force produced by the weakened limb during either a weight or an isometric force-matching task.

In the presence of induced weakness, an increase in force perception and a decrease in maximal voluntary force have been shown to be related (Gandevia & McCloskey, 1977a, 1977b; Jones & Hunter, 1983b). However, as noted by Gandevia (1987) and Jones (1995), the changes in magnitude of the two variables were not equivalent (i.e. not a 1:1 ratio). Indeed, with both the fatigue and the partial curarization protocols, the force perception increased less than the relative decrease of the force magnitude (Gandevia & McCloskey, 1977a; Jones & Hunter, 1983a). This has been attributed to either the contribution of afferent peripheral information (Cafarelli, 1982) or the properties of the paralytic agents used in the different experiments (Gandevia, 1987). Cafarelli and Bigland-Ritchie (1979) are the only authors that report equivalent changes in the relative force perception and the relative maximal voluntary force in healthy individuals. This was shown using a submaximal isometric force-matching procedure while the length of homologous muscles was similar or shortened on one side and lengthened on the other to alter the maximal voluntary force. The slope of the regression line between forces at both sides was nearly equal to the ratios of the maximal voluntary force measured on each side. Moreover, modifications in muscle length did not affect the relationship between the smoothed rectified electromyogram recorded for each side, suggesting that excitatory inputs were similar when the forces were perceived to be the same. Together, these results suggest that force matching was done by scaling the maximal voluntary forces, which is consistent with the central perception of force.

In subjects with post-stroke hemiparesis, an increased sensation of heaviness or effort when trying to move has been documented (Brodal, 1973; Gandevia, 1982; Rode, Rossetti, & Boisson, 1996). Using a weight-matching task, Gandevia and McCloskey (1977b) showed that subjects with hemiparesis without somatosensory impairment overestimated weights lifted with the weakened limb, as in experimentally induced weakness. In addition, a significant correlation was found between the overestimation of the lifted weights and weakness. The latter authors proposed that subjects with hemiparesis relied on the sense of effort and that the overestimation resulted from the increased motor command needed to overcome the reduced motor outflow of the paretic muscles. However, the impact of this altered force perception on the ability of hemiparetic subjects to perform a task requiring equal bilateral force exertion has not been specifically investigated yet.

This study proposes a simple model to account for the asymmetry of forces between the two sides in subjects with hemiparesis. According to this model, the force exerted by each muscle group involved in a bilateral task is determined as a percentage of its maximal voluntary force. The model is based on the assumption that subjects rely on the sense of effort to match the forces, whether the peripheral sensory system is impaired or intact. However, since it is recognized that peripheral information could contribute to force perception, the effect of somatosensory impairment needs to be verified. The general objective of this study was to test the proposed model. Three specific objectives were determined: 1) to verify that subjects with post-stroke hemiparesis produce

asymmetrical forces during a force-matching task as compared with healthy subjects; 2) to evaluate whether the asymmetry between the forces on both sides is stable over time and 3) to determine whether this asymmetry is associated with the relative weakness of the paretic side, and whether this relationship is affected by the integrity of somatosensory feedback.

7.4. METHODS

7.4.1. Participants

Two convenience groups participated in this study. The first one consisted of 15 subjects with post-stroke hemiparesis, while the second was composed of 15 age- and gender-matched healthy subjects. In order to be included in the study, all subjects had to meet the following eligibility criteria: 1) no upper-extremity orthopedic or neurological deficits (except those related to the paresis); and 2) upper-extremity pain intensity of less than 2 cm on a 10-cm visual analog scale (Huskisson, 1983). Subjects with hemiparesis had to meet additional specific criteria: 1) paresis of the upper extremity resulting from a first unilateral cerebrovascular accident that occurred at least one year earlier; 2) motor impairment scored at stage 3 or more in the hand section of the Chedoke McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1993); and 3) no severe cognitive deficits, as demonstrated by a Mini-Mental State Examination score better than 24/30 (Folstein, Folstein, & McHugh, 1975; Hébert & Girouard, 1992).

The study was approved by the research ethics committee of the two rehabilitation centers where the subjects were recruited and each participant gave his/her informed consent before the study.

7.4.2. Procedure and instruments

Subjects were evaluated in a single session. All clinical evaluations were administered to subjects with hemiparesis by an experienced occupational therapist. The motor impairment of the arm and hand was evaluated with the Chedoke McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1993), which allowed the impairment to be classified according to the ability to perform the movement within or out of abnormal synergy patterns. In order to identify subjects presenting somatosensory hand impairment, three submodalities were evaluated: touch/pressure, two-point discrimination and kinesthesia. The touch/pressure threshold was estimated at the distal phalanx of the index using Semmes-Weinstein monofilaments and following the procedure described by Bell-Krotoski (1990). Static and moving two-point discrimination thresholds were also measured at the distal phalanx of the index using the Mackinnon-Dellon Disk-Criminator (Dellon, Mackinnon, & Crosby, 1987). Finally, the kinesthesia was evaluated at the interphalangeal joint of the thumbs following the procedure described by Desrosiers, Hébert, Bravo and Dutil (1996). Based on norms established for healthy older adults (Desrosiers et al., 1996), subjects were classified as presenting somatosensory impairment on the paretic side if they failed to meet one of the following criteria: 1) they could not feel the

monofilament #3.61; 2) they could not feel two ends separated by a distance of 6 mm; or 3) they could not correctly indicate the movement direction at least eight times on ten trials.

In the experimental conditions, subjects were seated on a chair with elbows positioned at approximately 90° of flexion and forearms resting on a height-adjustable table while holding a static dynamometer in each hand. They wore cycling gloves that did not cover the distal and middle phalanx and comprised gel pads located over the metacarpophalangeal joints. The gloves were used to try to avoid a possible reduction of force due to pain caused by the pressure. The same two static-grip dynamometers were used for all force measurements. Each dynamometer was made of two rigid aluminum bars fixed on a force transducer. The force transducers had four strain gauges that measured the resultant force independently of the site of its application on the rigid bars. The signals were amplified (low-pass filter, set at 50 Hz) and sampled with an analog-to-digital conversion card (AT-MIO 16-E10, National Instruments) at a frequency of 100 Hz before being stored on the hard disk of a desktop computer. A computer program created with Labview 5.0 (National Instruments) was used for data acquisition.

The subjects had to produce three maximal voluntary grip exertions with each hand alternately, beginning with the nonparetic or dominant hand. A one-minute rest period was provided between the trials and a five-minute rest period was given at the end of the measurements. The subjects were then asked to exert

equal grip forces with both hands simultaneously at three submaximal force levels. These force levels corresponded approximately to 25%, 50% and 65% of the highest value obtained from the three maximal voluntary grip exertions at the paretic or nondominant side. Since attainment of this target force level was verified for the nonparetic side, the forces were low enough to allow the production of equal forces in hemiparetic subjects. Three consecutive trials were performed for each force level, with a rest period of 15 s between them. Two signal tones, separated by 4 s indicated the beginning and end of the trials. Instructions were given as follows: "When you hear a first sound, exert low (or medium or high) equal forces by squeezing the handles with both hands. Try to maintain these equal forces until you hear the second sound and then release them". In addition, they were instructed to evaluate their performance at the end of each trial and to say if they perceived the exerted forces as equal. When a subject reported that he or she did not perceive the forces as equal, the trial was cancelled and repeated.

Visual feedback was provided to the evaluator to make sure that the trials were done at the fixed force levels. A target corresponding to the force level requested, as well as the force exerted by the subject's nonparetic or dominant hand only, were displayed on a computer screen. Thus, the evaluator could reject a trial if the targeted force level was not reached but had no information on the symmetry of the forces. This was done to prevent a bias related to the experimenter's expectations when rejecting trials. Finally, since the subjects had

no visual feedback, the acceptable range around the targeted force levels was large enough (between 15 and 35% for the low force level, between 40 and 60% for the medium force level and between 60 and 80% for the high force level) to avoid too many repetitions.

The bilateral task was repeated twice, one hour apart, in subjects with hemiparesis to determine the test-retest reliability of the symmetry between forces.

7.4.3. Data analysis

During the bilateral task, the force in each hand was recorded for 6 s (including 1 s preceding and following the tones). However, only the values between the third and fifth seconds of acquisition (200 points), which corresponded to the force maintenance, were extracted and kept for analysis (see Figure 7.1). For each point, the force values were converted into ratios (paretic/nonparetic for subjects with hemiparesis and nondominant/dominant for healthy subjects) which were then averaged over time. A global mean force ratio (FR) was subsequently computed from the ratios obtained at each of the three trials for each force level. Furthermore, the maximal voluntary force ratio (MVFR) was calculated for each subject by averaging the three force values obtained during the three maximal force exertions on each side and by dividing the mean of one side by that of the other side (paretic/nonparetic). Finally, the presence or absence of somatosensory impairment was quantified using a dichotomous

variable (0=without impairment, 1=impairment). Subjects were classified as presenting a somatosensory impairment according to the criteria presented above (see Procedure and Instruments).

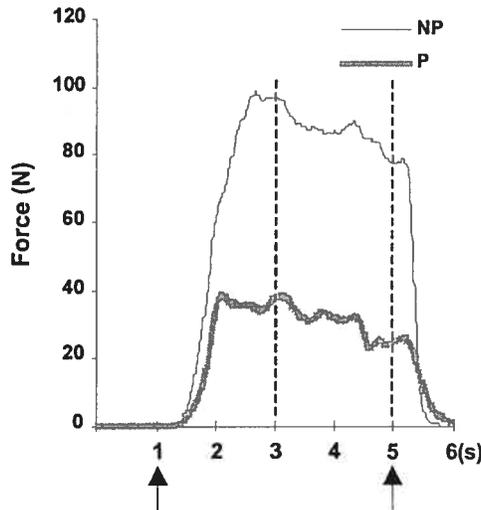


Figure 7.1. Example of the forces measured during a bilateral task in one subject with hemiparesis. The two arrows correspond to the first and second tones respectively. The values included in the interval between dotted lines were kept for the analyses. NP, nonparetic; P, paretic.

7.4.4. Statistical analysis

To ascertain that the force ratios were not affected by fatigue due to the successive trials in subjects with hemiparesis, a two-way repeated-measures ANOVA was first performed using FR as the dependent variable. The within-subject factors were the Trial (1-3) and the Level of force (low (25%), medium (50%), high (65%)). To confirm whether the subjects with hemiparesis produced asymmetrical grip forces in the bilateral task compared with the control subjects (objective 1), a two-way repeated-measures ANOVA was also performed. The within-subject factor was the Level of force while the

between-subject factor was the Group (subjects with hemiparesis and healthy subjects). Significant interactions and main effects were further analyzed with one-way repeated-measures ANOVA or independent t-test and the significance level was then adjusted for multiple comparisons using the Bonferroni method. When the assumption of sphericity was violated in the ANOVA analysis, the Huynh-Feldt epsilon was used to adjust the degrees of freedom. When Levene's test was significant, t-tests were performed using a model that does not assume equal variances between groups.

Intraclass correlation coefficients (ICC) and their 95% confidence intervals were computed to estimate the test-retest reliability of the FR measurements at each force level in the bilateral task. In addition, paired t-tests were also conducted on the grip FR obtained for each force level in order to verify that there was no systematic bias between the measuring sessions (objective 2). Finally, to verify whether the asymmetry of forces produced by subjects with hemiparesis during the bilateral task is related to the weakness of the paretic side and whether the somatosensory impairment affected this relationship, simple and multiple linear regression models were performed for each of the three force levels (objective 3). The FR in the bilateral task was the dependent variable whereas the MVFR and somatosensory impairment were the independent variables. For all analyses, the statistical significance level was fixed at 0.05.

7.5. RESULTS

7.5.1. Sample description

The mean age for the group of subjects with hemiparesis was 52.0 ± 12.4 years and for the healthy group, 47.7 ± 11.5 years. All subjects were right-handed except one in the healthy group. Characteristics of subjects with hemiparesis are reported in Table 7.1. Five subjects with hemiparesis were classified as presenting a somatosensory impairment.

7.5.2. Attainment of force target level and stability of grip force ratios across trials

During the bilateral task, few trials were discarded and repeated (less than 10%) due to non-attainment of the target force level or to the dissatisfaction of the subjects regarding the equality of forces. Since there was no practice trial, the first trial was mainly the one that needed to be cancelled and repeated. Computations of the means and standard deviations of the forces exerted on the nonparetic or dominant side revealed that a magnitude near the targeted force level was reached (the forces corresponded to $27 \pm 6\%$ or $25 \pm 6\%$, $48 \pm 8\%$ or $45 \pm 5\%$ and $72 \pm 9\%$ or $65 \pm 5\%$ of the maximal force measured on the paretic or nondominant side, respectively). The grip force ratios were stable across trials in subjects with hemiparesis since there was no interaction between the

Trial and Level of force factors ($F_{2,27,31,72} = 0.46$, $p = 0.66$) and no main effect for the factor Trial ($F_{2,56} = 1.04$, $p = 0.37$).

Table 7.1. Characteristics of subjects with hemiparesis

Subject	Age (years)	Gender	Delay post-CVA (month)	Side of paresis	CM (hand and arm)	Hand somatosensory evaluations		
						SW (P, NP)	MDD static / moving (P, NP)	Thumb kinesthesia (P, NP)
1*	60	M	105	R	3, 4	^a , 2.83	^b , 5 / ^b , 5	1, 10
2	25	F	41	R	3, 4	2.83, 2.83	3, 3 / 2, 2	10, 10
3*	45	F	16	L	3, 5	4.56, 2.83	^b , 4 / ^b , 4	3, 10
4	68	M	29	L	4, 4	3.61, 3.61	4, 3 / 4, 4	10, 10
5	55	M	113	R	5, 4	2.83, 2.83	2, 3 / 5, 4	9, 10
6	42	F	105	R	5, 5	2.83, 2.83	3, 2 / 2, 2	10, 10
7	58	M	76	R	5, 5	2.83, 2.83	3, 4 / 3, 3	9, 10
8*	64	M	78	L	5, 5	6.65, 2.83	^b , 3 / ^b , 4	4, 10
9	54	M	37	L	6, 6	2.83, 2.83	3, 3 / 3, 2	10, 10
10*	40	F	16	R	5, 7	^a , 2.83	15, 3 / ^b , 3	8, 10
11*	43	M	54	L	7, 6	4.31, 3.61	^b , 3 / ^b , 3	10, 10
12	65	M	111	R	7, 7	2.83, 2.83	3, 3 / 4, 3	10, 10
13	69	M	24	R	7, 7	3.61, 2.83	3, 3 / 3, 2	9, 10
14	43	F	30	R	7, 7	3.61, 2.83	3, 3 / 4, 3	8, 10
15	50	F	13	L	7, 7	3.61, 2.83	6, 2 / 6, 2	10, 10

CVA, cerebrovascular accident; CM, Chedoke-McMaster Stoke Assessment; SW, Semmes-Weinstein monofilaments; MDD, Mackinnon-Dellon Disk-Criminator; NP, nonparetic; P, paretic; M, male; F, female; L, left; R: right.

* Subjects who showed somatosensory impairment.

^a Subjects who indicated that they did not feel the largest monofilament.

^b Subjects who indicated that they felt one end for all two-point distances.

7.5.3. Symmetry of grip forces during the bilateral task

An example of a typical force recording measured in a subject with hemiparesis during the bilateral task is illustrated in Figure 7.1. The group mean of grip force ratios and the standard deviation at each force level for both groups are presented in Figure 7.2. No interaction between the Level of force and Group factors was found ($F_{1,19,33,21} = 1.39$, $p = 0.25$). However, there was a main effect for the Level of force factor ($F_{1,19,33,21} = 6.23$, $p = 0.014$). Contrast analyses (adjusted significance level = 0.017) indicated that the grip force ratios in both groups were higher at the low than at the medium force level ($F_{1,29} = 6.77$, $p = 0.014$) and there was a trend suggesting that the grip force ratios were also higher at the low force level compared with the high force level ($F_{1,29} = 6.29$, $p = 0.018$). However, there was no significant difference in the grip force ratios produced at the medium and higher force levels ($F_{1,29} = 2.43$, $p = 0.130$). Although the grip force ratios of the subjects with hemiparesis were smaller than those of the healthy subjects, the difference did not reach the significance level ($F_{1,28} = 3.89$, $p = 0.059$). To determine whether this non significant result arises from mildly weak hemiparetic subjects, the analysis was repeated with the hemiparetic group divided into two subgroups, one consisting of 10 subjects presenting a severe weakness (ratio of maximal voluntary forces lower than 0.70) and the other of five mildly weak subjects (ratio of maximal voluntary forces higher than 0.70). This analysis revealed that there was still an effect for the Level of force factor ($F_{1,25,33,81} = 10.70$, $p = 0.001$) and no interaction between the Level of force and Group factors ($F_{2,50,33,81} = 2.43$, $p = 0.09$).

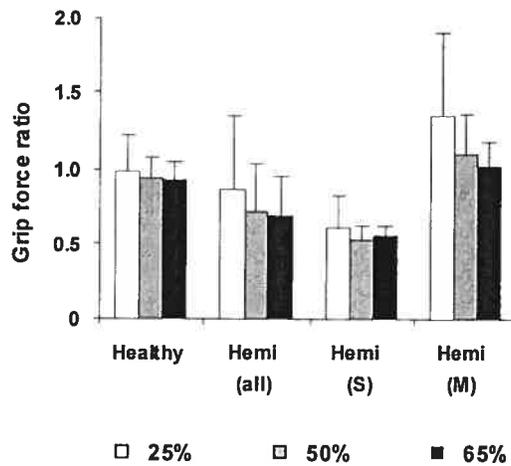


Figure 7.2. Means and standard deviations of grip force ratios for each force level in healthy subjects and subjects with hemiparesis. Healthy, healthy subjects; hemi, subjects with hemiparesis, S, severe; M, mild.

However, contrary to the first analysis, there was an effect for the Group factor ($F_{2,27} = 25.70$, $p < 0.000$). Contrast analyses (adjusted significance level = 0.017) indicated that severely weak hemiparetic subjects produced lower grip force ratios than mildly weak hemiparetic subjects ($t_{4,41} = -4.22$, $p = 0.011$) and than healthy subjects ($t_{23} = -7.38$, $p < 0.000$). However, there was no difference in the force ratios produced by mildly weak hemiparetic subjects and those produced by healthy subjects ($t_{4,61} = 1.46$, $p = 0.21$).

7.5.4. Test-retest reliability

The ICCs and their 95% confidence intervals are presented in Table 7.2. Good temporal stability was demonstrated between measurements, especially for the low and high force levels.

Table 7.2. Test-retest reliability of the force ratios in subjects with hemiparesis

Force level	Force ratio			Paired t-test p-value	Intraclass correlation coefficient (95% confidence interval)
	First measurement	Second measurement	Difference between measurements		
25%	0.86 (0.50)	0.79 (0.44)	0.14 (0.23)	0.22	0.92 (0.78-0.97)
50%	0.72 (0.32)	0.66 (0.37)	0.11 (0.24)	0.33	0.76 (0.41-0.91)
65%	0.68 (0.27)	0.64 (0.33)	0.02 (0.20)	0.14	0.92 (0.79-0.97)

Values are means \pm SD.

7.5.5. Relationships between weakness and asymmetry in forces

Simple regression models were first performed separately for each independent variable (MVFR and somatosensory impairment). The models revealed that the MVFR was related to the FR for each force level ($R^2 = 0.39\text{--}0.66$, $p \leq 0.013$) while somatosensory impairment showed no such relationship at any force level ($p = 0.81$ to 1.00). To examine whether somatosensory impairment could affect the relationship between MVFR and FR, multiple regression models were performed at each of the three force levels. Although there is a trend at the medium and high levels, there was no significant effect (low: $p = 0.48$; medium: $p = 0.09$; high: $p = 0.10$) related to the variable somatosensory impairment. In addition, no interactions between somatosensory impairment and MVFR proved to be significant (low: $p = 0.29$; medium: $p = 0.36$; high: $p = 0.11$). Consequently, the models retained were those that included only the variable MVFR. In these simple regression models, the MVFR accounted for nearly 40% of the variance

of the FR at the low force level, 55% at the medium force level and 66% at the high force level. Furthermore, the parameter estimates (i.e. slope and intercept values) of the regression equations calculated at each force level indicated that changes in both MVFR and FR were equivalent at the medium and high levels (slope values = 1.07; 0.98). At the low force level, the slope was higher (1.40), but strongly influenced by high grip force ratio values (see Figure 7.3).

7.6. DISCUSSION

This study aimed to verify whether the force exerted by each muscle group involved in a bilateral task is determined as a percentage of its maximal voluntary force. It was found that subjects with post-stroke hemiparesis tended to exert asymmetrical forces on both sides when they were asked to exert equal forces and that the asymmetry was stable over time. The asymmetry in grip forces was obvious in subjects who were severely weak. In addition, in subjects with hemiparesis, the ratios of forces in the bilateral task were related to the ratios of the maximal voluntary forces.

7.6.1. Symmetry of grip forces in subjects with hemiparesis

The results show that subjects with hemiparesis as a group tended to produce asymmetrical grip forces as opposed to healthy subjects.

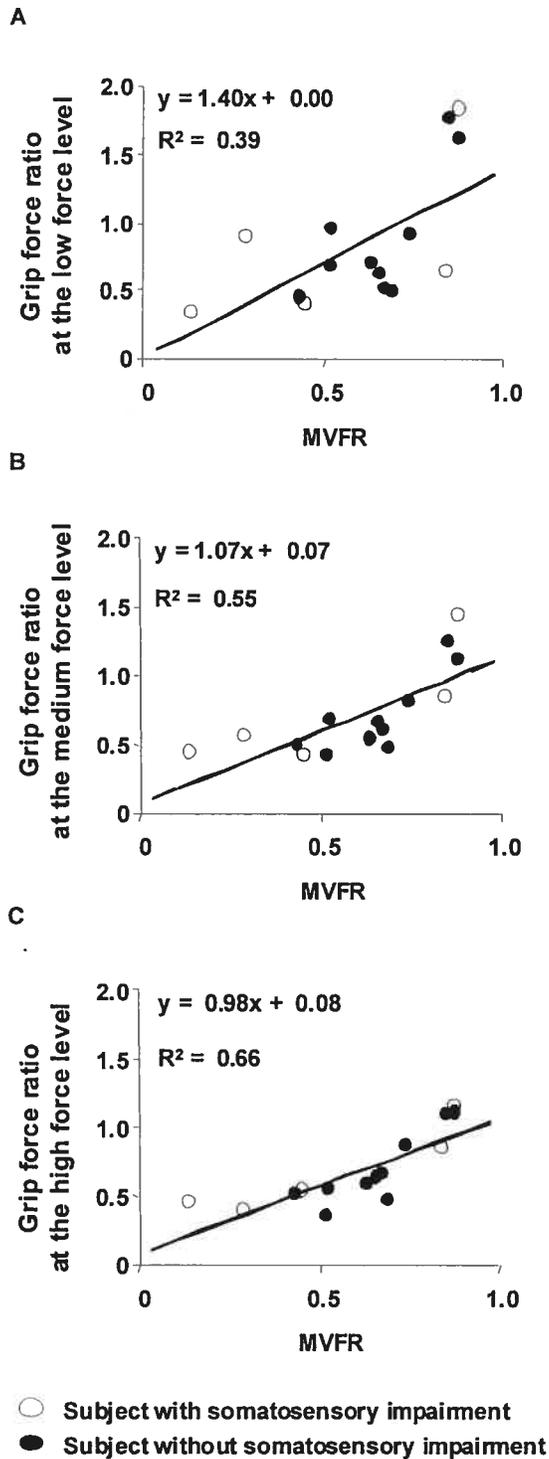


Figure 7.3. Grip force ratios measured during the bilateral task at each force level (A, 25%; B, 50%; C, 65%) as a function of MVFRs in subjects with hemiparesis. Regression lines, regression equations and coefficients of determination (R^2) are shown.

The non-significant difference between groups may be attributed to a few mildly weak subjects. Indeed when the subjects with hemiparesis are separated into two subgroups, it appears that severely weak subjects produced asymmetrical forces as compared to those of the healthy subjects and those of the mildly weak subjects. In the latter group, some subjects produced very high grip force ratios. Examination of individual data reveals that three subjects produced grip force ratios greater than 1, notably at the low force level (between 1.30 and 1.85). The reason for these high grip force ratios is not obvious but it was observed that they were produced by subjects with the highest MVFRs (Figure 7.3). We also noted that these three subjects reproduced similar grip force ratios at the second time measurement, suggesting that their strategy was stable. Overall, the subjects with hemiparesis tended to produce asymmetrical grip forces as compared to healthy subjects, although the higher grip force ratios generated by some subjects attenuated the difference between groups.

All subjects produced higher grip force ratios at the low force level. However, as suggested by the interaction between the Group and Level of force factors, which verges on the significant, it was observed that the difference in force ratios at the low force level and the other two force levels was not the same between groups. Indeed, the difference was small in both the healthy group and the group of severely weak hemiparetic subjects whereas the difference was greater in the group of mildly weak hemiparetic subjects. In the latter group, the difference in force ratios between the low force level and the other two force

levels seems to result from the three subjects having produced high grip force ratios.

The reproducibility of perceived heaviness proved to be moderate to good, depending on the muscles involved and the magnitude of the lifted weight (Gandevia & Kilbreath, 1990; Kilbreath & Gandevia, 1993). However, to our knowledge, no study has ever specifically evaluated the test-retest reliability of the measurements in a force-matching task. In the present study, the asymmetry of grip forces was shown to be reliable between two measurements in hemiparetic subjects. Both at the low and the high force levels, the reliability was good (high ICCs with narrow confidence intervals) but it was only moderate at the medium force level. This moderate reliability could not be explained by examining the individual data. Overall, the reliability coefficients indicate that the strategy used by the subjects to match the forces was stable across measurements.

7.6.2. Relationship between weakness and asymmetry in forces

The most important finding of this study is the direct relationship between the relative weakness and the asymmetry in grip forces. It is important to recall that the bilateral force-matching task was done at submaximal levels of force and that each subject had the capacity to produce grip force ratios equal to 1, since the force produced at the nonparetic limb was always lower than the maximal force of the paretic limb. According to the model proposed, the strategy used by

the subjects was to match the intensity of the motor commands of each side as a percentage of the maximal voluntary force. Since the force of each hand is similar in normal subjects, the force output is close to unity. Subjects continue to use the same strategy after a stroke, even though the forces between sides differ due to the weakness. This hypothesis is supported by the relationship between MVFR and FR in subjects with hemiparesis. Nevertheless, it should be noted that, at the lowest force level, the slope deviates from 1 and the coefficient of determination (R^2) is reduced. At this force level, the slope seems to be largely influenced by the three highest values. Moreover, it was observed that some severely weak subjects produced larger grip force ratios at this level than at the other force levels. It could be proposed that this results from the low magnitude of the absolute forces to be exerted. Indeed, if subjects had matched the forces on both sides according to the model proposed, the magnitude of the force to be exerted by the paretic hand would have been very low. (Based on maximal voluntary force ratios, the expected forces on the paretic side would have been lower than 42 N in severely weak subjects). Actually, some subjects correctly reported that the force to be exerted was very low. It is possible, therefore, that, although they relied on the sense of effort, they perceived a different muscular or superficial tension between hands and increased the force on their paretic side. Overall, these results are consistent with those obtained by Cafarelli and Bigland-Ritchie (1979) who reported that the ratio of forces during a force-matching task was nearly equal to the ratio of maximal voluntary forces between limbs when the maximal voluntary force was altered by varying muscle lengths in healthy individuals.

Results of multiple linear regression analyses suggest that somatosensory impairment affects neither the grip force ratios nor the relationship between these ratios and relative weakness. However, this should be interpreted with caution for at least two reasons. First, a type II error is possible because of the small sample and the limited number of subjects with a somatosensory impairment. Second, the effect of somatosensory impairment could be attenuated considering that somatosensory feedback could be reduced in all subjects by wearing cycling gloves. The effect of sensory impairment combined with weakness on force perception is not well known. Gandevia and McCloskey (1977a) have investigated the effect of partial paralysis as compared to that of partial paralysis combined with anesthesia on the perceived heaviness of lifted weights with the thumb in different directions and found opposite results depending on the direction of movement. Their results also need to be considered with caution given the small number of subjects involved and the absence of statistical analyses. Therefore, further research is needed to have a better understanding of the effect of somatosensory impairment associated with weakness on force perception and on the performance in bilateral force exertion.

Particular attention was paid to the instructions given to the subjects since it has been shown previously that subjects can differentiate between the forces produced and the effort felt according to the instructions (McCloskey et al., 1974; Roland & Ladegaard-Pedersen, 1977). However, Jones (1983) demonstrated the predominance of the sense of effort on force perception during fatiguing contractions even when the subjects were instructed to match

the forces and disregard the effort to produce them. Indeed, although subjects in some trials could produce accurate force matching, they overestimated the force to be produced most of the time. In the present study, the instructions insisted on the equality of the forces to be produced and the subjects did not receive any specific indication regarding the effort felt when producing the forces. Therefore, it could be suggested that subjects with hemiparesis spontaneously rely on central information to execute the bilateral task.

7.6.3. Functional implications for subjects with hemiparesis

The results indicating that subjects with hemiparesis produce smaller forces on the paretic side in an isometric force-matching task are congruent with the previous observation that these subjects choose a lower weight on the paretic side in a weight-matching task (Gandevia & McCloskey, 1977b). Both of these results can be explained by the use of a strategy that consists in comparing the intensity of the motor commands. This indicates that the central information can be used for either perception (comparing weights) or action (producing equal forces).

Since these results were obtained in patients with chronic hemiparesis, it appears that no adaptation occurs when motor recovery stabilizes to take the weakness into account in the strategy used. Consequently, this could have a strong impact on the performance of bimanual activities as well as on the coordination between posture and movement. Indeed, it is recognized that

subjects with hemiparesis cannot always acquire adequate bilateral coordination spontaneously even if they have a useful recovery of the paretic limb and bilateral training is often needed (Carr & Shepherd, 1998). Recently, it was also proposed that the increased force perception associated with isometric force exertion by the paretic upper limb and the use of a strategy based on the sense of effort could explain the higher contralateral postural stabilization forces observed in subjects with hemiparesis (Bertrand & Bourbonnais, 2001). Considering the importance of bilateral actions in daily living activities, further research is needed to understand, in different contexts, the impact of using a strategy that does not take weakness into account.

Unilateral motor performance is also altered by weakness. It has been shown that weakness is strongly associated with upper-limb motor impairment and physical disability in subjects with hemiparesis (Boissy, Bourbonnais, Carlotti, & Arsenault, 1999; Chae, Yang, Park, & Labatia, 2002; Mercier & Bourbonnais, 2004). However, it would be interesting to determine whether the weakness, lack of adaptation to the weakness or both impairments are responsible for the reduced motor performance. The results of a recent study suggest that lack of adaptation to the weakness could also be associated with the so-called abnormal synergies on the paretic side. Lum, Burgar and Shor (2003) have suggested that the abnormal synergies are due to the imbalance between agonist and antagonist muscles, which stabilize the joints that are proximal or distal to the joint where the movement was made. The shoulder abduction movement, for instance, would be associated with an elbow flexion movement

because of an imbalance between the flexors and extensors of the elbow. This could mean that the force produced in flexion is not adapted to the reduced force in extension. Lack of adaptation to the weakness needs to be considered in future research.

In summary, the results of the present study indicate that, in contrast with healthy subjects, severely weak hemiparetic subjects produce asymmetrical forces during a bilateral task. More specifically, they suggest that the strategy used to execute the task is to scale the intensity of the motor commands sent to each side as a percentage of the maximal voluntary force and that the strategy used is stable across time. These results are consistent with the hypothesis that force perception has a central origin. The results also underline the finding that, even though the level of weakness is stable for more than a year, the strategy used by subjects with hemiparesis seems not to be adjusted to it. Further research is required to understand the mechanisms underlying bilateral force exertion in different tasks and the impact of the lack of adaptation to the weakness in functional activities in subjects with hemiparesis.

7.7. ACKNOWLEDGMENTS

The technical assistance of M. Goyette, D. Marineau and A. Dumoulin is gratefully acknowledged. This study was financially supported by a grant from the Canadian Institutes of Health Research (CIHR). Martine Bertrand was supported by a scholarship from the Réseau de recherche provincial en

adaptation-réadaptation and the Fonds de la recherche en santé du Québec and she is currently supported by a fellowship from the CIHR. Catherine Mercier is supported by a fellowship from the CIHR and Johanne Desrosiers is a CIHR investigator.

7.8. REFERENCES

- Bell-Krotoski, J. A. (1990). Light touch-deep pressure testing using Semmes-Weinstein microfilaments. In J. M. Hunter, Schneider LH, Mackin EJ and Callahan AD. (Ed.), *Rehabilitation of the hand: Surgery and therapy*. (pp. 585-593). St-Louis: Mosby.
- Bertrand, A. M., & Bourbonnais, D. (2001). Effects of upper limb unilateral isometric efforts on postural stabilization in subjects with hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82*(3), 403-411.
- Boissy, P., Bourbonnais, D., Carlotti, M. M., & Arsenault, A. B. (1999). Maximal grip force in chronic stroke subjects and its relationship to global upper extremity function. *Clinical Rehabilitation, 13*(4), 354-362.
- Brodal, A. (1973). Self-observations and neuro-anatomical considerations after a stroke. *Brain, 96*(4), 675-694.
- Cafarelli, E. (1982). Peripheral contributions to the perception of effort. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 14*(5), 382-389.
- Cafarelli, E., & Bigland-Ritchie, B. (1979). Sensation of static force in muscles of different length. *Experimental Neurology, 65*(3), 511-525.
- Carr, J. H., & Shepherd, R. B. (1998). *Neurological rehabilitation: Optimizing motor performance*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Chae, J., Yang, G., Park, B. K., & Labatia, I. (2002). Muscle weakness and cocontraction in upper limb hemiparesis: relationship to motor impairment and physical disability. *Neurorehabilitation and Neural Repair, 16*(3), 241-248.

- Dellon, A. L., Mackinnon, S. E., & Crosby, P. M. (1987). Reliability of two-point discrimination measurements. *The Journal of Hand Surgery*, 12(5), 693-696.
- Desrosiers, J., Hébert, R., Bravo, G., & Dutil, E. (1996). Hand sensibility of healthy older people. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44(8), 974-978.
- Folstein, M. F., Folstein, S. E., & McHugh, P. R. (1975). "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychiatric Research*, 12(3), 189-198.
- Gandevia, S. C. (1982). The perception of motor commands or effort during muscular paralysis. *Brain*, 105(1), 151-159.
- Gandevia, S. C. (1987). Roles for perceived voluntary motor commands in motor control. *Trends in Neurosciences*, 10, 81-85.
- Gandevia, S. C. (1996). Kinesthesia: roles for afferent signals and motor commands. In L. B. Rowell & J. T. Shepherd (Eds.), *Handbook of Physiology* (pp. 128-172). New York: Oxford University Press.
- Gandevia, S. C., & Kilbreath, S. L. (1990). Accuracy of weight estimation for weights lifted by proximal and distal muscles of the human upper limb. *The Journal of Physiology*, 423, 299-310.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1977a). Changes in motor commands, as shown by changes in perceived heaviness, during partial curarization and peripheral anaesthesia in man. *The Journal of Physiology*, 272(3), 673-689.

- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1977b). Sensations of heaviness. *Brain*, 100(2), 345-354.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1978). Interpretation of perceived motor commands by reference to afferent signals. *The Journal of Physiology*, 283, 493-499.
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenar, S., Sanford, J., Barreca, S., Vanspall, B., & Plews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.
- Hébert, R., & Girouard, D. (1992). Manuel pour l'administration et la cotation de l'échelle de statut mental modifiée (3MS). *Traduction et adaptation française*. Sherbrooke: Centre de recherche en gérontologie et gériatrie de l'Hôpital d'Youville affilié à l'Université de Sherbrooke.
- Huskisson, E. C. (1983). Visual analogue scales. In Melzack, R. (Ed.), *Pain Measurement and Assessment* (pp. 33-37). New York: Raven Press.
- Jones, L. A. (1983). Role of central and peripheral signals in force sensation during fatigue. *Experimental Neurology*, 81(2), 497-503.
- Jones, L. A. (1986). Perception of force and weight: theory and research. *Psychological Bulletin*, 100(1), 29-42.
- Jones, L. A. (1995). The senses of effort and force during fatiguing contractions. In S. C. Gandevia & al. (Eds.), *Fatigue* (pp. 305-313). New York: Plenum Press.
- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1983a). Effect of fatigue on force sensation. *Experimental Neurology*, 81(3), 640-650.

- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1983b). Perceived force in fatiguing isometric contractions. *Perception & Psychophysics*, 33(4), 369-374.
- Kilbreath, S. L., & Gandevia, S. C. (1993). Neural and biomechanical specializations of human thumb muscles revealed by matching weights and grasping objects. *The Journal of Physiology*, 472, 537-556.
- Lum, P. S., Burgar, C. G., & Shor, P. C. (2003). Evidence for strength imbalances as a significant contributor to abnormal synergies in hemiparetic subjects. *Muscle & Nerve*, 27(2), 211-221.
- McCloskey, D. I. (1981). Corollary discharges: motor commands and perception. In V. B. Brooks (Ed.), *Handbook of physiology :The nervous system. Motor control* (Vol. II, chapt. 32, pp. 1415-1447). Bethesda, Maryland: American Physiological Society.
- McCloskey, D. I., Ebeling, P., & Goodwin, G. M. (1974). Estimation of weights and tensions and apparent involvement of a "sense of effort". *Experimental Neurology*, 42(1), 220-232.
- Mercier, C., & Bourbonnais, D. (2004). Relative shoulder flexor and handgrip strength is related to upper limb function after stroke. *Clinical Rehabilitation*, 18(2), 215-221.
- Rode, G., Rossetti, Y., & Boisson, D. (1996). Inverse relationship between sensation of effort and muscular force during recovery from pure motor hemiplegia: a single-case study. *Neuropsychologia*, 34(2), 87-95.
- Roland, P. E. (1978). Sensory feedback to the cerebral cortex during voluntary movement in man. *The Behavioral and Brain Sciences*, 1, 129-171.

Roland, P. E., & Ladegaard-Pedersen, H. (1977). A quantitative analysis of sensations of tension and of kinaesthesia in man. Evidence for a peripherally originating muscular sense and for a sense of effort. *Brain*, 100(4), 671-692.

CHAPITRE 8 : ARTICLE 4

IMPAIRMENT IN BILATERAL COORDINATION DURING ISOMETRIC TORQUE PRODUCTION IN SUBJECTS WITH HEMIPARESIS

Anne Martine Bertrand,¹⁻²

Catherine Mercier,¹⁻²

Daniel Bourbonnais,¹⁻²

Johanne Desrosiers³⁻⁴

¹ Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, site Institut de réadaptation de Montréal, Montréal, Canada; ² École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal, Montréal, Canada; ³ Centre de recherche sur le vieillissement, Sherbrooke, Canada; and ⁴ Département de médecine de famille, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Canada

Running title: Torque matching in hemiparetic subjects

8.1. AVANT-PROPOS

Les auteurs de l'article intitulé «Impairment in bilateral coordination during isometric torque production in subjects with hemiparesis» sont dans l'ordre Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Daniel Bourbonnais et Johanne Desrosiers.

Cet article est en révision et sera soumis sous peu à la revue Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.

L'auteur principal confirme sa participation à la collecte à l'analyse et à l'interprétation des données, de même qu'à la rédaction de l'article cité ci-dessus. Catherine Mercier, étudiante au doctorat, a participé à la collecte et l'interprétation des données, en plus de réviser le manuscrit. Dr Daniel Bourbonnais et Dre Johanne Desrosiers ont encadré l'ensemble du processus et ont révisé le manuscrit.

Daniel Bourbonnais Catherine Mercier et Martine Bertrand ont rédigé une demande de fonds pour réaliser un projet plus vaste dans lequel s'inscrit l'étude décrite dans cet article. Martine Bertrand a rédigé la partie spécifique du protocole se rapportant à cette étude spécifique.

8.2. SUMMARY

It has been shown that post-stroke hemiparetic subjects produce unequal forces on both sides when asked to perform a bilateral submaximal grip-matching task and that the force ratios during the task are associated with the relative weakness of the paretic side. The aim of this study was to verify whether a model of bilateral coordination proposed to explain this impairment could be generalized to bilateral tasks involving other muscle groups. The specific objectives were 1) to verify that post-stroke hemiparetic subjects have an impaired ability to match the torques produced at both upper extremities during a submaximal matching task compared to healthy subjects and 2) to determine whether this impairment is associated with the relative weakness of the paretic side. Thirteen hemiparetic and 13 healthy subjects were asked to produce equal submaximal isometric torques on both sides with different combinations of corresponding muscle groups (elbow and shoulder flexors and extensors) and opposite muscle groups (flexors on one side and extensors on the other, at the elbow and shoulder) at two submaximal force levels (25% and 50% of the maximal voluntary torque at the paretic or the nondominant side). In addition, the maximal voluntary torque of each muscle group was measured on each side separately. During the bilateral task, the subjects with hemiparesis produced lower torque ratios (paretic/nonparetic) than healthy subjects for all combinations of the corresponding condition ($p < 0.001$) and for three out of the four combinations in the opposite condition ($p < 0.02$). Moreover, in subjects with hemiparesis, the torque ratios during the task were related to the maximal

voluntary torque ratios in the corresponding condition when the task was performed at a moderate level of force ($R^2 = 0.33\text{--}0.53$, $p < 0.05$) and in the opposite condition for both levels of force ($R^2 = 0.31\text{--}0.57$, $p < 0.05$). These results corroborate those of a previous study and suggest that subjects with hemiparesis have bilateral coordination impairments resulting from a lack of adaptation to the relative weakness of the paretic side.

Keywords: Cerebrovascular accident, weakness, upper extremities, sense of effort.

8.3. INTRODUCTION

Among the several consequences resulting from a cerebrovascular accident, the most frequent is hemiparesis on the side contralateral to the brain lesion (Mayo, 1993). In subjects with hemiparesis, the strength reduction is associated with a loss in the motor ability of the upper extremity, as revealed by many clinical tests (Boissy, Bourbonnais, Carlotti, & Arsenault, 1999; Canning, Ada, Adams, & O'Dwyer, 2004; Heller et al., 1987; Levin, Desrosiers, Beauchemin, Bergeron, & Rochette, 2004; Mercier & Bourbonnais, 2004; Sunderland, Tinson, Bradley, & Hwer, 1989). Furthermore, it has been shown that strength reduction in subjects with post-stroke hemiparesis is associated with an increased sensation of heaviness on the paretic side (Gandevia & McCloskey, 1977). These subjects also reported an increased sensation of effort when they move or attempt to move the paretic side (Brödal, 1973; Gandevia, 1982; Rode, Rossetti, & Boisson, 1996).

The effect of unilateral strength loss on the ability of subjects with hemiparesis to perform a grip task requiring equal submaximal force exertions on both sides has recently been evaluated (Bertrand, Mercier, Lam Wai Shun, Bourbonnais, & Desrosiers, 2004). Specifically, this latter study tested a model of bilateral coordination which proposes that the activation of each muscle group involved in a motor task is determined in relation to its maximal voluntary force. It showed that, when asked to produce equal submaximal grip forces on both sides, the forces produced by the subjects with hemiparesis were in fact unequal. Although

they had the ability to produce sufficient force on the paretic side to match the nonparetic side, the forces were lower on the paretic side. In addition, the grip-force ratios in the matching task were associated with the relative weakness of the paretic side (ratio of the maximal voluntary force on the paretic side to that on the nonparetic side), confirming the applicability of the model proposed. These results suggest that the strategy used by subjects with hemiparesis is to compare the intensity of the motor commands on both sides in order to perform the force-matching task. It was proposed that the use of such a strategy by subjects who have had a chronic paresis reflects a lack of adaptation to their weakness.

The aim of the present study is to verify whether the model of bilateral coordination could be generalized to single-joint bilateral tasks performed with muscle groups at the upper extremities other than those involved in grip. The model was tested in conditions where the forces of corresponding or opposite muscle groups were matched at two force levels. The specific objectives were 1) to verify that post-stroke hemiparetic subjects have an impaired ability to match the torques produced at both upper extremities during a submaximal matching task as compared to healthy subjects and 2) to determine whether this impairment is associated with the relative weakness of the paretic side.

8.4. METHODS

8.4.1. Participants

A convenience group of 13 subjects with post-stroke hemiparesis participated in this study. A second convenience group of 13 healthy subjects also participated as a comparison group. The subjects with hemiparesis had to meet the following eligibility criteria: 1) paresis of the upper extremity resulting from a single unilateral cerebrovascular accident that occurred at least one year earlier; 2) motor impairment scored at stage 3 or more in the arm section of the Chedoke McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1993); 3) absence of upper-extremity orthopedic or neurological deficits (except those related to the stroke); 4) pain intensity of less than 2 cm on a 10-cm visual analog scale at the upper extremities (Huskisson, 1983); and 5) no severe cognitive deficits, as verified by a Mini-Mental State Examination score higher than 24/30 (Folstein, Folstein, & McHugh, 1975; Hébert & Girouard, 1992). Two other evaluations were performed to draw the clinical profile of the subjects. The spasticity of the elbow flexors and extensors was estimated with the modified Ashworth scale (Bohannon & Smith, 1987) and the sense of position of the paretic upper limb was evaluated using the corresponding section of the Fugl-Meyer Assessment (Fugl-Meyer, Jaasko, Leyman, Olsson, & Steglind, 1975).

The healthy subjects were recruited to match the subjects with hemiparesis for gender and approximately for age. It was ascertained that they did not present

any upper extremity orthopedic or neurological impairments. The research ethics committee of the two institutions where the subjects were recruited approved the study and all subjects provided their informed consent.

8.4.2. Procedure and instruments

The subjects with hemiparesis participated in three sessions. In the first, the eligibility criteria were verified by an occupational therapist. The other two sessions were identical, both comprising maximal voluntary torque (MVT) measurements and execution of the single-joint bilateral matching task. Two sessions were performed to improve the reliability of the measurements. The healthy subjects participated in only one of these sessions, which consisted of the MVT measurements and the bilateral matching task.

Two biaxial static dynamometers constructed in our laboratory were used to measure the torques exerted at the elbows and shoulders. Each dynamometer (one per side) comprised two force transducers with two degrees of freedom; these transducers were attached to a rigid frame (Boissy, Bourbonnais, Gravel, Arsenault, & Leblanc, 1998; Mercier & Bourbonnais, 2004). For all force measurements, the signals were amplified (low-pass filter set at 50 Hz) and sampled with an analog-to-digital conversion card (AT-MIO 16-E10, National Instruments Corporation) at a frequency of 100 Hz before being stored on a desktop computer. A computer program (Labview 5.0, National Instruments Corporation) was used to calculate the torques at the elbow and shoulder joints

based on the force and the lever arm measurements. The subjects were seated and their trunk stabilized with a harness attached to a back support. The upper extremities were positioned with 0° of flexion at the shoulder and 90° of flexion at the elbow while the distal parts of the arms and wrists were strapped in ring fixations fixed to the force transducers.

Before performing the bilateral matching task, the static maximal voluntary torque (MVT) exerted by the elbow and shoulder flexors and extensors were measured on both sides. The subjects were asked to produce three MVTs with each muscle group on each side. To provide a rest period between maximal torque exertions at a specific muscle group of one side, three series of measurements were taken, alternating the side and the muscle group. Finally, a 5-min rest period was given between the end of these measurements and the bilateral matching task.

The single-joint bilateral matching task was performed under two conditions. In the corresponding condition, the torques of different combinations of corresponding muscle groups were matched (elbow flexors, elbow extensors, shoulder flexors and shoulder extensors). In the opposite condition, the torques of different combinations of opposite muscle groups at the elbow or shoulder were matched (elbow flexors on one side and elbow extensors on the other and inversely; shoulder flexors on one side and shoulder extensors on the other and inversely). The bilateral matching task was performed at two force levels corresponding to 25% and 50% of the highest MVT exerted on the paretic or the

nondominant side. The corresponding condition was completed first. Three trials were performed consecutively for each combination and each force level. There was a rest period of 15 s between trials. The beginning and end of the trials were indicated by two signals, separated by 4 s. The following instructions were given: "When you hear a first sound, exert low (or moderate) equal forces with both sides, maintain these equal forces until you hear a second sound and then release them". At the end of each trial, subjects were asked to evaluate their performance and to say whether they perceived that they produced equal forces or not. Finally, to ascertain that the trials were done at the fixed submaximal force levels, visual feedback of the force produced by the nonparetic (or the dominant) side was provided to the examiner. Feedback was provided from one side only to allow a trial to be rejected basis of the force level and not the equality of the matching. Unsatisfactory or unsuccessful trials were not registered and were repeated.

8.4.3. Data and statistical analysis

During the bilateral task, the torques exerted between the second and fourth seconds of each trial (200 samples) were kept for the analysis because they corresponded to the more stable period of exertion. For each sample, the torque values were converted into ratios (paretic/nonparetic or nondominant/dominant) and then averaged over time. A global mean torque ratio (TR) was computed from the ratios obtained at each of the three trials for each force level (only the value of the first session was considered in the subjects with hemiparesis). To

confirm whether the ability of the subjects with hemiparesis to match the torques produced at both upper extremities during a submaximal matching task is impaired as compared to healthy subjects (objective 1), a three-way repeated-measures ANOVA was performed for each condition (corresponding and opposite). The between-subject factor was the group (subjects with hemiparesis and healthy subjects) while the within-subject factors were the level of force (25% and 50%) and the combination of muscle groups. In the “corresponding” condition the combinations were elbow flexors (EF), elbow extensors (EE), shoulder flexors (SF) and shoulder extensors (SE). In the “opposite” condition, the combinations were elbow flexors in the nonparetic (or dominant) side and elbow extensors in the paretic (or nondominant) side (EFNP-EEP) and inversely (EENP-EFP), shoulder flexors in the nonparetic (or dominant) side and shoulder extensors in the paretic (or nondominant) side (SFNP-SEP) and inversely (SENP-SFP). Any significant interaction was analyzed by means of an independent t-test with a significance level adjusted for multiple comparisons using the Bonferroni correction ($0.05/\#$ of tests).

To verify whether the torque ratios produced by subjects with hemiparesis during the bilateral task were related to the weakness of the paretic side (objective 2), simple regression analyses were performed for each combination and each force level. The independent variable was the maximal voluntary torque ratio (MVTR) whereas the dependent variable was the TR in the bilateral task. The MVTR of each muscle group was calculated as follows. First, a ratio of the mean maximal force measured for each side was computed for each

session (paretic/nonparetic). Then, the ratios of the two sessions were averaged. Furthermore, a global mean torque ratio (TR) of the force measured during the bilateral task was computed a second time (this time from the ratios obtained at each of the six trials for each force level). The mean value of the two sessions was used, since this method was found to be more reliable than the use of one session only (Bertrand, Mercier, Bourbonnais, Desrosiers, & Gravel, 2004). For all analyses, the statistical significance level was fixed at 0.05.

8.5. RESULTS

8.5.1. Participants

Characteristics of subjects with hemiparesis are reported in Table 8.1. There were five women and eight men in each group. The mean age for the group of subjects with hemiparesis was 55.1 ± 11.0 years and for the healthy group, 50.8 ± 9.6 years. All subjects were right-handed except one in the healthy group.

8.5.2. Attainment of force target levels

During the bilateral task, a few trials (less than 5%) were discarded and repeated because the subjects were not satisfied with the self-perceived equality of forces produced or because the target force levels (25% and 50% of the MVT exerted at the paretic or the nondominant side) were not attained. For the trials

Table 8.1. Personal and clinical characteristics of the subjects with hemiparesis

Subject	Age	Gender	Months post-CVA	Side of paresis	Clinical assessments		
					CM	MAS (F,E)	FM
1	68	F	81	L	3	1+, 1	6/8
2	63	M	97	L	3	2, 0	3/8
3	39	M	99	R	4	2, 1	6/8
4	55	M	113	R	4	1+, 1	5/8
5	60	M	105	R	4	1, 0	4/8
6	65	M	75	R	5	1, 0	8/8
7	42	F	106	R	5	1, 0	8/8
8	58	M	76	R	5	0, 0	6/8
9	64	M	78	L	5	1+, 1	5/8
10	40	F	16	R	7	1, 0	6/8
11	69	M	24	R	7	0, 0	8/8
12	43	F	30	D	7	0, 0	6/8
13	50	F	13	L	7	0, 0	8/8

CVA, Cerebrovascular accident; CM, Chedoke McMaster Stroke Assessment; MAS, modified Ashworth scale; F, elbow flexors; E, elbow extensors; FM, sense of position section of the Fugl-Meyer Assessment

accepted, a near-target force level was reached. In subjects with hemiparesis and in the first session, the torques produced on the nonparetic side were $28 \pm 9\%$ and $56 \pm 13\%$ of the maximal torque measured on the paretic side for the corresponding condition and $30 \pm 12\%$ and $55 \pm 18\%$ for the opposite condition. In the second session, the target force level reached was $29 \pm 9\%$ and $55 \pm 15\%$ in the corresponding condition and $31 \pm 12\%$ and $58 \pm 20\%$ for the opposite condition. Finally, in healthy subjects, the torques produced on the dominant side were equivalent to $29 \pm 7\%$ and $54 \pm 12\%$ of the maximal torque measured on the nondominant side for the corresponding condition and $29 \pm 9\%$ and $54 \pm 14\%$ for the opposite condition.

8.5.3. Comparison of torque ratios during the bilateral task

Figure 8.1 illustrates a typical recording for a subject with hemiparesis during a bilateral matching task of force in flexion of the elbows (EF). In subjects with hemiparesis, the torque on the paretic side was considerably lower than that on the nonparetic side, although the subjects perceived the torques to be the same.

The group means of torque ratios and the standard deviation are presented in Figure 8.2 for each condition while Table 8.2 summarizes the results of the analysis of variances. In the corresponding condition, there was a main effect for the level of force factor and the group factor, indicating that the subjects with hemiparesis produced lower torque ratios than the healthy subjects for both force levels and that the torque ratios were higher at the low force level than at the moderate force level for both groups.

In the opposite condition, an interaction was found between the combination and the group factors. Contrast analyses revealed that the subjects with hemiparesis produced lower force ratios than the healthy subjects for the combinations EFNP-EEP, EENP-EFP and SFNP-SEP ($t_{24} < -2.58$, $p < 0.0125$), except for SENP-SFP ($t_{24} = -1.33$, $p > 0.0125$).

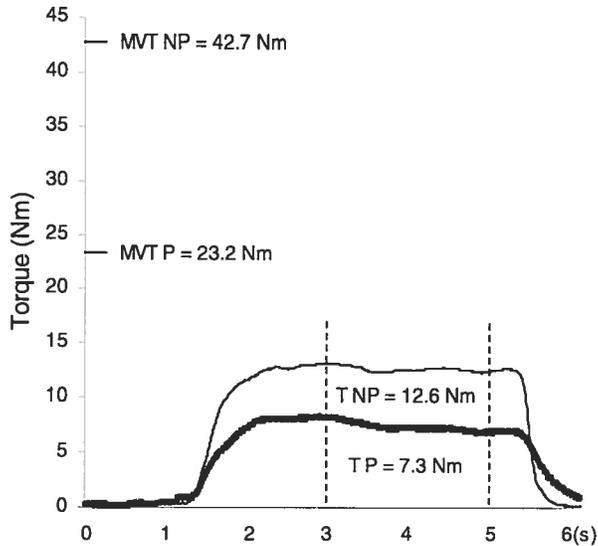


Figure 8.1. Example of the torques measured during a bilateral task performed at the moderate force level in one subject with hemiparesis. The start and stop signals were at the first and fifth second. The values given in the interval between dotted lines were kept for the analyses. Note that the torque exerted on the nonparetic side (T_{NP}) is nearly equal to 50% of the maximal voluntary torque on the paretic side (MVT_P). Note also that the torque ratio during the task (T_P/T_{NP}) was nearly equal to the maximal voluntary torque ratio (MVT_P/MVT_{NP}).

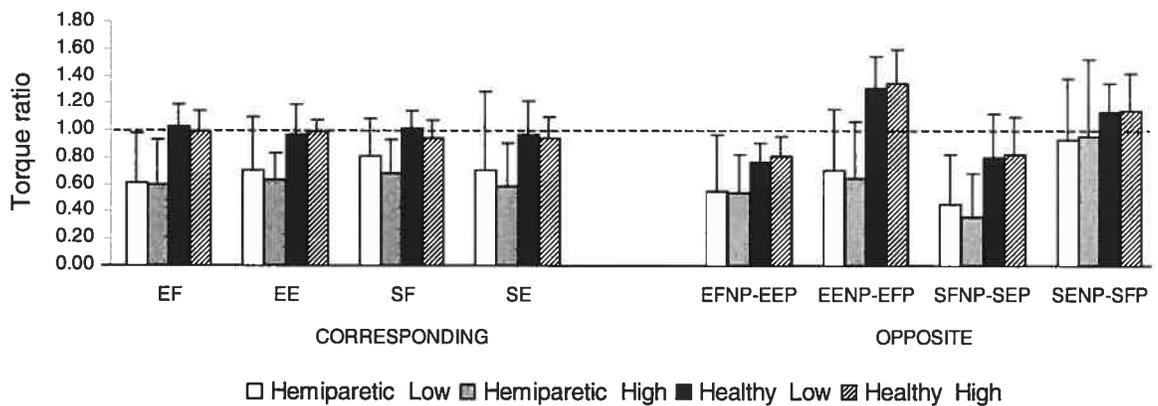


Figure 8.2. Means and standard deviations of torque ratios for each force level (low and moderate) and each combination in subjects with hemiparesis and in healthy subjects for the corresponding condition and the opposite condition. Elbow flexors (EF), elbow extensors (EE), shoulder flexors (SF), shoulder extensors (SE), elbow flexors on the nonparetic side and elbow extensors on the paretic side (EFNP-EEP) and inversely (EENP-EFP), shoulder flexors on the nonparetic side and shoulder extensors on the paretic side (SFNP-SEP) and inversely (SENP-SFP). The force level (low and moderate) 25% and 50% the maximal voluntary forces of the paretic (or the nondominant) side. The nondominant side in healthy subjects correspond to the paretic side in subjects with hemiparesis.

Table 8.2. Summary of the results of the ANOVAs (F and p values)

Independent variables	Dependent variable (torque ratio)	
	Corresponding condition	Opposite condition
Group	F = 20.10, p = 0.000*	F = 19.57, p = 0.000*
Combination	F = 0.47, p = 0.71	F = 18.06, p = 0.000*
Level of force	F = 6.00, p = 0.022*	F = 0.16, p = 0.09
Group x Combination	F = 0.72, p = 0.54	F = 3.81, p = 0.014*
Group x Level of force	F = 1.59, p = 0.22	F = 1.54, p = 0.23
Combination x Level of force	F = 0.81, p = 0.50	F = 0.26, p = 0.85
Group x Combination x Level of force	F = 0.45, p = 0.72	F = 0.42, p = 0.74

* Statistically significant effect at $p < .05$

8.5.4. Relationship between the bilateral matching performance and the weakness of the paretic side

Table 8.3 shows the results of the regression analyses. In the corresponding condition, the MVTR was not significantly related to the TR during the bilateral task performed at the low force level ($R^2 = 0.06- 0.30$, $p \geq 0.05$) but significant relationships were found in the bilateral task performed at the moderate force level ($R^2 = 0.33-0.53$, $p < 0.05$). In the opposite condition, all relationships were found to be significant ($R^2 = 0.31-0.57$, $p < 0.05$). Figure 8.3 illustrates a regression model for a combination in the corresponding condition and a regression model for a combination in the opposite condition.

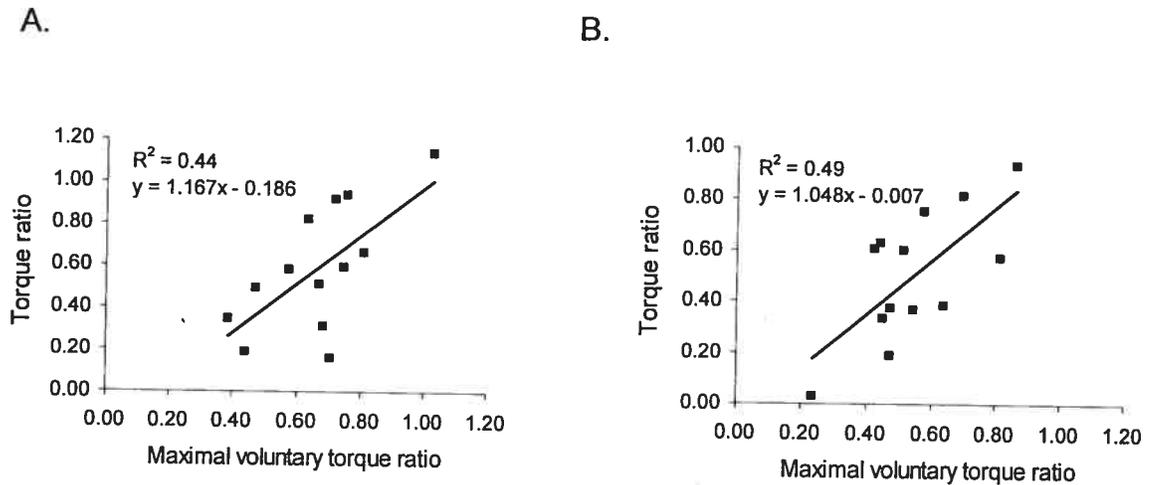


Figure 8.3. The regression model for the combination EF and that for the combination EFNP-EEP at the 50% force level. In each panel, the regression equation and the coefficients of determination (R^2) are shown.

Table 8.3. Results of the regression analyses

Combinations	Force levels	
	25%	50%
EF	$R^2 = 0.30$, $p = 0.05$, $y = 1.023x - 0.010$	$R^2 = 0.44$, $p = 0.014^*$, $y = 1.167x - 0.186$
EE	$R^2 = 0.06$, $p = 0.43$, $y = 0.351x + 0.451$	$R^2 = 0.33$, $p = 0.038^*$, $y = 0.616x + 0.252$
SF	$R^2 = 0.14$, $p = 0.21$, $y = 0.511x + 0.536$	$R^2 = 0.42$, $p = 0.017^*$, $y = 0.774x + 0.237$
SE	$R^2 = 0.23$, $p = 0.10$, $y = 1.318x - 0.228$	$R^2 = 0.53$, $p = 0.005^*$, $y = 1.223x - 0.245$
EFNP-EEP	$R^2 = 0.31$, $p = 0.049^*$, $y = 1.002x - 0.007$	$R^2 = 0.49$, $p = 0.008^*$, $y = 1.048x - 0.007$
EENP-EFP	$R^2 = 0.31$, $p = 0.048^*$, $y = 0.926x - 0.122$	$R^2 = 0.40$, $p = 0.021^*$, $y = 0.916x - 0.122$
SFNP-SEP	$R^2 = 0.41$, $p = 0.018^*$, $y = 1.153x - 0.270$	$R^2 = 0.57$, $p = 0.003^*$, $y = 1.169x - 0.344$
SENP-SFP	$R^2 = 0.46$, $p = 0.011^*$, $y = 1.341x - 0.005$	$R^2 = 0.39$, $p = 0.023^*$, $y = 1.385x - 0.012$

Statistically significant effect at $p < .05$

8.6. DISCUSSION

The aim of the present study was to further test a model of bilateral coordination. Specifically, it was verified that post-stroke subjects with hemiparesis produce lower torque ratios than healthy subjects during a single-joint bilateral matching task. In addition, it was determined whether the torque ratios during the task are associated with the relative weakness of the paretic side. It was found that subjects with hemiparesis produce lower torque ratios than healthy subjects in both the corresponding and the opposite conditions. Moreover, in subjects with hemiparesis, the torque ratios during the task were related to the maximal voluntary torque ratios at a moderate submaximal level of force in the corresponding condition and for both levels of force in the opposite condition.

8.6.1. Impairment in bilateral coordination in subjects with hemiparesis

The results show that, in the corresponding condition, healthy subjects produced torque ratios near unity, while subjects with hemiparesis produced lower torque ratios. These results are in accordance with those found in a previous study involving a static grip force-matching task (Bertrand, Mercier, Lam Wai Shun et al., 2004) and a concomitant study conducted in the same laboratory (Mercier, Bertrand, & Bourbonnais, 2004) in which a bilateral multi-joint matching task was performed. In all these studies, subjects with hemiparesis produced lower force (or torque) ratios than healthy subjects in spite of the fact that they had sufficient

strength on the paretic side to produce forces (or torques) equal to those on the other side.

Furthermore, in the corresponding condition, both groups produced slightly higher torque ratios at the low force level than at the moderate force level, as in the study involving a static grip force-matching task (Bertrand, Mercier, Lam Wai Shun et al., 2004). However, the latter result does not necessarily mean that, at the individual level, the subjects were more accurate in matching torques at the low force level. Indeed, standard deviations are often larger at the low force level than for all combinations, indicating that the performance of some subjects was worse at that level.

In the “opposite condition”, subjects with hemiparesis produced lower torque ratios compared to healthy subjects in three out of the four combinations (Figure 8.2). Indeed, in the combination SENP-SFP, both groups produced mean ratios near unity.

8.6.2. Generalizability of the model of bilateral coordination

The results of the regression analyses help to confirm that the model of bilateral coordination could be generalized to bilateral tasks involving more than one combination of corresponding muscle groups and that its applicability could be further extended to bilateral tasks performed with different combinations of opposite muscle groups.

The loss of strength *per se* cannot account for the inability to produce the level of torque on the paretic side since the tasks were performed at a submaximal level of torque. It is therefore the strategy used by the subjects that appears inappropriate. It was suggested that it is the intensity of the motor commands on both sides that are compared and matched but, given the unilateral strength loss, different external forces were produced.

It should be noted that the model did not explain the asymmetry observed in the bilateral force at low force level. Indeed, the results showed that, in the corresponding condition, there was no significant relationship at all at the low force level whereas the relationships were significant at the moderate force level. In addition, in the opposite condition, the relationship was mostly higher at the moderate force level than at the low force level. In a previous study by Bertrand, Mercier, Lam Wai Shun et al. (2004), a significant relationship was found between grip weakness and grip force ratios during the task at the low force level (25%) but the relationship (R^2) was weaker than at the moderate (50%) and high (65%) levels with coefficients of determination (R^2) of 0.39 as compared to 0.55 and 0.66, respectively. Both these results suggest that the subjects use mainly a strategy that relies on the intensity of the motor commands on both sides as the level of force increases. At a low force level, it is possible that some subjects adopt a strategy to produce the task based more on peripheral sensory information but this hypothesis could be not verified. On the other hand, there may be much more variability in the performance at the low

force level, and it is possible that the present study and the previous one did not have sufficient power in terms of sample size to yield a significant result.

The proposed model of bilateral coordination was also tested in a multi-joint bilateral task (Mercier et al., 2004). In the latter study, a multi-joint bilateral matching task was used to evaluate the ability to exert equal forces on both sides in terms of direction and magnitude in four directions in the sagittal plane (i.e. involving a combination of flexion/extension between shoulder and elbow). The results show that the errors predicted by the model of coordination, implying that forces are matched according to their maximal voluntary force at each joint, are moderately associated with observed errors in terms of force magnitude but not in terms of force direction. Nevertheless, the mean errors of magnitude across directions were well predicted by the average multi-joint maximal voluntary forces measured in the same directions. These results suggest that, during a multi-joint bilateral task, the magnitude of force was not determined in terms of the maximal voluntary force at each joint but rather more globally.

8.6.3. Impairment both in force control and force perception

In Figure 8.1, the difference between sides may be observed at the beginning of the task and there is no correction during the trial, even though the task duration was long enough to allow corrections based on peripheral feedback to be made. It could be suggested that the reason for this is that the subjects also rely on motor commands for force perception. One argument in favour of this

hypothesis is that the subjects were convinced they were exerting equal forces on both sides. In other words, they were not aware of the inequality and therefore could not correct their performance during the trial or in subsequent trials. It might be argued that the performance of these subjects is affected by severe proprioceptive deficits but most of them did not present such deficits. Furthermore, although there is no statistical analysis, examination of individual data does not suggest that the performance of subjects with proprioceptive deficits is different from other subjects. These results are in accordance with the idea that the subjects rely on the sense of effort (i.e. information of central origin reflecting the intensity of the motor command) both to match and estimate the forces (Cafarelli & Bigland-Ritchie, 1979; Gandevia & McCloskey, 1977).

Considering the post-stroke time and the fact that many subjects have sufficient motor recovery to perform many functional activities with their paretic upper limb, it is surprising that they failed to perform the bilateral matching task. It could be proposed that in their daily activities subjects rely mainly on visual or somesthetic feedback. In a movement coordination task, it has been observed that the nonparetic upper extremity is limited by the paretic upper extremity, to ensure a better coupling between limbs (Rice & Newell, 2001). However, in the present bilateral task, it seems that there is no such tendency to improve the torque coupling. The fact that no such adaptation was observed in the static task used in the present study might indicate that the adaptation seen in the dynamic task used in the Rice and Newell study may depend on visual or somesthetic

feedback rather than on an adaptation of the internal model of the paretic limb to the consequences of stroke.

Generalization of the results to functional tasks is not obvious, mostly because the experimental task was a static force production task. This kind of task was used to limit visual or somatosensory information and to prove that the subjects failed to take their unilateral weakness into account when planning and performing a bilateral static force-matching task. Therefore, it might be interesting to explore to what extent the performance of subjects with hemiparesis could be improved in conditions where both visual and somatosensory information is available, whether this information takes precedence over that of central origin and whether it allows the performance to be corrected online and/or in subsequent trials. For example, it would be interesting to assess the impact of the altered force perception on the ability to transfer the information obtained by one side to the other side during manipulative tasks. These questions need to be explored further in order to improve our understanding of the bilateral coordination deficit in subjects with hemiparesis and the mechanisms of bilateral coordination. Until now, a lack of adaptation to the weakness has been proposed to explain impairments during bilateral tasks (in postural adjustments) (Bertrand & Bourbonnais, 2001; Gauthier, Bourbonnais, Filiatrault, Gravel, & Arsenault, 1992) as well as abnormal synergies (Lum, Burgar, & Shor, 2003) but the lack of adaptation to the weakness and altered force perception might be expected to affect many more aspects of the motor performance of subjects with hemiparesis.

8.7. ACKNOWLEDGMENTS

This work was financially supported by a grant from the Canadian Institutes of Health Research (CIHR). Anne Martine Bertrand was supported by a scholarship from the Fonds de la recherche en santé du Québec and the Réseau de recherche provincial en adaptation-réadaptation and she is currently supported by a fellowship from the CIHR. Catherine Mercier was supported by a fellowship from the CIHR and Johanne Desrosiers is a CIHR investigator. The technical assistance of Michel Goyette, Daniel Marineau, André Dumoulin and Yves Duhaime is gratefully acknowledged. The authors are grateful to all subjects for their participation.

8.8. REFERENCES

- Bertrand, A. M., & Bourbonnais, D. (2001). Effects of upper limb unilateral isometric efforts on postural stabilization in subjects with hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82*(3), 403-411.
- Bertrand, A. M., Mercier, C., Bourbonnais, D., Desrosiers, J., & Gravel, D. (2004). Reliability of maximal static strength measurements of the upper extremities in subjects with hemiparesis. *submitted, Journal of Rehabilitation Medicine.*
- Bertrand, A. M., Mercier, C., Lam Wai Shun, P. L., Bourbonnais, D., & Desrosiers, J. (2004). Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis. *Journal of Neurophysiology, 91*(4), 1579-1585.
- Bohannon, R. W., & Smith, M. B. (1987). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy, 67*(2), 206-207.
- Boissy, P., Bourbonnais, D., Carlotti, M. M., & Arsenault, A. B. (1999). Maximal grip force in chronic stroke subjects and its relationship to global upper extremity function. *Clinical Rehabilitation, 13*(4), 354-362.
- Boissy, P., Bourbonnais, D., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Leblanc, M. (1998). A static dynamometer measuring simultaneous torques exerted at the upper limb. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 6*(3), 309-315.
- Brodal, A. (1973). Self-observations and neuro-anatomical considerations after a stroke. *Brain, 96*(4), 675-694.

- Cafarelli, E., & Bigland-Ritchie, B. (1979). Sensation of static force in muscles of different length. *Experimental Neurology*, 65(3), 511-525.
- Canning, C. G., Ada, L., Adams, R., & O'Dwyer, N. J. (2004). Loss of strength contributes more to physical disability after stroke than loss of dexterity. *Clinical Rehabilitation*, 18(3), 300-308.
- Folstein, M. F., Folstein, S. E., & McHugh, P. R. (1975). "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychiatric Research*, 12(3), 189-198.
- Fugl-Meyer, A. R., Jaasko, L., Leyman, I., Olsson, S., & Steglind, S. (1975). The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 7(1), 13-31.
- Gandevia, S. C. (1982). The perception of motor commands or effort during muscular paralysis. *Brain*, 105(1), 151-159.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1977). Sensations of heaviness. *Brain*, 100(2), 345-354.
- Gauthier, J., Bourbonnais, D., Filiatrault, J., Gravel, D., & Arsenault, A. B. (1992). Characterization of contralateral torques during static hip efforts in healthy subjects and subjects with hemiparesis. *Brain*, 115 (4), 1193-1207.
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., Sanford, J., Barreca, S., Vanspall, B., & Plews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.

- Hébert, R., & Girouard, D. (1992). *Manuel pour l'administration et la cotation de l'échelle de statut mental modifiée (3MS). Traduction et adaptation française*. Sherbrooke: Centre de recherche en gérontologie et gériatrie de l'Hôpital d'Youville affilié à l'Université de Sherbrooke.
- Heller, A., Wade, D. T., Wood, V. A., Sunderland, A., Hwer, R. L., & Ward, E. (1987). Arm function after stroke: measurement and recovery over the first three months. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 50(6), 714-719.
- Huskisson, E. C. (1983). Visual analogue scales. In Melzack, R. (Ed.), *Pain Measurement and Assessment* (pp. 33-37). New York: Raven Press.
- Levin, M. F., Desrosiers, J., Beauchemin, D., Bergeron, N., & Rochette, A. (2004). Development and validation of a scale for rating motor compensations used for reaching in patients with hemiparesis: the reaching performance scale. *Physical Therapy*, 84(1), 8-22.
- Lum, P. S., Burgar, C. G., & Shor, P. C. (2003). Evidence for strength imbalances as a significant contributor to abnormal synergies in hemiparetic subjects. *Muscle & Nerve*, 27(2), 211-221.
- Mayo, N. E. (1993). Epidemiology and recovery. *Physical Medicine and Rehabilitation : State of the Art Reviews*, 7(1), 1-25.
- Mercier, C., Bertrand, A. M., & Bourbonnais, D. (2004). Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching task in hemiparetic subjects. *Experimental Brain Research*, 157(1), 32-42.

- Mercier, C., & Bourbonnais, D. (2004). Relative shoulder flexor and handgrip strength is related to upper limb function after stroke. *Clinical Rehabilitation, 18*(2), 215-221.
- Rice, M. S., & Newell, K. M. (2001). Interlimb coupling and left hemiplegia because of right cerebral vascular accident. *The Occupational Therapy Journal of Research, 21*(1), 12-28.
- Rode, G., Rossetti, Y., & Boisson, D. (1996). Inverse relationship between sensation of effort and muscular force during recovery from pure motor hemiplegia: a single-case study. *Neuropsychologia, 34*(2), 87-95.
- Sunderland, A., Tinson, D., Bradley, L., & Hewer, R. L. (1989). Arm function after stroke. An evaluation of grip strength as a measure of recovery and a prognostic indicator. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, 52*(11), 1267-1272.

CHAPITRE 9 : RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

Dans cette section, des résultats complémentaires, à savoir des résultats qui n'ont pas été présentés dans les articles, seront brièvement exposés. Il s'agit de la fidélité des ratios des forces maximales volontaires produites par des muscles opposés et de la fidélité des ratios des forces lors des tâches d'appariement bilatéral de forces produites avec les fléchisseurs et les extenseurs des coudes et des épaules des personnes hémiparétiques. Il apparaît important de démontrer la fidélité de ces mesures puisqu'elles constituent les variables principales permettant de tester le modèle présenté dans le quatrième article.

9.1. FIDÉLITÉ DES RATIOS DES FORCES MAXIMALES VOLONTAIRES PRODUITES PAR DES MUSCLES OPPOSÉS AUX COUDES ET AUX ÉPAULES

La fidélité des ratios des forces maximales volontaires (ratios des moments maximaux) produites par des muscles opposés a été estimée à l'aide de la théorie de la généralisabilité, selon la méthode décrite dans le deuxième article et à la section 4.4.2. Le tableau 9.1 présente les composantes de la variance (exprimée selon un pourcentage de la variance totale) associées aux différents facteurs pour les ratios des forces maximales volontaires produites par des groupes musculaires opposés. Les plus grandes composantes de la variance (75,2% à 90,8%) sont attribuables au facteur sujet alors que celles associées au facteur session sont nulles. Les composantes de la variance associées au

résidu varient de 9,2% à 24,8%. Ces composantes de la variance ne peuvent être interprétées parce qu'elles se rapportent à des sources de variances inconnues ou aléatoires.

Tableau 9.1. Variances associées aux différents facteurs pour les ratios des forces maximales volontaires produites par des groupes musculaires opposés

Ratios des forces maximales volontaires produites par des groupes musculaires opposés				
Source de variance	Pourcentage de la variance totale			
	ECP/FCNP	FCP/ECNP	EEP/FENP	FEP/EENP
Sujet (S)	90,1	88,8	75,2	90,8
Session (SE)	0,0	0,0	0,0	0,0
Résidu	9,9	11,2	24,8	9,2
Total	100,0	100,0	100,0	100,0

Note : n = 14.

Abréviations : ECP/FCNP, ratio : force des extenseurs du coude du côté atteint sur celle des fléchisseurs du coude du côté non atteint; FCP/ECNP, ratio : force des fléchisseurs du coude du côté atteint sur celle des extenseurs du coude du côté non atteint; EEP/FENP, ratio : force des extenseurs de l'épaule du côté atteint sur celle des fléchisseurs de l'épaule du côté non atteint; FEP/EENP, ratio : force des fléchisseurs de l'épaule du côté atteint sur celle des extenseurs de l'épaule du côté non atteint.

Pour leur part, les coefficients de généralisabilité des ratios des forces maximales volontaires produites par des groupes musculaires opposés sont présentés au tableau 9.2 et les erreurs types sur la mesure au tableau 9.3. De manière générale, les coefficients sont plus élevés lorsque les ratios des forces obtenus dans les deux sessions sont considérés (augmentation variant de 0,04 à 0,11). Par ailleurs, les erreurs types sur la mesure sont diminuées lorsque les ratios des forces obtenus dans les deux sessions sont considérés (diminution variant de 0,01 à 0,03).

Tableau 9.2. Coefficients de généralisabilité pour les ratios des forces maximales volontaires produites par des groupes musculaires opposés

Ratios des forces maximales volontaires produites par des groupes musculaires opposés				
Session	ECP/FCNP	FCP/ECNP	EEP/FENP	FEP/EENP
1	0,90	0,89	0,75	0,91
2	0,95	0,94	0,86	0,95

Note : n = 14.

Abréviations : ECP/FCNP, ratio : force des extenseurs du coude du côté atteint sur celle des fléchisseurs du coude du côté non atteint; FCP/ECNP, ratio : force des fléchisseurs du coude du côté atteint sur celle des extenseurs du coude du côté non atteint; EEP/FENP, ratio : force des extenseurs de l'épaule du côté atteint sur celle des fléchisseurs de l'épaule du côté non atteint; FEP/EENP, ratio : force des fléchisseurs de l'épaule du côté atteint sur celle des extenseurs de l'épaule du côté non atteint.

Tableau 9.3. Erreurs types sur la mesure pour les ratios des forces maximales volontaires produites par des groupes musculaires opposés

Ratios des forces maximales volontaires produites par des groupes musculaires opposés				
Session	ECP/FCNP	FCP/ECNP	EEP/FENP	FEP/EENP
1	0,05	0,08	0,10	0,07
2	0,04	0,06	0,07	0,05

Note : n = 14.

Abréviations : ECP/FCNP, ratio : force des extenseurs du coude du côté atteint sur celle des fléchisseurs du coude du côté non atteint; FCP/ECNP, ratio : force des fléchisseurs du coude du côté atteint sur celle des extenseurs du coude du côté non atteint; EEP/FENP, ratio : force des extenseurs de l'épaule du côté atteint sur celle des fléchisseurs de l'épaule du côté non atteint; FEP/EENP, ratio : force des fléchisseurs de l'épaule du côté atteint sur celle des extenseurs de l'épaule du côté non atteint.

9.2. FIDÉLITÉ DES RATIOS DES FORCES LORS DE LA TÂCHE D'APPARIEMENT BILATÉRAL DES FORCES AUX COUDES ET AUX ÉPAULES

La fidélité des ratios des forces lors des tâches d'appariement bilatéral a aussi été estimée à l'aide de la théorie de la généralisabilité, selon la méthode décrite

dans le deuxième article et à la section 4.4.2. Les composantes de la variance (exprimée selon un pourcentage de la variance totale) associées aux différents facteurs pour les ratios des forces produites par les groupes musculaires correspondants et opposés aux coudes et aux épaules lors de la tâche d'appariement bilatéral sont présentées au tableau 9.4. Sauf pour quelques exceptions, les plus grandes composantes de la variance (32,0% à 90,4%) sont attribuables au facteur sujet. Les composantes de la variance associées aux facteurs session et essai et à l'interaction entre les facteurs essai et session sont très petites voire nulles. Les composantes de la variance associées à l'interaction des facteurs sujet et session varient considérablement selon les combinaisons (de 0,0% à 53,7%). Les composantes élevées suggèrent que certains sujets produisent des ratios des forces plus élevés à la première session alors que d'autres sujets produisent des ratios moins élevés à la première session. Les composantes de la variance associées à l'interaction des facteurs sujet et essai sont petites sauf celle de la combinaison FE à 50%. Ceci suggère que pour cette combinaison, les ratios des forces sont plus élevés pour des essais spécifiques chez certains sujets alors que ces ratios sont moins élevés pour les mêmes essais chez d'autres sujets. Enfin, les composantes de la variance associées au résidu varient de 3,1% à 58,3%. Tel que mentionné précédemment, ces composantes de la variance ne peuvent être interprétées parce qu'elles se rapportent à des sources de variances inconnues ou aléatoires.

Tableau 9.4. Variances associées aux différents facteurs pour les ratios des forces dans la tâche d'appariement bilatéral selon chacune des combinaisons de groupes musculaires

Ratios des forces pour les combinaisons de groupes musculaires correspondants								
Source de variance	Pourcentage de la variance totale							
	FC		EC		FE		EE	
	25	50	25	50	25	50	25	50
Sujet (S)	81,6	83,0	32,0	54,8	59,7	73,9	85,3	90,4
Session (SE)	0,1	0,0	0,0	0,4	1,1	4,0	0,7	0,0
ESSAI (E)	0,0	0,2	0,2	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
S x SE	11,4	9,0	53,7	23,6	18,6	0,7	7,8	1,2
S x E	3,8	0,3	2,6	0,0	1,7	9,3	2,6	0,0
SE x E	0,0	0,0	0,4	0,5	0,1	0,0	0,0	0,0
Résidu	3,1	7,6	11,2	20,6	18,7	12,1	3,6	8,3
Total	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0

Ratios des forces pour les combinaisons de groupes musculaires opposés								
Source de variance	Pourcentage de la variance totale							
	FCNP-ECP		ECNP-FCP		FENP-EEP		EENP-FEP	
	25	50	25	50	25	50	25	50
Sujet (S)	33,1	54,5	50,8	55,3	88,0	69,8	49,8	45,6
Session (SE)	2,3	0,0	2,8	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
ESSAI (E)	0,0	2,7	0,0	0,0	0,0	0,0	0,8	0,1
S x SE	6,0	31,2	12,3	28,7	6,9	21,5	32,6	0,0
S x E	0,0	2,3	0,0	0,0	0,0	0,0	0,4	0,0
SE x E	0,4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,2	0,0	1,4
Résidu	58,3	9,3	34,1	15,9	5,1	8,5	16,4	52,8
Total	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0

Note : n = 13.

Abréviations : FC, fléchisseurs des coudes; EC, extenseurs des coudes; FE, fléchisseurs des épaules; EE, extenseurs des épaules; FCNP-ECP, fléchisseurs du coude du côté non atteint et extenseurs du coude du côté atteint; ECNP-FCP, extenseurs du coude du côté non atteint et fléchisseurs du coude du côté atteint; FENP-EEP, fléchisseurs de l'épaule du côté non atteint et extenseurs de l'épaule du côté atteint; ECNP-FCP, extenseurs de l'épaule du côté non atteint et fléchisseurs de l'épaule du côté atteint.

Pour leur part, les coefficients de généralisabilité des ratios des forces et les erreurs types sur la mesure pour chacune des combinaisons de groupes musculaires lors de la tâche d'appariement bilatéral sont présentés aux tableaux 9.5 et 9.6, respectivement. Les coefficients sont en général plus faibles pour le bas niveau de force (25% de la force maximale volontaire du côté atteint). Les coefficients augmentent lorsque les ratios des trois essais de chacune des sessions sont considérés. En effet, les coefficients augmentent de 0,02 à 0,17 avec l'ajout des données de la deuxième session. Néanmoins, trois coefficients sont inférieurs de 0,75 pour le bas niveau de force, dont un étant égal à 0,52. Par ailleurs, les erreurs types sur la mesure sont diminuées lorsque les ratios des trois essais de chacune des sessions sont considérés (diminution variant de 0,02 à 0,09).

Tableau 9.5. Coefficients de généralisabilité pour les ratios des forces dans la tâche d'appariement bilatéral en fonction des essais et des sessions selon chacune des combinaisons de groupes musculaires

Ratios des forces pour les combinaisons de groupes musculaires correspondants								
session, essai	FC		EC		FE		EE	
	25	50	25	50	25	50	25	50
1, 1	0,82	0,83	0,32	0,55	0,60	0,77	0,86	0,90
1, 2	0,85	0,87	0,35	0,62	0,67	0,87	0,89	0,94
1, 3	0,86	0,88	0,35	0,64	0,70	0,90	0,90	0,96
2, 1	0,88	0,91	0,48	0,71	0,75	0,82	0,91	0,95
2, 2	0,91	0,93	0,51	0,76	0,80	0,90	0,93	0,97
2, 3	0,92	0,93	0,52	0,78	0,82	0,93	0,94	0,98

Ratios des forces pour les combinaisons de groupes musculaires opposés								
session, essai	FCNP-ECP		ECNP-FCP		FENP-EEP		EENP-FEP	
	25	50	25	50	25	50	25	50
1, 1	0,34	0,56	0,52	0,55	0,88	0,70	0,50	0,46
1, 2	0,48	0,60	0,63	0,60	0,90	0,73	0,55	0,63
1, 3	0,57	0,61	0,68	0,62	0,91	0,74	0,57	0,72
2, 1	0,51	0,71	0,69	0,71	0,94	0,82	0,67	0,63
2, 2	0,65	0,74	0,78	0,75	0,95	0,84	0,71	0,78
2, 3	0,72	0,75	0,81	0,76	0,95	0,85	0,72	0,84

Note : n = 13.

Abréviations : FC, fléchisseurs des coudes; EC, extenseurs des coudes; FE, fléchisseurs des épaules; EE, extenseurs des épaules; FCNP-ECP, fléchisseurs du coude du côté non atteint et extenseurs du coude du côté atteint; ECNP-FCP, extenseurs du coude du côté non atteint et fléchisseurs du coude du côté atteint; FENP-EEP, fléchisseurs de l'épaule du côté non atteint et extenseurs de l'épaule du côté atteint; EENP-FEP, extenseurs de l'épaule du côté non atteint et fléchisseurs de l'épaule du côté atteint.

Tableau 9.6. Erreurs types sur la mesure en fonction des essais et des sessions selon chacune des combinaisons de groupes musculaires

Ratios des forces pour les combinaisons de groupes musculaires correspondants								
session, essai	FC		EC		FE		EE	
	25	50	25	50	25	50	25	50
1, 1	0,14	0,13	0,29	0,16	0,21	0,13	0,21	0,10
1, 2	0,13	0,11	0,28	0,14	0,18	0,10	0,18	0,08
1, 3	0,13	0,11	0,27	0,13	0,17	0,08	0,17	0,07
2, 1	0,11	0,09	0,21	0,11	0,15	0,11	0,16	0,07
2, 2	0,10	0,08	0,20	0,10	0,13	0,08	0,14	0,06
2, 3	0,09	0,08	0,19	0,09	0,12	0,07	0,13	0,05

Ratios des forces pour les combinaisons de groupes musculaires opposés								
session, essai	FCNP-ECP		ECNP-FCP		FENP-EEP		EENP-FEP	
	25	50	25	50	25	50	25	50
1, 1	0,36	0,19	0,32	0,26	0,12	0,17	0,37	0,48
1, 2	0,27	0,18	0,26	0,23	0,11	0,16	0,33	0,34
1, 3	0,23	0,17	0,23	0,22	0,10	0,16	0,32	0,28
2, 1	0,26	0,14	0,23	0,18	0,09	0,12	0,26	0,34
2, 2	0,19	0,13	0,18	0,16	0,08	0,11	0,24	0,24
2, 3	0,16	0,12	0,16	0,16	0,07	0,11	0,23	0,20

Note : n = 13.

Abréviations : FC, fléchisseurs des coudes; EC, extenseurs des coudes; FE, fléchisseurs des épaules; EE, extenseurs des épaules; FCNP-ECP, fléchisseurs du coude du côté non atteint et extenseurs du coude du côté atteint; ECNP-FCP, extenseurs du coude du côté non atteint et fléchisseurs du coude du côté atteint; FENP-EEP, fléchisseurs de l'épaule du côté non atteint et extenseurs de l'épaule du côté atteint; EENP-FEP, extenseurs de l'épaule du côté non atteint et fléchisseurs de l'épaule du côté atteint.

CHAPITRE 10 : DISCUSSION

L'objectif général de cette étude était d'examiner auprès de personnes hémiparétiques ayant subi un AVC il y a plusieurs mois, l'effet de la diminution des capacités de production de force au membre supérieur atteint sur la capacité à appairer des forces bilatérales. Plus spécifiquement, un modèle de coordination bilatérale a été testé. Selon ce modèle, l'intensité de la force produite de chaque côté par les groupes musculaires impliqués dans des tâches d'appariement bilatéral serait déterminée en fonction de leur force maximale volontaire. Dans l'ensemble, les résultats présentés supportent la validité du modèle proposé.

Les principaux résultats reliés aux différents objectifs seront d'abord résumés et discutés dans la première partie de la discussion. Dans les parties suivantes, les implications des résultats sur les connaissances relatives au contrôle et à la perception de la force, celles sur la performance motrice des personnes hémiparétiques et finalement celles sur la pratique clinique de façon générale seront discutées.

10.1. PRINCIPAUX RÉSULTATS

Trois objectifs spécifiques de recherche ont été émis, dont deux qui constituaient, en quelque sorte, des préalables à l'atteinte de l'objectif général alors qu'un dernier y était directement relié.

10.1.1. Précision de l'appariement bilatéral de forces statiques produites avec différents groupes musculaires des membres supérieurs des sujets normaux

Le premier article présenté dans cette thèse se rapporte à la précision à laquelle des sujets normaux appariant des forces statiques bilatérales avec différents groupes musculaires des membres supérieurs (objectif 1). Les résultats montrent que lorsque les sujets appariant des forces produites par des groupes musculaires correspondants, l'erreur entre les côtés est supérieure pour le plus bas niveau de force comparativement au plus haut niveau de force (25% de la force maximale volontaire comparativement à 50%). Toutefois, l'erreur ne diffère pas entre les groupes de muscles utilisés, qu'ils soient proximaux ou distaux. De plus, l'erreur n'est pas associée à une force systématiquement plus élevée du côté dominant.

Lorsque la tâche d'appariement est effectuée avec des groupes musculaires opposés, l'erreur est supérieure à celle associée à la tâche d'appariement réalisée à l'aide de groupes musculaires correspondants. L'erreur dans l'appariement de forces produites avec des groupes musculaires opposés ne diffère pas entre les combinaisons de muscles utilisées ni entre les niveaux de force demandés. Enfin, tout comme pour la tâche d'appariement réalisée à l'aide de groupes musculaires correspondants, l'erreur n'est pas associée à une force systématiquement plus élevée du côté dominant, mais elle est associée à une force plus élevée du côté qui exerce une force en flexion.

Les résultats du premier article ont permis de connaître les caractéristiques de la performance des sujets normaux et ainsi, de mieux distinguer l'incapacité des personnes hémiparétiques. Les résultats obtenus auprès des sujets normaux ont permis notamment d'orienter les analyses des résultats des personnes hémiparétiques en ce qui a trait à l'effet du côté de la dominance manuelle. En effet, puisque aucun effet lié à la dominance manuelle sur l'erreur n'a été observé chez les sujets normaux, la dominance avant l'AVC n'a pas été prise en compte dans les analyses (voir le troisième et le quatrième article). Par ailleurs, puisque la précision différait entre les conditions où les forces étaient produites par des groupes musculaires correspondants et opposés, les données des personnes hémiparétiques et des sujets normaux obtenues dans ces deux conditions ont été analysées séparément (voir le quatrième article).

La précision de l'appariement de forces produites par des groupes musculaires correspondants à un bas niveau de force s'est révélée inférieure à celle à un haut niveau de force. Cette moins bonne performance pourrait permettre d'expliquer pourquoi le modèle s'applique moins bien à un bas niveau de force (voir articles 3 et 4). En effet, considérant que les sujets normaux ont fait de plus grandes erreurs à ce niveau de force, il est possible de croire que l'erreur dans l'appariement chez les personnes hémiparétiques résulterait non seulement de la différence entre les forces maximales de chaque côté mais aussi en grande partie de la difficulté à comparer et à appairer des forces de petites amplitudes. Toutefois, il faut mentionner que chez les sujets normaux, les erreurs étaient aussi grandes dans la condition où les forces de groupes musculaires opposés

étaient appariées, et malgré cela, le modèle peut s'appliquer dans cette condition auprès des personnes hémiparétiques. Il est à noter, cependant, que dans cette condition, les erreurs étaient en partie attribuables à une force plus élevée du côté qui exerce une force en flexion. Aussi, il est intéressant de constater que les personnes hémiparétiques produisent, tout comme les sujets normaux, une force plus élevée du côté qui exerce une force en flexion (figure 5.2). Cette augmentation des forces en flexion résulte du fait que les forces maximales volontaires sont plus élevées en flexion qu'en extension.

10.1.2. Fidélité des mesures de forces des membres supérieurs obtenues auprès de personnes hémiparétiques

Dans l'ensemble, les résultats montrent une bonne fidélité des ratios des forces maximales volontaires (deuxième article et données non publiées présentées au chapitre 9) et des ratios des forces lors de l'appariement (troisième article et données non publiées présentées au chapitre 9) (objectif 2). Il était important d'estimer la fidélité de ces mesures étant donné qu'elles constituaient les variables principales du modèle de coordination bilatérale proposé. Les résultats montrent aussi que les mesures de forces maximales volontaires de chaque côté sont fidèles. La fidélité de ces mesures a aussi une importance d'un point de vue clinique et cet aspect sera abordé un peu plus loin dans la discussion.

Après examen des coefficients de généralisabilité, il est apparu qu'il était préférable, pour tester le modèle, d'utiliser les variables constituées à partir de

la moyenne de tous les essais réalisés dans les deux sessions de mesure et ce, autant pour les ratios des forces maximales volontaires que pour les ratios des forces mesurées durant la tâche d'appariement bilatéral (voir le quatrième article). Ce choix a été fait puisque, de manière générale et pour les deux variables, les coefficients étaient plus élevés lorsque deux sessions étaient considérées.

Malgré tout, dans la tâche d'appariement, les coefficients étaient en général plus faibles pour le bas niveau de force (25% de la force maximale volontaire du côté atteint) et tel que rapporté dans le tableau 9.5, trois coefficients étaient inférieurs à 0,75. La fidélité des mesures obtenues à l'aide d'un instrument est importante pour assurer sa validité. Ainsi, des mesures ayant une faible fidélité représentent moins bien le phénomène devant être mesuré (Portney & Watkins, 2000). En conséquence, il est possible de croire que la fidélité plus faible des mesures pour le bas niveau de force puisse contribuer à expliquer l'absence de relation significative entre la diminution des capacités de production de force et la capacité à apparier des forces bilatérales tel que montré dans le quatrième article. À tout le moins, la faible fidélité des mesures des forces d'appariement dans la condition où les forces sont produites par les extenseurs du coude pourrait expliquer l'absence totale de relation obtenue entre ces mesures et les ratios des forces maximales volontaires (le coefficient de généralisabilité est égal à 0,52 dans la tâche d'appariement pour le bas niveau de force).

L'utilisation des valeurs obtenues lors de deux sessions n'a pas été possible pour tester le modèle avec les tâches d'appariement de forces de préhension (troisième article). En effet, parce que la deuxième séance de mesure des forces maximales volontaires de préhension était réalisée dans le cadre d'une autre étude, seules les données de 10 participants sur 15 étaient disponibles.

Enfin, il faut mentionner que les mesures de forces maximales volontaires statiques obtenues auprès de personnes hémiparétiques présentées dans le deuxième article sont comparables à celles rapportées dans d'autres études (Ada et al., 2003, Hammer & Lindmark, 2003). Cet élément est important afin de permettre la généralisation des résultats à la clientèle à l'étude.

10.1.3. Relation entre la diminution des capacités de production de force au membre supérieur atteint et la capacité des personnes hémiparétiques à appairer des forces bilatérales

Le troisième et le quatrième article portent sur le modèle de coordination bilatérale. Les résultats présentés dans ces articles supportent la validité du modèle proposé (objectif 3). En effet, la relation entre la diminution des capacités de production de force au membre supérieur atteint et la capacité des personnes hémiparétiques à appairer des forces bilatérales est démontrée. Il est notamment montré que le modèle peut s'appliquer à une tâche d'appariement de forces produites par des groupes musculaires correspondants de chaque

côté mais aussi à une tâche d'appariement de forces produites par des groupes musculaires opposés de chaque côté.

Il faut toutefois noter que le modèle s'applique moins bien ou pas du tout lorsque les tâches d'appariement sont effectuées au bas niveau de force (25% de la force maximale volontaire du côté atteint). Tel que mentionné précédemment ces résultats peuvent s'expliquer en partie par une plus grande difficulté à appairer des forces produites à un bas niveau de force et par une moins bonne fidélité de mesure de forces lors de tâche d'appariement bilatéral à un bas niveau de force. De plus, lorsque le modèle s'applique, le pourcentage de la variance du ratio des forces d'appariement expliqué par la diminution des capacités de production de force du côté atteint varie entre 31 et 66. La diminution des capacités de production de force du côté atteint n'explique donc pas complètement les ratios obtenus durant la tâche d'appariement.

Il est possible que les ratios des forces durant la tâche d'appariement soient aussi influencés par les troubles somatosensoriels. Les résultats du troisième article suggèrent que cela n'est pas le cas. Toutefois, l'existence d'une erreur de type II ne peut être exclue étant donné la petite taille de l'échantillon et le nombre limité de participants qui présentaient des incapacités somatosensorielles. De plus, parce que la taille de l'échantillon était encore plus petite et qu'un faible nombre de participants présentait des incapacités liées à la proprioception, une telle analyse n'a pas été possible dans le quatrième article. Toutefois, les résultats d'une étude concomitante (Mercier, Bertrand, &

Bourbonnais, 2004) menée dans le laboratoire de recherche du Dr Bourbonnais suggèrent que les incapacités liées à la proprioception contribueraient aux erreurs d'intensité lorsque des forces multi-articulaires sont appariées. En effet, les résultats montrent que les erreurs observées dans l'intensité des forces entre les côtés sont expliquées à 82% par la diminution des capacités de production de force et les incapacités liées à la proprioception (la variable diminution des capacités de production de force seule expliquant 72% de la variance). Ces derniers résultats laissent supposer que les incapacités somatosensorielles peuvent aussi affecter la performance dans les tâches d'appariement de force.

Il est possible que la co-contraction et les forces associées puissent aussi affecter la performance lors de l'appariement. En effet, les résultats de Mercier et collaborateurs (2004) ont suggéré que l'appariement de forces ne serait pas spécifique à chaque articulation mais serait plutôt réalisée en fonction de l'ensemble des forces exercées. Ainsi, des forces de co-contraction et des forces associées contribueraient à augmenter la force totale exercée du côté atteint. La portée de ces résultats sur les connaissances relatives au contrôle et à la perception de la force et sur les incapacités liées à la coordination bilatérale des personnes hémiparétiques sera discutée dans les prochaines parties.

10.2. IMPLICATIONS DES RÉSULTATS SUR LES CONNAISSANCES RELATIVES AU CONTRÔLE ET À LA PERCEPTION DE LA FORCE

Les résultats du troisième et du quatrième article apportent de nouvelles connaissances sur la perception de la force des personnes ayant des lésions cérébrales lors de tâche de production de forces. En effet, à ce jour, la perception de la force n'avait pas été étudiée à l'aide de tâche de production de forces statiques. Les seules études conduites auprès de personnes ayant des lésions cérébrales se sont intéressées à la perception du poids lors de tâches nécessitant de soulever des poids (Gandevia, 1978; Gandevia & McCloskey, 1977c, 1978; Lafargue & Sirigu, 2002) ou à la perception de l'effort (Gandevia, 1982; Rode et al., 1996) lors de mouvements volontaires.

La principale contribution du troisième et du quatrième article a été de démontrer que les personnes hémiparétiques appariant les forces en fonction d'un pourcentage de la force maximale volontaire. La stratégie des personnes hémiparétiques seraient donc basée sur un appariement de l'intensité des commandes motrices dès le début de la tâche et tout au long de celle-ci. La relation entre l'activité cérébrale et la production de force a été démontrée par Dai, Liu, Sahgal, Brown et Yue (2001). Les résultats de l'étude menée par ces auteurs montrent que la force de préhension et l'amplitude de l'activité électromyographique des fléchisseurs des doigts sont corrélées avec l'activation corticale globale mais aussi avec l'activation des régions distinctes, associées à la fonction motrice, telles que le cortex moteur primaire, l'aire motrice

supplémentaire, le cortex prémoteur, le cortex somatosensoriel primaire et plusieurs autres aires corticales. Bien entendu, l'utilisation d'une stratégie consistant à appairer l'intensité des commandes motrices ne paraît pas appropriée en présence d'une diminution unilatérale des capacités de production de force. Toutefois, il est possible de croire que les sujets normaux utilisent une telle stratégie. Dans leur cas, cette stratégie serait efficace étant donné que les forces maximales volontaires sont similaires entre les côtés.

La tâche expérimentale utilisée dans le troisième et le quatrième article consiste essentiellement en une tâche de production de force. Toutefois, tout comme la majorité des actes moteurs lents, elle ne peut être dissociée complètement de la perception de la force. En effet, la durée de la tâche (4 secondes) laissait la possibilité aux sujets de modifier leur stratégie de départ et d'apporter des corrections en cours d'exécution sur la base de la perception de la force. Cependant, aucune correction n'a été observée durant un même essai ni dans les essais subséquents. Par ailleurs, il est important de rappeler que les sujets étaient convaincus d'exercer des forces égales des deux côtés tout au long de la tâche. Ces résultats permettent de supposer que la perception de la force, tout comme le contrôle de la force, est perturbée chez les personnes hémiparétiques et qu'elle dépend d'informations d'origine centrale relatives aux commandes motrices. Effectivement, en supposant que les sujets se fient principalement aux informations transmises par les récepteurs périphériques, ils auraient dû être conscients de l'inégalité des forces et apporter les corrections nécessaires.

Tel que mentionné dans la section 2.2.8, il y a très peu de données sur les mécanismes neuraux impliqués dans la perception de la force. La façon dont l'information relative à l'intensité des commandes motrices est transmise n'est pas précisée. Les hypothèses les plus fréquemment citées se rapportent aux décharges corollaires et aux copies d'efférence (Gandevia, 1987; McCloskey, 1981; Merton, 1964). Les résultats du troisième et du quatrième article permettent de supposer que des signaux d'origine centrale sont transmis aux centres sensoriels et sont utilisés à la fois pour le contrôle et la perception de la force.

De plus, sans permettre d'identifier de manière précise les différentes structures impliquées dans la perception de la force, les résultats du troisième et du quatrième article incitent à penser que les informations d'origine centrale sous-jacentes à la perception de la force proviennent d'aires en amont du cortex moteur, par exemple le cortex prémoteur ou l'aire motrice supplémentaire. En effet, si la perception de la force repose sur des décharges corollaires ou des copies d'efférence provenant du cortex moteur et si les incapacités motrices observées chez les personnes hémiparétiques à l'étude résultent d'une atteinte unilatérale de ce cortex à la suite d'un AVC sur le territoire superficiel de l'artère cérébrale moyenne, les forces auraient dû être perçues comme étant inégales.

L'idée que des décharges corollaires transmises aux aires sensorielles puissent provenir d'aires en amont du cortex moteur est supportée par les résultats de l'étude de Chronicle et Glover (2003). Dans cette étude, la suppression ou

l'atténuation des sensations de chatouillement grâce aux décharges corollaires a été étudiée. Lorsqu'un mouvement du bras actionnant un levier en plastique sur la plante du pied était induit par une stimulation magnétique transcrânienne du cortex moteur, le sujet ressentait une sensation de chatouillement. Toutefois, lorsque le mouvement du bras actionnant le même levier était auto-induit, la sensation de chatouillement était atténuée. Ces résultats suggèrent donc que l'excitation du cortex moteur n'est peut-être pas suffisante pour inhiber la sensation de chatouillement et par conséquent que les décharges corollaires ne seraient pas directement transmises aux aires sensorielles via le cortex moteur. Les résultats d'une autre étude récente suggèrent aussi qu'une stimulation magnétique transcrânienne du cortex moteur ne produirait pas de décharges corollaires susceptibles de produire des sensations de mouvement (Ellaway, Prochazka, Chan, & Gauthier, 2004). En effet, les mouvements induits par une stimulation magnétique transcrânienne seraient ressentis avec un plus grand délai que ceux induits par une stimulation électrique directement appliquée sur le muscle, suggérant que la sensation de mouvements ne provient pas de décharges corollaires mais plutôt de réponses provenant de la périphérie.

La proposition que les informations d'origine centrale sous-jacentes à la perception de la force proviennent d'aires en amont du cortex moteur ne peut toutefois être validée à l'aide des sites lésionnels que présentaient les personnes hémiparétiques participant à l'étude. En effet, les lésions des participants avaient différentes localisations qui n'ont pas été vérifiées ni documentées de manière exhaustive. Néanmoins, selon les informations

disponibles aux dossiers et le tableau clinique des personnes hémiparétiques à l'étude, aucune personne n'aurait eu un AVC dans le territoire de l'artère cérébrale antérieure, suggérant que le cortex prémoteur et l'aire motrice supplémentaire ne seraient pas touchés (Gautier & Mohr, 1995).

Il n'est pas possible d'exclure totalement l'éventualité que des projections cortico-corticales soient à l'origine de la perception de la force. Dans ce cas, il faudrait que le cortex moteur ne soit pas directement atteint et que l'hémiparésie résulte d'une atteinte des structures plus profondes de la substance grise qui affectent les voies descendantes. Toutefois, cette possibilité paraît peu probable étant donné que le portrait clinique des personnes à l'étude ne correspond pas à celui d'une population ayant ce type de lésion. En effet, plusieurs personnes présentaient une hémiparésie plus marquée au membre supérieur qu'au membre inférieur suggérant une atteinte corticale (Gautier & Mohr, 1995).

En admettant, par exemple, que les informations proviennent du cortex prémoteur, il devient utile de s'interroger sur la façon dont les informations sont comparées entre les hémisphères. Gandevia (1978) a montré que les personnes ayant subi une déconnexion inter-hémisphérique peuvent apparier des poids de façon similaire à celle des sujets normaux. Tel que mentionné dans la section 2.2.3. de la recension des écrits, la perception du poids diffère de la perception de la force. Il est possible que les sujets utilisent une stratégie basée sur les informations visuelles et somatosensorielles relatives aux mouvements pour comparer les poids. Dans le cas de forces statiques, il est

possible qu'il en soit autrement et que la comparaison des informations implique les commissures inter-hémisphériques. Enfin, un rôle de l'aire motrice supplémentaire n'est pas à exclure puisqu'elle projette bilatéralement et que la stimulation de cette aire peut provoquer des mouvements bilatéraux. Cela permet de penser que cette aire peut avoir un rôle dans la coordination des mouvements bilatéraux (Krakauer & Ghez, 2000).

De manière générale, dans les mécanismes de pro-action et de rétroaction du contrôle du mouvement volontaire, il est suggéré que des commandes motrices données seraient associées à des conséquences motrices et sensorielles précises (Ghez & Krakauer, 2000). En fait, il s'agirait de modèles internes d'actes moteurs (Wolpert & Flanagan, 2001). Les conséquences attendues seraient comparées aux conséquences associées à la réalisation de l'acte moteur et elles seraient ajustées en fonction de l'erreur. Cette comparaison pourrait avoir lieu dans le cortex pariétal ou le cervelet (Blakemore, Frith, & Wolpert, 2001; MacDonald & Paus, 2003). Cependant, les résultats du troisième et quatrième article suggèrent que durant ou après la tâche d'appariement, une telle comparaison est exclue ou encore inefficace puisque les personnes hémiparétiques ne sont pas conscientes de l'inégalité des forces produites. Il est aussi peu probable que cette absence ou inefficacité de comparaison résulte d'une atteinte du cortex pariétal ou du cervelet car les personnes à l'étude ne semblaient pas présenter des symptômes spécifiques à ce type de lésion comme une apraxie ou une dysmétrie. De toute évidence, les personnes hémiparétiques ne semblent pas avoir adapté les modèles internes relatifs à la

force du côté atteint. Il est donc probable que cette non-adaptation résulte du fait que la perception de la force se base principalement sur le sens de l'effort plutôt que sur les informations périphériques.

10.3. IMPLICATIONS DES RÉSULTATS SUR LA PERFORMANCE MOTRICE DES PERSONNES HÉMIPARÉTIQUES

Les résultats du troisième et du quatrième article permettent d'appuyer des hypothèses expliquant les causes de certaines incapacités motrices observées auprès de personnes hémiparétiques. Tel que mentionné précédemment dans la recension des écrits, deux études ont montré que l'intensité des forces de stabilisation posturale du côté non atteint associées à la production d'une force statique du côté atteint était augmentée (Bertrand & Bourbonnais, 2001; Gauthier et al., 1992). Les chercheurs ont suggéré que l'intensité des forces de stabilisation posturale était déterminée en fonction de l'appréciation subjective de l'effort requis pour produire la force unilatérale. Ainsi, les résultats du troisième et du quatrième article permettent d'appuyer fortement cette interprétation. En somme, les résultats concernant les forces de stabilisation posturales associées à ceux du troisième et du quatrième article suggèrent que certaines stratégies motrices utilisées par les personnes hémiparétiques ne sont pas adaptées à la diminution des capacités de production de force.

Une hypothèse similaire pourrait être avancée pour expliquer les résultats de l'étude Lum, Burgar et Shor (2003). Dans leur étude, les synergies anormales

observées auprès des personnes hémiparétiques étaient associées à l'inégalité des capacités de force des groupes musculaires agonistes et antagonistes. Par exemple, lors d'un mouvement d'abduction de l'épaule, une flexion du coude était observée à cause de la diminution des capacités de production de force des fléchisseurs du coude moins importante que celle des extenseurs. Les résultats de l'étude Lum et collaborateurs (2003) suggèrent que les synergies anormales seraient liées à une non-adaptation de la stratégie de stabilisation à la diminution des capacités de production de force plus marquée à un groupe musculaire comparativement à un autre.

Dans un autre ordre d'idée, les résultats du troisième et du quatrième article soulignent bien les troubles de coordination bilatérale des personnes hémiparétiques. Parmi les études traitant des mouvements bilatéraux auprès des personnes hémiparétiques, l'effet de la pratique de mouvements bilatéraux sur la performance du membre supérieur atteint est sans aucun doute l'objectif principal de plusieurs études (Cauraugh & Kim, 2002; Hesse, Schulte-Tigges, Konrad, Bardeleben, & Werner, 2003; Lewis & Byblow, 2004; McCombe Waller & Whittall, 2004; Mudie & Matyas, 1996, 2000, 2001; Whittall, McCombe Waller, Silver, & Macko, 2000). Cet intérêt pour l'effet de la pratique de mouvements bilatéraux provient probablement du fait que celle-ci est préconisée dans les approches de traitements spécifiques à cette clientèle (Bobath, 1990; Sawner & LaVigne, 1992; Voss, Ionta, Myers, & Knott, 1985). Dans une moindre mesure, d'autres chercheurs se sont intéressés à la contrainte entre les membres supérieurs lors de tâches bilatérales d'atteinte et de préhension effectuées par

des jeunes adultes ou des adultes hémiparétiques (Rice & Newell, 2001; Steenbergen, Hulstijn, de Vries, & Berger, 1996; Steenbergen, van Thiel, Hulstijn, & Meulenbroek, 2000). Dans ces études, la vitesse des membres supérieurs dans une tâche unilatérale était comparée à celle dans une tâche bilatérale. Bien que les différences entre les côtés observées dans les tâches unilatérales paraissent diminuées comparativement aux tâches bilatérales, seuls les résultats de l'étude de Steenbergen et collaborateurs (1996) démontrent clairement l'absence de différence entre la vitesse du membre atteint et non atteint dans une tâche bilatérale. Les résultats des trois études montrent toutefois que la vitesse du membre supérieur non atteint est diminuée dans la tâche bilatérale comparativement à la tâche unilatérale de manière à améliorer le couplage des deux membres supérieurs (Rice & Newell, 2001; Steenbergen et al., 1996; Steenbergen et al., 2000).

Apparemment, une telle adaptation du membre supérieur non atteint n'a pas été observée dans les tâches d'appariement de forces statiques utilisées dans la présente étude. Il est probable que l'adaptation observée dans les études de Rice et Newell (2001) et de Steenbergen et collaborateurs (1996; 2000) résulte de l'utilisation des informations périphériques ou visuelles relatives aux mouvements dans les tâches dynamiques.

L'étude de Cunningham, Stoykov et Walter (2002) est aussi intéressante car elle montre que l'ajout d'un poids au membre supérieur non atteint peut améliorer, chez certaines personnes hémiparétiques, la performance du membre atteint

dans une tâche bilatérale d'extension des coudes comparativement à une tâche bilatérale sans ajout de poids ou à une tâche unilatérale. Lorsque le moment d'inertie de l'avant-bras non atteint était doublé par l'ajout d'une masse, la vitesse du membre atteint était plus continue. Il aurait été intéressant que la masse ajoutée soit ajustée aux capacités de production de force de chaque personne hémiparétique de manière à vérifier si la coordination est augmentée lorsque des efforts équivalents en terme de pourcentage de la force maximale volontaire sont requis de chaque côté. Quoiqu'il en soit, il est pertinent de retenir que les résultats de l'étude de Cunningham et collaborateurs (2002) suggèrent que les moments de force requis de chaque côté peuvent constituer des paramètres importants dans la coordination bilatérale. Des études sont nécessaires afin de caractériser précisément la performance des personnes hémiparétiques dans des tâches bilatérales. La diminution des capacités de production de force devrait constituer une variable importante dans l'analyse de cette performance.

10.4. IMPLICATIONS DES RÉSULTATS SUR LA PRATIQUE CLINIQUE (ÉVALUATION ET TRAITEMENT)

10.4.1. Évaluation de la force

La validité des mesures de forces maximales volontaires des personnes hémiparétiques a longtemps été questionnée sur la base d'hypothèses cliniques supposant que ces mesures sont influencées par les synergies anormales

(Bobath, 1978, 1990), la co-contraction (Bobath, 1978, 1990) et la spasticité (Davies, 1985). Ces facteurs pouvant être variables, la fidélité de ces mesures dans le temps était indirectement aussi questionnée.

Les résultats du deuxième article montrent que les mesures de forces maximales volontaires statiques de cinq groupes musculaires des membres supérieurs obtenues auprès de personnes hémiparétiques sont fidèles. Les résultats de l'étude de généralisabilité (étude G) montrent, entre autres, qu'il n'y a pas d'erreurs systématiques associées à la session, suggérant qu'il n'y a pas d'apprentissage entre les sessions. Par contre, il faut constater que la force maximale volontaire est variable selon les sessions (tableau 2.3). En effet, certains sujets exercent des forces plus petites à la première session comparativement à la deuxième session alors que pour d'autres sujets, c'est l'inverse. Cette variation pourrait être qualifiée de petite à modérée selon les groupes musculaires (représentant 1.9%-14.3% de la variance totale) et peut être attribuée à des changements dans la condition des sujets tels que la fatigue, la motivation et l'état de santé ou encore à des changements liés au protocole de mesure tels que la position des sujets et les encouragements.

Les coefficients de généralisabilité obtenus pour trois essais lors d'une seule session se sont avérés bons à excellents (0,83-0,95). Ces résultats sont d'autant plus intéressants que c'est la procédure d'évaluation suggérée et habituellement suivie en clinique. Toutefois, il faut noter que, lorsque deux séances comprenant trois essais sont réalisées, les coefficients de

généralisabilité sont sensiblement plus élevés (0,91-0,97). Puisqu'il est peu probable que le temps disponible en thérapie permette de faire deux sessions de mesure, il peut donc être conseillé de pratiquer deux sessions de mesure lorsque les résultats sont utilisés à des fins de recherche.

Un élément intéressant des résultats présentés dans le deuxième article est que les mesures des forces maximales volontaires tant du côté atteint que du côté non atteint sont fidèles. Dans une étude visant à estimer la fidélité de six groupes musculaires des membres supérieurs, Riddle et collaborateurs (1989) avaient obtenu de moins bons coefficients de fidélité pour les mesures de forces maximales volontaires du côté non atteint. Sur la base de leurs résultats, ces chercheurs s'étaient prononcés contre l'utilisation des valeurs obtenues du côté non atteint afin d'estimer la diminution des capacités de production de force du côté atteint. Les résultats du deuxième article ne supportent pas leur position. Par ailleurs, ils montrent que les ratios des forces (atteint/non atteint) sont aussi fidèles. Ces résultats sont intéressants car l'utilisation des ratios de force pour quantifier la diminution des capacités de production de force est une pratique courante en clinique.

L'étude de fidélité des mesures de forces maximales volontaires des membres supérieurs obtenues auprès de personnes hémiparétiques comporte de nombreuses limites. Les plus importantes étant le nombre limité de participants et l'utilisation de dynamomètres non-commercialisés. Néanmoins, l'étude contribue, avec d'autres études, à montrer que ce type de mesure obtenue

auprès de cette clientèle est fidèle. Cette démonstration est d'autant importante que le renforcement musculaire est de plus en plus utilisé en thérapie et fait l'objet de recommandations dans les lignes directrices relatives au traitement des personnes hémiparétiques (Intercollegiate Stroke Working Party, 2004).

10.4.2. Traitement

Les résultats du troisième et du quatrième article montrent que les personnes hémiparétiques présentent une diminution des capacités à appairer des forces de chaque côté associée à une diminution des capacités de production de force du côté atteint. Cette diminution des capacités à appairer des forces pourrait résulter de la stratégie utilisée, laquelle dépend de la force maximale volontaire de chaque côté.

Avant d'aborder les implications des résultats sur les traitements, il est pertinent de rappeler que l'impact de l'utilisation d'une stratégie motrice basée sur le sens de l'effort sur la performance dans les activités dites fonctionnelles reste à déterminer. Néanmoins, il peut être supposé que le manque d'adaptation à la diminution des capacités de production de force et les troubles de la perception de la force peuvent affecter plusieurs composantes de la performance motrice.

Une première recommandation concernant les traitements serait de favoriser le renforcement musculaire du membre atteint. Ainsi, en diminuant les différences entre les forces maximales volontaires entre les côtés, la coordination des

forces bilatérales pourrait être améliorée. Une seconde recommandation serait de permettre aux sujets de prendre conscience de leur incapacité à appairer les forces en utilisant, par exemple, une rétroaction visuelle. De cette manière, les sujets pourraient acquérir des informations pertinentes relativement aux forces qui sont réellement exercées. Cependant, il faut constater que cette technique a une portée limitée. En effet, les résultats de Lam Wai Shun, Mercier, Bertrand, et Bourbonnais (2002) montrent qu'après une séance d'entraînement avec rétroaction visuelle, l'égalité des forces de chaque côté est augmentée, mais ces dernières demeurent malgré tout inégales. Ces résultats mènent à penser que la rétroaction visuelle des forces exercées n'est pas suffisante pour adapter les modèles internes des forces et que ceux-ci pourraient s'adapter plus aisément avec la pratique de tâches bilatérales concrètes. De telles activités pourraient permettre d'apprendre par essais et erreurs et de favoriser l'utilisation des informations sensorielles (visuelles et somatosensorielles) pour adapter les modèles internes des forces produites par le membre supérieur atteint.

CHAPITRE 11 : CONCLUSION

Le modèle de coordination bilatérale proposé dans cette étude a été validé. En effet, la relation entre la diminution des capacités de production de force du membre supérieur atteint et la diminution des capacités des personnes hémiparétiques à appairer des forces bilatérales a été démontrée.

Les résultats de cette étude contribuent à approfondir les connaissances relatives au contrôle et à la perception de la force. Plus spécifiquement, ils supportent l'hypothèse selon laquelle la perception de la force repose sur des informations d'origine centrale (sens de l'effort). D'autre part, les résultats peuvent contribuer à améliorer les connaissances relatives aux incapacités des personnes hémiparétiques. Ils montrent notamment que ces personnes présentent une perturbation de la perception de la force et une diminution de la capacité à appairer des forces bilatérales, lesquelles sont associées à la diminution des capacités de production de force du côté atteint. Ces données suggèrent que la stratégie motrice utilisée pour réaliser la tâche d'appariement bilatérale des forces n'est pas adaptée à la diminution des capacités de production de force. À ce jour, l'impact de l'utilisation d'une stratégie motrice qui n'est pas adaptée à la diminution des capacités de production de force sur la performance motrice des personnes hémiparétiques est peu documenté. L'utilisation d'une telle stratégie a servi à expliquer, entre autres, la présence de mouvements associés de même que l'augmentation des forces de stabilisation posturale du côté non atteint associées à la production d'une force statique du

côté atteint. Néanmoins, il peut être supposé que le manque d'adaptation à la diminution des capacités de production de force et les troubles de la perception de la force peuvent affecter la réalisation de plusieurs tâches motrices dites fonctionnelles, notamment celles qui impliquent la coordination bilatérale des deux membres supérieurs.

RÉFÉRENCES

- Ada, L., Canning, C. G., & Low, S. L. (2003). Stroke patients have selective muscle weakness in shortened range. *Brain*, 126(3), 724-731.
- Adams, R. W., Gandevia, S. C., & Skuse, N. F. (1990). The distribution of muscle weakness in upper motoneuron lesions affecting the lower limb. *Brain*, 113(5), 1459-1476.
- Andrews, A. W., & Bohannon, R. W. (2003). Short-term recovery of limb muscle strength after acute stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(2), 125-130.
- Avril, J. (1984). *Encyclopédie d'analyse des contraintes*. Malakoff: Micromesures.
- Bell-Krotoski, J. A. (1990). Light touch-deep pressure testing using Semmes-Weinstein microfilaments. In J. M. Hunter, Schneider LH, Mackin EJ and Callahan AD. (Ed.), *Rehabilitation of the hand: Surgery and therapy*. (pp. 585-593). St-Louis: Mosby.
- Bertrand, A. M., & Bourbonnais, D. (2001). Effects of upper limb unilateral isometric efforts on postural stabilization in subjects with hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(3), 403-411.
- Blakemore, S. J., Frith, C. D., & Wolpert, D. M. (2001). The cerebellum is involved in predicting the sensory consequences of action. *Neuroreport*, 12(9), 1879-1884.
- Bobath, B. (1978). *Adult hemiplegia: Evaluation and treatment* (Second ed.). London: Heinemann Medical Books.

- Bobath, B. (1990). *Adult hemiplegia: Evaluation and treatment* (Third ed.). London: Heinemann Medical Books.
- Bohannon, R. W. (1986). Strength of the lower limb related to gait velocity and cadence in stroke patients. *Physiotherapy Canada*, 38, 204-206.
- Bohannon, R. W. (1989). Is the measurement of muscle strength appropriate in patients with brain lesions? A special communication. *Physical Therapy*, 69(3), 225-236.
- Bohannon, R. W. (1991). Strength deficits also predict gait performance in patients with stroke. *Perceptual and Motor Skills*, 73(1), 146.
- Bohannon, R. W., & Andrews, A. W. (1987). Interrater reliability of hand-held dynamometry. *Physical Therapy*, 67(6), 931-933.
- Bohannon, R. W., & Andrews, A. W. (1995a). Limb muscle strength is impaired bilaterally after stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, 7, 1-7.
- Bohannon, R. W., & Andrews, A. W. (1995b). Relationships between impairments and gait performance after stroke: a summary of relevant research. *Gait and Posture*, 3, 236-240.
- Bohannon, R. W., & Smith, M. B. (1987). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy*, 67(2), 206-207.
- Boissy, P., Bourbonnais, D., Carlotti, M. M., & Arsenault, A. B. (1999). Maximal grip force in chronic stroke subjects and its relationship to global upper extremity function. *Clinical Rehabilitation*, 13(4), 354-362.

- Boissy, P., Bourbonnais, D., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Leblanc, M. (1998). A static dynamometer measuring simultaneous torques exerted at the upper limb. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6(3), 309-315.
- Bourbonnais, D., & Vanden Noven, S. (1989). Weakness in patients with hemiparesis. *The American Journal of Occupational Therapy*, 43(5), 313-319.
- Brodal, A. (1973). Self-observations and neuro-anatomical considerations after a stroke. *Brain*, 96(4), 675-694.
- Burgess, P. R., & Jones, L. F. (1997). Perceptions of effort and heaviness during fatigue and during the size-weight illusion. *Somatosensory and Motor Research*, 14(3), 189-202.
- Cafarelli, E., & Bigland-Ritchie, B. (1979). Sensation of static force in muscles of different length. *Experimental Neurology*, 65(3), 511-525.
- Cafarelli, E., & Kostka, C. E. (1981). Effect of vibration on static force sensation in man. *Experimental Neurology*, 74(2), 331-340.
- Canning, C. G., Ada, L., Adams, R., & O'Dwyer, N. J. (2004). Loss of strength contributes more to physical disability after stroke than loss of dexterity. *Clinical Rehabilitation*, 18(3), 300-308.
- Carr, J. H., & Shepherd, R. B. (1998). *Neurological rehabilitation: Optimizing motor performance*. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Carson, R. G., Riek, S., & Shahbazzpour, N. (2002). Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions. *The Journal of Physiology*, 539(3), 913-925.

- Cauraugh, J. H., & Kim, S. (2002). Two coupled motor recovery protocols are better than one: electromyogram-triggered neuromuscular stimulation and bilateral movements. *Stroke*, 33(6), 1589-1594.
- Chaffin, D. B. (1975). Ergonomics guide for the assessment of human static strength. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 36(7), 505-511.
- Chronicle, E. P., & Glover, J. (2003). A ticklish question: does magnetic stimulation of the primary motor cortex give rise to an 'efference copy'? *Cortex*, 39(1), 105-110.
- Cole, J. D., & Sedgwick, E. M. (1992). The perceptions of force and of movement in a man without large myelinated sensory afferents below the neck. *The Journal of Physiology*, 449, 503-515.
- Colebatch, J. G., & Gandevia, S. C. (1989). The distribution of muscular weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm. *Brain*, 112(3), 749-763.
- Crocker, L., & Algina, J. (1986). *Introduction to classical and modern test theory*. New York: CBS College Publishing.
- Cunningham, C. L., Stoykov, M. E., & Walter, C. B. (2002). Bilateral facilitation of motor control in chronic hemiplegia. *Acta Psychologica*, 110(2-3), 321-337.
- Dai, T. H., Liu, J. Z., Sahgal, V., Brown, R. W., & Yue, G. H. (2001). Relationship between muscle output and functional MRI-measured brain activation. *Experimental Brain Research*, 140(3), 290-300.
- Davies, P. M. (1985). *Steps to follow*. Berlin: Springer-Verlag.

- Dellon, A. L., Mackinnon, S. E., & Crosby, P. M. (1987). Reliability of two-point discrimination measurements. *The Journal of Hand Surgery*, 12(5), 693-696.
- Desrosiers, J., Bourbonnais, D., Bravo, G., Roy, P. M., & Guay, M. (1996). Performance of the 'unaffected' upper extremity of elderly stroke patients. *Stroke*, 27(9), 1564-1570.
- Desrosiers, J., Bravo, G., Hébert, R., Dutil, E., & Mercier, L. (1994). Validation of the Box and Block Test as a measure of dexterity of elderly people: reliability, validity, and norms studies. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(7), 751-755.
- Desrosiers, J., Hébert, R., Bravo, G., & Dutil, E. (1996). Hand sensibility of healthy older people. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44(8), 974-978.
- Dutil, E., Arsenault, A. B., Corriveau, H., & Prévost, R. (1989). *Protocole d'évaluation de la fonction sensori-motrice : Test de Fugl-Meyer*. Montréal: Centre de recherche, Institut de réadaptation de Montréal et École de réadaptation, Faculté de médecine, Université de Montréal.
- Ellaway, P. H., Prochazka, A., Chan, M., & Gauthier, M. J. (2004). The sense of movement elicited by transcranial magnetic stimulation in humans is due to sensory feedback. *The Journal of Physiology*, 556(2), 651-660.
- Eng, J. J., Kim, C. M., & Macintyre, D. L. (2002). Reliability of lower extremity strength measures in persons with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(3), 322-328.

- Fleury, M., Bard, C., Teasdale, N., Paillard, J., Cole, J., Lajoie, Y., & Lamarre, Y. (1995). Weight judgment. The discrimination capacity of a deafferented subject. *Brain*, 118(5), 1149-1156.
- Folstein, M. F., Folstein, S. E., & McHugh, P. R. (1975). "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychiatric Research*, 12(3), 189-198.
- Fondation des maladies du coeur. (2002). Dans le World Wide Web: <http://www.fmcoeur.ca>
- Fougeyrollas, P., Cloutier, R., Bergeron, H., Côté, J., & St-Michel, G. (1998). *Classification québécoise. Processus de production du handicap*. Lac St-Charles, Québec: RIPPH/SCCIDIH.
- Fugl-Meyer, A. R., Jaasko, L., Leyman, I., Olsson, S., & Steglind, S. (1975). The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 7(1), 13-31.
- Gandevia, S. C. (1978). The sensation of heaviness after surgical disconnection of the cerebral hemispheres in man. *Brain*, 101(2), 295-305.
- Gandevia, S. C. (1982). The perception of motor commands or effort during muscular paralysis. *Brain*, 105(1), 151-159.
- Gandevia, S. C. (1987). Roles for perceived voluntary motor commands in motor control. *Trends in Neurosciences*, 10, 81-85.
- Gandevia, S. C. (1996). Kinesthesia: roles for afferent signals and motor commands. In L. B. Rowell & J. T. Shepherd (Eds.), *Handbook of Physiology* (pp. 128-172). New York: Oxford University Press.

- Gandevia, S. C., & Kilbreath, S. L. (1990). Accuracy of weight estimation for weights lifted by proximal and distal muscles of the human upper limb. *The Journal of Physiology*, 423, 299-310.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1976). Perceived heaviness of lifted objects and effects of sensory inputs from related, non-lifting parts. *Brain Research*, 109(2), 399-401.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1977a). Changes in motor commands, as shown by changes in perceived heaviness, during partial curarization and peripheral anaesthesia in man. *The Journal of Physiology*, 272(3), 673-689.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1977b). Effects of related sensory inputs on motor performances in man studied through changes in perceived heaviness. *The Journal of Physiology*, 272(3), 653-672.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1977c). Sensations of heaviness. *Brain*, 100(2), 345-354.
- Gandevia, S. C., & McCloskey, D. I. (1978). Interpretation of perceived motor commands by reference to afferent signals. *The Journal of Physiology*, 283, 193-199.
- Gandevia, S. C., McCloskey, D. I., & Potter, E. K. (1980). Alterations in perceived heaviness during digital anaesthesia. *The Journal of Physiology*, 306, 365-375.

- Gauthier, J., Bourbonnais, D., Filiatrault, J., Gravel, D., & Arsenault, A. B. (1992). Characterization of contralateral torques during static hip efforts in healthy subjects and subjects with hemiparesis. *Brain*, 115(4), 1193-1207.
- Gautier, J. C., & Mohr, J. P. (1995). Ischemic stroke. In J. Mohr & J. C. Gauthier (Eds.), *Guide to clinical neurology* (pp. 543-593). New York: Churchill Livingstone.
- Ghez, C., & Krakauer, J. (2000). The organization of movement. In E. Kandel & J. Schwartz & T. Jessel (Eds.), *Principles of neural sciences* (Fourth ed., pp. 653-673). New York: McGraw-Hill.
- Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., Sanford, J., Barreca, S., Vanspall, B., & Plews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, 24(1), 58-63.
- Gowland, C., Van Hullenaar, S., Torresin, W., Moreland, J., Vanspall, B., Barreca, S., Ward, M., Huijbrets, M., Stratford, P., & Barclay-Goddard, R. (1995). *Chedoke-McMaster Stroke Assessment. Development, validation and administration manual*. Hamilton: Chedoke-McMaster Hospitals and McMaster University.
- Hammer, A., & Lindmark, B. (2003). Test-retest intra-rater reliability of grip force in patients with stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 35(4), 189-194.

- Hébert, R., & Girouard, D. (1992). *Manuel pour l'administration et la cotation de l'échelle de statut mental modifiée (3MS). Traduction et adaptation française*. Sherbrooke: Centre de recherche en gérontologie et gériatrie de l'Hôpital d'Youville affilié à l'Université de Sherbrooke.
- Heller, A., Wade, D. T., Wood, V. A., Sunderland, A., Hewer, R. L., & Ward, E. (1987). Arm function after stroke: measurement and recovery over the first three months. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 50(6), 714-719.
- Henningsen, H., Ende-Henningsen, B., & Gordon, A. M. (1995). Asymmetric control of bilateral isometric finger forces. *Experimental Brain Research*, 105(2), 304-311.
- Hesse, S., Schulte-Tigges, G., Konrad, M., Bardeleben, A., & Werner, C. (2003). Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(6), 915-920.
- Holmes, G. (1917). The symptoms of acute cerebellar injuries due to gunshot injuries. *Brain*, 40, 461-535.
- Holmes, G. (1927). Disorders of sensation produced by cortical lesions. *Brain*, 50, 413-427.
- Hsu, A. L., Tang, P. F., & Jan, M. H. (2002). Test-retest reliability of isokinetic muscle strength of the lower extremities in patients with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(8), 1130-1137.

- Hsu, A. L., Tang, P. F., & Jan, M. H. (2003). Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(8), 1185-1193.
- Huskisson, E. C. (1983). Visual analogue scales. In Melzack, R. (Ed.), *Pain Measurement and Assessment* (pp. 33-37). New York: Raven Press.
- Intercollegiate Stroke Working Party. (2004). *National Clinical Guidelines for stroke* (2 ed.). London: Royal College of Physicians.
- Johansson, R. S. (1996). Sensory control of dexterous manipulation in humans. In A. M. Wing & P. Haggard & J. R. Flanagan (Eds.), *Hand and brain: the neurophysiology and psychology of hand movements* (pp. 381-414). San Diego: Academic Press.
- Jones, L. A. (1983). Role of central and peripheral signals in force sensation during fatigue. *Experimental Neurology*, 81(2), 497-503.
- Jones, L. A. (1986). Perception of force and weight: theory and research. *Psychological Bulletin*, 100(1), 29-42.
- Jones, L. A. (1995). The senses of effort and force during fatiguing contractions. In S. C. Gandevia & al. (Eds.), *Fatigue* (pp. 305-313). New York: Plenum Press.
- Jones, L. A. (2003). Perceptual constancy and the perceived magnitude of muscle forces. *Experimental Brain Research*, 151(2), 197-203.
- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1982). Force sensation in isometric contractions: a relative force effect. *Brain Research*, 244(1), 186-189.

- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1983a). Effect of fatigue on force sensation. *Experimental Neurology*, 81(3), 640-650.
- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1983b). Perceived force in fatiguing isometric contractions. *Perception & Psychophysics*, 33(4), 369-374.
- Jones, L. A., & Hunter, I. W. (1985). Effect of muscle tendon vibration on the perception of force. *Experimental Neurology*, 87(1), 35-45.
- Jones, R. D., Donaldson, I. M., & Parkin, P. J. (1989). Impairment and recovery of ipsilateral sensory-motor function following unilateral cerebral infarction. *Brain*, 112(1), 113-132.
- Krakauer, J., & Ghez, C. (2000). Voluntary movement. In E. Kandel & J. Schwartz & T. Jessel (Eds.), *Principles of neural sciences* (Fourth ed., pp. 653-673). New York: McGraw-Hill.
- Lafargue, G., Paillard, J., Lamarre, Y., & Sirigu, A. (2003). Production and perception of grip force without proprioception: is there a sense of effort in deafferented subjects? *The European Journal of Neuroscience*, 17(12), 2741-2749.
- Lafargue, G., & Sirigu, A. (2002). Sensation of effort is altered in Huntington's disease. *Neuropsychologia*, 40(10), 1654-1661.
- Lam Wai Shun, P., Mercier, C., Bertrand, A. M., & Bourbonnais, D. (2002). Effect of visual feedback-based training on the ability to produce equal grip forces in hemiparetic stroke patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 1493.
- Le grand dictionnaire terminologique. (2002). Dans le World Wide Web: <http://www.granddictionnaire.com>

- Levin, M. F., Desrosiers, J., Beauchemin, D., Bergeron, N., & Rochette, A. (2004). Development and validation of a scale for rating motor compensations used for reaching in patients with hemiparesis: the reaching performance scale. *Physical Therapy, 84*(1), 8-22.
- Lewis, G. N., & Byblow, W. D. (2004). Neurophysiological and behavioural adaptations to a bilateral training intervention in individuals following stroke. *Clinical Rehabilitation, 18*(1), 48-59.
- Lum, P. S., Burgar, C. G., & Shor, P. C. (2003). Evidence for strength imbalances as a significant contributor to abnormal synergies in hemiparetic subjects. *Muscle & Nerve, 27*(2), 211-221.
- MacDonald, P. A., & Paus, T. (2003). The role of parietal cortex in awareness of self-generated movements: a transcranial magnetic stimulation study. *Cerebral Cortex, 13*(9), 962-967.
- Mach, E. (1906). In J. Chambon (Ed.), *L'analyse des sensations* (pp. 153-160). Nîmes.
- Mai, N., Schreiber, P., & Hermsdorfer, J. (1991). Changes in perceived finger force produced by muscular contractions under isometric and anisometric conditions. *Experimental Brain Research, 84*(2), 453-460.
- Marque, P., Felez, A., Puel, M., Demonet, J. F., Guiraud-Chaumeil, B., Roques, C. F., & Chollet, F. (1997). Impairment and recovery of left motor function in patients with right hemiplegia. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, 62*(1), 77-81.

- Mathiowetz, V., Volland, G., Kashman, N., & Weber, K. (1985). Adult norms for the Box and Block Test of manual dexterity. *The American Journal of Occupational Therapy*, 39(6), 386-391.
- Mayo, N. E. (1993). Epidemiology and recovery. *Physical Medicine and Rehabilitation: State of the Art Reviews*, 7(1), 1-25.
- McCloskey, D. I. (1974). Muscular and cutaneous mechanisms in the estimation of the weights of grasped objects. *Neuropsychologia*, 12(4), 513-520.
- McCloskey, D. I. (1981). Corollary discharges: motor commands and perception. In V. B. Brooks (Ed.), *Handbook of physiology :The nervous system. Motor control* (Vol. II, chapt. 32, pp. 1415-1447). Bethesda, Maryland: American Physiological Society.
- McCloskey, D. I., Ebeling, P., & Goodwin, G. M. (1974). Estimation of weights and tensions and apparent involvement of a "sense of effort". *Experimental Neurology*, 42(1), 220-232.
- McCloskey, D. I., Gandevia, S., Potter, E. K., & Colebatch, J. G. (1983). Muscle sense and effort: motor commands and judgments about muscular contractions. *Advances in Neurology*, 39, 151-167.
- McCombe Waller, S., & Whittall, J. (2004). Fine motor control in adults with and without chronic hemiparesis: baseline comparison to nondisabled adults and effects of bilateral arm training. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(7), 1076-1083.
- Mercier, C. (2004). *Faiblesse, incoordination et performance motrice du membre supérieur chez le sujet hémiparétique*. Thèse. Université de Montréal, Montréal.

- Mercier, C., Bertrand, A. M., & Bourbonnais, D. (2004). Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching task in hemiparetic subjects. *Experimental Brain Research*, 157(1), 32-42.
- Mercier, C., & Bourbonnais, D. (2004). Relative shoulder flexor and handgrip strength is related to upper limb function after stroke. *Clinical Rehabilitation*, 18(2), 215-221.
- Merton, P. A. (1964). Human position sense and sense of effort. *Symposia of the Society for Experimental Biology*, 18, 387-400.
- Mudie, M. H., & Matyas, T. A. (1996). Upper extremity retraining following stroke: Effects of bilateral practice. *Journal of Neurologic Rehabilitation*, 10, 167-184.
- Mudie, M. H., & Matyas, T. A. (2000). Can simultaneous bilateral movement involve the undamaged hemisphere in reconstruction of neural networks damaged by stroke? *Disability and Rehabilitation*, 22(1-2), 23-37.
- Mudie, M. H., & Matyas, T. A. (2001). Responses of the densely hemiplegic upper extremity to bilateral training. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 15(2), 129-140.
- Nadeau, S., Gravel, D., Arsenault, A. B., & Bourbonnais, D. (1999). Plantar flexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clinical Biomechanics*, 14(2), 125-135.
- Oldfield, R. C. (1971). The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh Inventory. *Neuropsychologia*, 9(1), 97-113.

- Pearson, K., & Gordon, J. (2000). Spinal reflexes. In Kandel ER & Schwartz JH & Jessel TM (Eds.), *Principles of Neural Science* (pp. 713-736). New York: McGraw-Hill.
- Penta, M., Tesio, L., Arnould, C., Zancan, A., & Thonnard, J. L. (2001). The ABILHAND questionnaire as a measure of manual ability in chronic stroke patients: Rasch-based validation and relationship to upper limb impairment. *Stroke*, 32(7), 1627-1634.
- Pohl, P. S., Startzell, J. K., Duncan, P. W., & Wallace, D. (2000). Reliability of lower extremity isokinetic strength testing in adults with stroke. *Clinical Rehabilitation*, 14(6), 601-607.
- Portney, L. G., & Watkins, M. P. (2000). *Foundations of clinical research. Applications to practice*. (Second ed.). Upper Saddle River, New Jersey: Prentice Hall Health.
- Rice, M. S., & Newell, K. M. (2001). Interlimb coupling and left hemiplegia because of right cerebral vascular accident. *The Occupational Therapy Journal of Research*, 21(1), 12-28.
- Riddle, D. L., Finucane, S. D., Rothstein, J. M., & Walker, M. L. (1989). Intrasession and intersession reliability of hand-held dynamometer measurements taken on brain-damaged patients. *Physical Therapy*, 69(3), 182-194.
- Rode, G., Rossetti, Y., & Boisson, D. (1996). Inverse relationship between sensation of effort and muscular force during recovery from pure motor hemiplegia: a single-case study. *Neuropsychologia*, 34(2), 87-95.

- Roland, P. E. (1978). Sensory feedback to the cerebral cortex during voluntary movement in man. *The Behavioral and Brain Sciences*, 1, 129-171.
- Roland, P. E., & Ladegaard-Pedersen, H. (1977). A quantitative analysis of sensations of tension and of kinaesthesia in man. Evidence for a peripherally originating muscular sense and for a sense of effort. *Brain*, 100(4), 671-692.
- Rothwell, J. C., Traub, M. M., Day, B. L., Obeso, J. A., Thomas, P. K., & Marsden, C. D. (1982). Manual motor performance in a deafferented man. *Brain*, 105(3), 515-542.
- Sawner, K. A., & LaVigne, J. M. (1992). *Brunnstrom's movement therapy in hemiplegia : a neurophysiological approach* (Second ed.). Philadelphia: Lippincott.
- Shavelson, R. J., & Webb, N. M. (1991). *Generalizability theory : a primer* (Vol. 1). Newbury Park, California: Sage Publications.
- Sommer, M. A., & Wurtz, R. H. (2002). A pathway in primate brain for internal monitoring of movements. *Science*, 296(5572), 1480-1482.
- Steenbergen, B., Hulstijn, W., de Vries, A., & Berger, M. (1996). Bimanual movement coordination in spastic hemiparesis. *Experimental Brain Research*, 110(1), 91-98.
- Steenbergen, B., van Thiel, E., Hulstijn, W., & Meulenbroek, R. G. J. (2000). The coordination of reaching and grasping in spastic hemiparesis. *Human Movement Science*, 19, 75-105.

- Stevens, J. C., & Cain, W. S. (1970). Effort in isometric muscular contractions related to the force level and duration. *Perception & Psychophysics*, 8, 240-244.
- Streiner, D. L., & Norman, G. R. (1995). *Health measurement scales: a practical guide to their development and use* (2nd ed.). Oxford: Oxford University Press, New York.
- Sunderland, A. (2000). Recovery of ipsilateral dexterity after stroke. *Stroke*, 31(2), 430-433.
- Sunderland, A., Bowers, M. P., Sluman, S. M., Wilcock, D. J., & Ardron, M. E. (1999). Impaired dexterity of the ipsilateral hand after stroke and the relationship to cognitive deficit. *Stroke*, 30(5), 949-955.
- Sunderland, A., Tinson, D., Bradley, L., & Hewer, R. L. (1989). Arm function after stroke. An evaluation of grip strength as a measure of recovery and a prognostic indicator. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 52(11), 1267-1272.
- Suzuki, K., Imada, G., Iwaya, T., Handa, T., & Kurogo, H. (1999). Determinants and predictors of the maximum walking speed during computer-assisted gait training in hemiparetic stroke patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(2), 179-182.
- Teasdale, N., Forget, R., Bard, C., Paillard, J., Fleury, M., & Lamarre, Y. (1993). The role of proprioceptive information for the production of isometric forces and for handwriting tasks. *Acta Psychologica*, 82(1-3), 179-191.

- Thibault, A., Forget, R., & Lambert, J. (1994). Evaluation of cutaneous and proprioceptive sensation in children: a reliability study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 36(9), 796-812.
- Tripp, E. J., & Harris, S. R. (1991). Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion torque measurements in persons with spastic hemiparesis. *Physical Therapy*, 71(5), 390-396.
- Voss, D. E., Ionta, M. K., Myers, B. J., & Knott, M. (1985). *Proprioceptive neuromuscular facilitation : patterns and techniques*. Philadelphia: Harper & Row.
- Wade, D. T., Langton-Hewer, R., Wood, V. A., Skilbeck, C. E., & Ismail, H. M. (1983). The hemiplegic arm after stroke: measurement and recovery. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 46(6), 521-524.
- Whitall, J., McCombe Waller, S., Silver, K. H., & Macko, R. F. (2000). Repetitive bilateral arm training with rhythmic auditory cueing improves motor function in chronic hemiparetic stroke. *Stroke*, 31(10), 2390-2395.
- Wolpert, D. M., & Flanagan, J. R. (2001). Motor prediction. *Current Biology*, 11(18), R729-732.

ANNEXE A : CERTIFICATS D'ÉTHIQUE

**ANNEXE B : PROTOCOLES D'ÉVALUATIONS DES CAPACITÉS
SOMATOSENSORIELLES**

PROTOCOLE D'ÉVALUATION DU SEUIL TOUCHER/PRESSION

Matériel :

Monofilaments Semmes-Weinstein (jeu de cinq).

Position du sujet :

Le sujet est placé confortablement sur une chaise et la main à évaluer est placée en supination sur la table.

Procédure :

L'évaluation est faite dans une seule zone de la main soit celle de la phalange distale de l'index sur la face palmaire.

On fait une démonstration préalable en expliquant la mesure au sujet. L'examineur applique un monofilament sur la face palmaire de la phalange distale de l'index. Dans le cas présent et pour faciliter la compréhension, le monofilament est appliqué du côté non atteint. Le monofilament doit être appliqué perpendiculairement sur la peau en 1 à 1,5 sec., doit rester en contact avec la peau pendant 1 à 1,5 sec. et doit être enlevé sur une période de 1 à 1,5 sec. La pression donnée par l'examineur doit être juste suffisante pour faire courber le monofilament. Lorsque le sujet sent le monofilament, il doit dire « touché ».

La main du sujet doit être bien installée afin d'éviter qu'elle soit levée et ainsi accroître la pression du monofilament. On demande au sujet de fermer les yeux ou de tourner la tête. Le sujet doit dire « touché » lorsqu'il sent le monofilament. L'examineur donne la consigne suivante : « Je vais évaluer votre sensibilité au toucher. Lorsque vous sentirez que je vous ai touché, vous devez me dire « touché ».

Procédure détaillée :

L'examineur donne la consigne suivante : « Je vais évaluer votre sensibilité au toucher. Lorsque vous sentirez que je vous ai touché, vous devez me dire « touché ».

L'évaluation débute avec le monofilament n° 2.83 qui correspond à la sensibilité normale. Le monofilament est appliqué trois fois. Si le sujet répond deux fois « touché » sur trois essais, l'évaluation est terminée et la sensibilité est jugée normale. Si le patient ne répond pas deux fois sur trois essais au monofilament n° 2.83, le prochain monofilament n° 3.61 est utilisé. Le monofilament n° 3.61 est aussi appliqué trois fois. Si le patient ne répond pas deux fois sur trois essais au monofilament n° 3.61, on utilise ensuite les monofilaments plus élevés. Les monofilaments n° 4.31, n° 4.56 et n° 6.65 ne sont appliqués qu'une seule fois. Par conséquent, une seule réponse « touché » est possible.

Références : Bell-Krotoski, 1990.

PROTOCOLE D'ÉVALUATION DE LA DISCRIMINATION DEUX-POINTS

Matériel :

Esthésiomètre deux pointes (Disk-Criminator™).

Position du sujet :

Le sujet est placé confortablement sur une chaise et la main à évaluer est placée en supination sur la table.

Procédure :

La pression exercée par les pointes de l'appareil se fait sous la limite du blanchissement de la peau (viser une petite dépression cutanée). Si le stimulus est appliqué trop fort, les résultats seront faussés. Les pointes du compas sont ouvertes perpendiculaires à l'axe longitudinalement sur le doigt. Les deux pointes doivent être appliquées simultanément sur la peau. La discrimination deux-points statique est évaluée avant celle en dynamique. L'évaluation est faite dans une seule zone de la main soit celle de la phalange distale de l'index sur la face palmaire. L'évaluation est exercée pour chaque main.

La main du sujet doit être bien installée afin d'éviter qu'elle soit levée et ainsi accroître la pression des pointes. On demande au sujet de fermer les yeux ou de tourner la tête. Le sujet doit dire s'il sent une ou deux pointes.

Procédure détaillée discrimination deux-points statique :

Afin de s'assurer de la compréhension du sujet, on fait un premier essai. L'examineur donne la consigne suivante : « Je vais évaluer votre capacité à discriminer si je vous touche avec une pointe ou deux pointes. À chaque fois que je vous toucherai, vous devez me dire si je vous ai touché avec une ou deux pointes en me disant « une » ou « deux ». Pour le premier essai, on touche d'abord la face palmaire de l'index avec une seule pointe de l'esthésiomètre et on lui demande s'il sent quelque chose. On spécifie que c'est une pointe qui est placée sur sa peau. Ensuite, les deux pointes séparées de 10 mm sont appliquées sur la peau. Le sujet est de nouveau questionné et on spécifie qu'il y a deux pointes placées sur sa peau. Dans le cas présent et pour faciliter la compréhension, les pointes sont appliquées du côté non atteint.

On commence l'évaluation avec une distance de 6 mm. Une ou deux pointes sont appliquées de façon aléatoire pour vérifier que le sujet ne répond pas au hasard. Le sujet doit indiquer à l'évaluateur s'il sent une ou deux pointes. La distance entre les pointes est progressivement réduite au fur et à mesure que le sujet peut différencier entre une et deux pointes.

Si le sujet ne peut discriminer deux pointes d'une pointe ou que sa réponse est imprécise, la distance entre les pointes est augmentée et le test est répété. À la distance entre les deux pointes qui apparaît être le point limite, l'identification de deux pointes deux fois sur trois essais est requise pour que cette distance soit choisie comme valeur de discrimination finale.

Si le sujet ne perçoit pas les deux pointes lorsqu'elles sont à une distance de 6 mm, de plus grandes distances sont utilisées. De plus, si la distance entre les deux pointes dépasse celle du doigt dans le cas où on les placerait perpendiculairement à l'axe longitudinal, les pointes sont placées sur l'axe longitudinal.

Procédure détaillée discrimination deux-points dynamique :

Tout comme pour le test précédent, on s'assure de la compréhension du sujet face à la mesure. On déplace d'abord sur la face palmaire de l'index avec une seule pointe de l'esthésiomètre et on lui demande ce qu'il ressent. On spécifie que c'est une pointe qui est déplacée sur sa peau. Ensuite, les deux pointes séparées de 10 mm sont appliquées sur la peau. Le sujet est de nouveau questionné et on spécifie qu'il y a deux pointes placées sur sa peau. Dans le cas présent et pour faciliter la compréhension, les pointes sont appliquées du côté non atteint. Les pointes sont déplacées le long de l'axe du doigt sur une distance d'environ 1 cm de proximal à distal.

On commence l'évaluation avec une distance de 6 mm. Une ou deux pointes sont déplacées de façon aléatoire pour vérifier que le sujet ne répond pas au hasard. Le sujet doit indiquer à l'évaluateur s'il sent une ou deux pointes. La distance entre les pointes est progressivement réduite au fur et à mesure que le sujet peut différencier entre une et deux pointes.

Si le sujet ne peut discriminer deux pointes de une pointe ou que sa réponse est imprécise, la distance entre les pointes est augmentée et le test est répété. À la distance entre les deux pointes qui apparaît être le point limite, l'identification de deux pointes deux fois sur trois essais est requise pour que cette distance soit choisie comme valeur de discrimination finale.

Si le sujet ne perçoit pas les deux pointes lorsqu'elles sont à une distance de 6 mm ou de 8 mm, de plus grandes distances sont utilisées. De plus, si la distance entre les deux pointes dépasse celle du doigt dans le cas où on les placerait perpendiculairement à l'axe longitudinal, les pointes sont placées sur l'axe longitudinal.

Références : Dellon, A.L., Mackinnon, S.E. & Crosby, P.M. (1987).

PROTOCOLE D'ÉVALUATION DU SENS DU MOUVEMENT DU POUCE

Matériel :

Goniomètre de doigt

Position du sujet :

Lors de l'évaluation, le sujet est placé confortablement sur une chaise et l'avant-bras est placé en position neutre sur la table, la face palmaire du pouce est vers le bas.

Procédure pour l'évaluation du sens du mouvement du pouce :

L'évaluation est exercée de chaque côté. Le côté non atteint est évalué en premier. L'examineur installe le goniomètre sur la face dorsale du pouce, l'angle de l'articulation mobile sur l'articulation IP et le stabilise bien pour éviter un mouvement de l'appareil sur la peau. L'articulation métacarpophalangienne est à 0°. La position de départ de l'articulation IP est de 30°. L'examineur tient les parties distales et proximales du pouce et du goniomètre en pressant le moins fort possible et en s'assurant de ne pas être en contact avec l'articulation. L'articulation est déplacée lentement (5°/sec) en flexion et en extension, d'une amplitude de 10° et en suivant la séquence de mouvement citée sur la page suivante ou sur la feuille de cotation.

Le sujet doit identifier correctement le sens perçu (vers le haut ou le bas) du mouvement de la phalange distale du pouce. Entre chaque mouvement,

l'examineur place l'articulation IP à la position de départ (30°) en le mentionnant au sujet. L'examineur laisse cinq secondes de repos entre chaque mouvement.

Séquence de mouvements à suivre :

Côté non atteint : Haut, bas, bas, haut, bas, haut, haut, bas, bas, haut

Côté atteint : Haut, bas, bas, haut, haut, bas, haut, bas, bas, haut

Références : Desrosiers et collaborateurs (1996); Thibault, A., Forget, R. et Lambert, J. (1992),

ANNEXE D : DÉCLARATION DES COAUTEURS

E-mail
 Aller à: [SMS-Box](#) | [Compte utilisateur](#)

Dossier » Boîte aux lettres » Re: confirmation

 Boîte aux lettres	 Composer message	 Dossiers	 Rechercher	 Répertoire d'adresses	 Préférences
---	--	--	--	---	---

 Logout
 Autres comptes e-mail
 Quitter BlueMail

Répondre Répondre à tous Faire suivre Sauvegarder Supprimer En-tête Aperçu avant impression

 0
 Espace disque utilisé 88%

De: Agneta Andersson [redacted] [« Inscrire dans le répertoire d'adresses »](#)
A: [redacted]

Cc:
Sujet: Re: confirmation

Envoyé: Wed, 24 Nov 2004 11:16:34 +0100

Dear Martine Bertrand,

I hereby confirm that we have received your manuscript "Reliability of maximal static strength measurements of the upper extremities in subjects with hemiparesis". On September 30 we sent you a confirmation via emial but for some reason this never reached you. Your manuscript is now with reviewers and you will hear from us as soon as we get their comments.

Sincerely yours,

 Daniela Andersson
 Editorial Assistant

Dear Mrs Andersson:

I would like to know whether you received the manuscript entitled ?Reliability of maximal static strength measurements of the upper extremities in subjects with hemiparesis? sent last September 27 by e-mail and by regular mail. I thank you in advance for your answer.

Martine Bertrand

Martine Bertrand

Centre de Recherche Interdisciplinaire en Readaptation,
 du Montreal metropolitain,
 Site Institut de readaptation de Montreal
 6300 avenue Darlington, Montreal,(Quebec), Canada, H3S 2J4
 Téléphone: (514) 340-2111 poste 2027
 Télécopieur:(514) 340-2154

 Agneta Andersson
 Editorial Manager
 Journal of Rehabilitation Medicine
 Trädgårdsgatan 14
 SE-753 09 Uppsala, Sweden
 Tel: +46-18 611 50 95
 Fax: +46-18 55 73 32
 e-mail: [redacted]

 « [Page précédente](#) [Page suivante](#) »

Copyright © 2004 Bluewin SA

Supprimer

AUTHORIZATION OF THE JOURNAL EDITOR

1. Journal identification

Journal name: Journal of Neurophysiology

Publisher: American Physiological Society

2. Editor identification

Editor-in-Chief: Eve Marder

3. Article identification

Authors: Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Priscilla Lam Way Shun, Daniel Bourbonnais and Johanne Desrosiers. Title: Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis. Status: published in Journal of Neurophysiology, 2004, vol. 91, pages 1579-1585

4. Authorization

Student Martine Bertrand is authorized to include the above-mentioned article in her doctoral thesis entitled "Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral" for microfilming and circulating the thesis.

Editor name

Signature

Date

ANNEXE E : PREUVE DE SOUMISSION

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Daniel Bourbonnais et
Johanne Desrosiers

Titre : Accuracy in a bilateral force-matching task at the upper limbs in
normal subjects

Revue : soumis à Experimental brain research

3. Déclaration des coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand
à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et
contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes
hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ».

Catherine Mercier

Signature

Date

ANNEXE F : AUTORISATION DE L'ÉDITEUR

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Daniel Bourbonnais et
Johanne Desrosiers

Titre : Accuracy in a bilateral force-matching task at the upper limbs in
normal subjects

Revue : soumis à Experimental brain research

3. Déclaration des coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand
à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et
contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes
hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ».

Daniel Bourbonnais

Signature

Date

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Daniel Bourbonnais et
Johanne Desrosiers

Titre : Accuracy in a bilateral force-matching task at the upper limbs in
normal subjects

Revue : soumis à Experimental brain research

3. Déclaration des coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand
à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et
contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes
hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ».

Johanne Desrosiers

Signature

Date

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Daniel Bourbonnais,
Johanne Desrosiers et Denis Gravel

Titre : Reliability of maximal strength measurements of the upper extremities
in subjects with hemiparesis

Revue : soumis à Journal of rehabilitation medicine

3. Déclaration des coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand
à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et
contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes
hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ».

Catherine Mercier



Signature

Date

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Daniel Bourbonnais, Johanne Desrosiers et Denis Gravel

Titre : Reliability of maximal strength measurements of the upper extremities in subjects with hemiparesis

Revue : soumis à Journal of rehabilitation medicine

3. Déclaration des coauteurs autres què l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ».

Daniel Bourbonnais



Signature

Date

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Daniel Bourbonnais,
Johanne Desrosiers et Denis Gravel

Titre : Reliability of maximal strength measurements of the upper extremities
in subjects with hemiparesis

Revue : soumis à Journal of rehabilitation medicine

3. Déclaration des coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand
à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et
contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes
hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ».

Johanne Desrosiers



Signature

Date

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Daniel Bourbonnais,
Johanne Desrosiers et Denis Gravel

Titre : Reliability of maximal strength measurements of the upper extremities
in subjects with hemiparesis

Revue : soumis à Journal of rehabilitation medicine

3. Déclaration des coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ».

Denis Gravel

Signature

Date

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Priscilla Lam Way Shun, Daniel Bourbonnais et Johanne Desrosiers

Titre : Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis

Revue : publié dans Journal of neurophysiology, 2004, vol. 91, pages 1579-1585

3. Déclaration des coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ». J'autorise également le microfilmage et la diffusion de la thèse.

Catherine Mercier

Signature

Date

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Priscilla Lam Wai Shun, Daniel Bourbonnais et Johanne Desrosiers

Titre : Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis

Revue : publié dans Journal of neurophysiology, 2004, vol. 91, pages 1579-1585

3. Déclaration des coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ». J'autorise également le microfilmage et la diffusion de la thèse.

Priscilla Lam Wai Shun

Signature

Date

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Priscilla Lam Wai Shun, Daniel Bourbonnais et Johanne Desrosiers

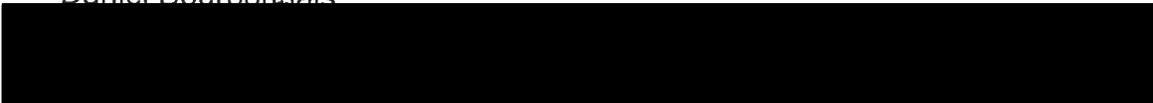
Titre : Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in subjects with hemiparesis

Revue : publié dans Journal of neurophysiology, 2004, vol. 91, pages 1579-1585

3. Déclaration des coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ». J'autorise également le microfilmage et la diffusion de la thèse.

Daniel Bourbonnais



Signature

Date

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Priscilla Lam Wai Shun,
Daniel Bourbonnais et Johanne Desrosiers

Titre : Effects of weakness on symmetrical bilateral grip force exertion in
subjects with hemiparesis

Revue : publié dans Journal of neurophysiology, 2004, vol. 91, pages 1579-
1585

3. Déclaration des coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ». J'autorise également le microfilmage et la diffusion de la thèse.

Johanne Desrosiers

Signature

Date

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Daniel Bourbonnais et
Johanne Desrosiers

Titre : Impairment in bilateral coordination during isometric torque production
in subjects with hemiparesis

Revue : soumis à Brain

3. Déclaration des coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand
à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et
contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes
hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ».

Catherine Mercier



Signature

Date

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Daniel Bourbonnais et
Johanne Desrosiers

Titre : Impairment in bilateral coordination during isometric torque production
in subjects with hemiparesis

Revue : soumis à Brain

3. Déclaration des coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand
à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et
contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes
hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ».

Daniel Bourbonnais

Signature

Date

DÉCLARATION DES COAUTEURS D'UN ARTICLE

1. Identification de l'étudiant

Nom de l'étudiant : Martine Bertrand

Titre du programme : Ph. D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Auteurs : Anne Martine Bertrand, Catherine Mercier, Daniel Bourbonnais et
Johanne Desrosiers

Titre : Impairment in bilateral coordination during isometric torque production
in subjects with hemiparesis

Revue : soumis à Brain

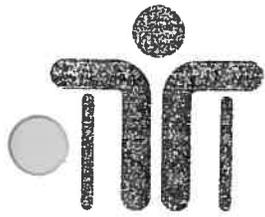
3. Déclaration des coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteurs de l'article identifié ci-dessus, j'autorise Martine Bertrand
à inclure cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Perception et
contrôle de la force produite par les membres supérieurs des personnes
hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral ».

Johanne Desrosiers

Signature

Date



CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Par la présente le comité d'éthique de la recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé: "*Impact of weakness on multi-joint and bilateral coordination in hemiparetic stroke subjects*", présenté par Daniel Bourbonnais erg. Ph.D, Catherine Mercier étudiante et Martine Bertrand étudiante.

Le comité d'éthique; composé de :

Dre Ayda Bachir;
Mme Marie-Ève Bouthillier, conseillère en éthique;
Madame Nancy Dubé, clinicienne;
Monsieur Anatol G.Feldman, chercheur;
Mme Lisette Gagnon, présidente par intérim du Comité;
Dr Bernard Leduc, physiatre;
Mme Mélanie Lefebvre, avocate, conseillère versée en droit;
Mme Anik Nolet, avocate, conseillère versée en droit;
Madame Monique Provost, A.P.Q.
Mme Bonnie Swaine, chercheure.

a jugé cette recherche acceptable sur le plan de l'éthique.

[Redacted signature]

Présidente par intérim
Comité d'éthique de la recherche

01-07-06

Date

LG/mm

Le 30 octobre 2001

Mesdames Martine Bertrand et Catherine Mercier
Centre de recherche
Institut de réadaptation de Montréal
6300 avenue Darlington
Montréal (Québec)
H3S 2J4

Objet: «Impact of weakness on multi-joint and bilateral coordination in hemiparetic stroke subjects».

Mesdames,

Nous avons le plaisir de vous aviser que le projet «Impact of weakness on multi-joint and bilateral coordination in hemiparetic stroke subject» a été accepté par le comité d'éthique et de recherche de l'hôpital de réadaptation Villa Medica.

Ce projet est très intéressant et nous vous souhaitons bonne chance dans votre entreprise.

Veuillez agréer, Mesdames, l'expression de nos sentiments les meilleurs.



D^{re} Louise-Hélène Lebrun
Présidente du comité d'éthique de la recherche

LHL/sp

c.c.: M. Michel Duchesne, directeur général
Mme Michèle Aumais-Hénuset, chef du service archives-accueil