

Université de Montréal

Effet de mouvements symétriques et simultanés sur la performance motrice du membre parétique chez le sujet ayant un accident vasculaire cérébral

par  
Sylvie Messier

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)

août, 2005

© Sylvie Messier, 2005



W

4.

U58

2006

V. 015

## 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.

Université de Montréal  
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée:  
Effet de mouvements symétriques et simultanés sur la performance motrice du  
membre parétique chez le sujet ayant un accident vasculaire cérébral

présentée par:  
Sylvie Messier

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes:

Dr Denis Gravel

---

président-rapporteur

Dr Daniel Bourbonnais

---

directeur de recherche

Dre Johanne Desrosiers

---

codirectrice

Dre Mindy Levin

---

membre du jury

Dre Hélène Corriveau

---

examinatrice externe

Dre Elaine Chapman

---

représentante du doyen de la FES



## RÉSUMÉ

---

L'importance de l'utilisation du mouvement bilatéral est reconnue à l'intérieur des approches traditionnelles de réadaptation. À l'heure actuelle, il y a un intérêt grandissant pour ce type d'intervention auprès de la clientèle hémiparétique. Cette thèse vise à décrire l'effet de mouvements symétriques et simultanés sur la performance du membre parétique en incluant l'implication du tronc et des membres inférieurs lors d'une tâche exécutée en position assise vers trois directions. À notre connaissance, il n'existe aucune étude qui offre une vision holistique du mouvement bilatéral des membres supérieurs chez les personnes hémiparétiques.

Considérant l'implication du tronc lors du mouvement des membres supérieurs, le premier objectif consiste à vérifier le contrôle du tronc en comparant les mouvements de flexion du tronc et la mise en charge sur les pieds entre les personnes hémiparétiques et les sujets sains sans impliquer des mouvements des membres supérieurs. Les résultats montrent des amplitudes du tronc similaires mais un déplacement du centre de pression global moins important avec une mise en charge réduite sur les pieds chez les personnes hémiparétiques. Ces résultats suggèrent un déplacement antérieur plus petit de la masse corporelle. Il est possible que les mouvements du tronc chez ces personnes soient exécutés par le tronc supérieur avec une inclinaison antérieure réduite du bassin.

Les deuxième et troisième objectifs visent d'abord à comparer le mouvement unilatéral et bilatéral symétrique des membres supérieurs parétique et non-parétique, respectivement, en incluant le tronc. Ensuite, le mouvement bilatéral symétrique des membres supérieurs chez les sujets hémiparétiques est comparé à celui des sujets sains. La tâche utilisée à cette fin est le transport d'un objet vers une ou deux cible(s) éloignée(s). L'analyse du mouvement bilatéral des membres supérieurs a révélé que les déficits du membre supérieur parétique, observés lors du mouvement unilatéral, persistent lors de la réalisation du mouvement bilatéral. De plus, le membre non-parétique, qui a tendance à présenter moins d'extension du coude dans la tâche unilatérale, s'adapte au mouvement du membre parétique lors de la tâche bilatérale. Le tronc démontre une implication importante pour chacun des membres et dans les deux conditions (unilatérale et bilatérale) chez les personnes hémiparétiques.

Le quatrième objectif est de vérifier la mise en charge sur les pieds durant le mouvement unilatéral du membre supérieur parétique et le mouvement bilatéral symétrique des membres supérieurs chez la personne hémiparétique. Les résultats démontrent que la mise en charge sur le pied parétique est perturbée sauf pour la direction controlatérale au membre supérieur parétique, indépendamment de la condition de la tâche. Ainsi, il semble que ce soit la direction, plus que le mouvement bilatéral des membres supérieurs lui-même, qui favorise la mise en charge sur le pied parétique.

Cette thèse souligne l'importance de comprendre le mouvement bilatéral des membres supérieurs afin de mieux cibler les éléments d'intervention du programme de traitement.

**MOTS CLÉS:** accident vasculaire cérébral, hémiparésie, membres supérieurs, mouvement bilatéral, amplitudes articulaires, tronc, membres inférieurs, mise en charge, réadaptation, cinématique.

## ABSTRACT

---

Traditional rehabilitation approaches recognize the importance of using bilateral movement. Today, there is growing interest in this type of treatment for clients with hemiparesis. This thesis describes the effect of symmetrical, simultaneous movements on the performance of the paretic limb, including involvement of the trunk and lower limbs, during tasks executed in a sitting position in three directions. To our knowledge, there are no other studies that provide a holistic view of the bilateral movement of the upper limbs of persons with hemiparesis.

In view of trunk involvement in lower limb movements, the first objective was to examine trunk control by comparing trunk flexion movements and weight-bearing on the feet in persons with hemiparesis and in healthy subjects. The results show similar trunk amplitudes but less displacement of the overall centre of pressure and reduced weight-bearing on the feet of the persons with hemiparesis. These results suggest a smaller anterior displacement of the body mass. Thus trunk movements in this clientele may be executed by the upper trunk with less anterior tilt of the pelvis.

The second and third objectives were, first, to compare unilateral and symmetrical bilateral movements of the paretic and non-paretic upper limbs, respectively, including the trunk, and then symmetrical bilateral movements of the upper limbs in the subjects with hemiparesis and in the healthy subjects. The

analysis of the bilateral movement of the upper limbs showed that the deficits in the paretic upper limb observed during the unilateral movement persisted when executing the bilateral movement. In addition, the non-paretic limb, which has a tendency to present less elbow extension in the unilateral task, adjusts to the movement of the paretic limb in the bilateral task. Trunk involvement was substantial for both limbs and in both conditions (unilateral and bilateral) in the persons with hemiparesis.

The fourth objective was to examine weight-bearing on the feet during unilateral movement of the paretic upper limb and symmetrical bilateral movements of the upper limbs in the persons with hemiparesis. The results show that weight-bearing on the paretic foot is perturbed except for the direction contralateral to the paretic upper limb, regardless of the task condition. Thus it appears to be the direction, rather than the bilateral movement itself of the upper limbs, that favours weight-bearing on the paretic foot.

This thesis highlights the importance of understanding bilateral movement of the upper limbs when targeting specific aspects to work on in treatment programs.

**KEY WORDS:** cerebrovascular accident, hemiparesis, upper limbs, bilateral movement, joint amplitudes, trunk, lower limbs, weight-bearing, rehabilitation, kinematics.

## TABLE DES MATIÈRES

---

RÉSUMÉ .....	iii
ABSTRACT .....	vi
TABLE DES MATIÈRES .....	viii
LISTE DES TABLEAUX .....	xiii
LISTE DES FIGURES .....	xiv
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....	xvi
REMERCIEMENTS .....	xviii
CHAPITRE 1 - INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 - PROBLÉMATIQUE .....	5
CHAPITRE 3 - RECENSION DES ÉCRITS .....	8
3.1 Structures cérébrales et mouvements bilatéraux .....	8
3.2 Mouvement bilatéral chez les sujets sains .....	18
3.3 Mouvement bilatéral chez les sujets hémiparétiques.....	21
3.3.1 Perturbations des mouvements bilatéraux .....	21
3.3.2 Effet de la rééducation bilatérale .....	23
3.4 Performance du membre supérieur non-parétique .....	29
3.5 Coordination du tronc et du membre supérieur lors de mouvement d'atteinte .....	35
3.6 Contrôle du tronc chez les sujets hémiparétiques.....	38
3.7 Rôle des membres inférieurs en position assise lors d'un mouvement d'atteinte du membre supérieur .....	40
3.8 Conclusion générale de la recension des écrits .....	44
CHAPITRE 4 - OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES.....	46
4.1 Article 1: Quantification des mouvements du tronc et des membres inférieurs .....	47
4.2 Articles 2 et 3: Mouvement bilatéral des membres supérieurs chez la personne hémiparétique .....	47
4.3 Article 4: Mise en charge sur les membres inférieurs lors du mouvement bilatéral des membres supérieurs .....	49
CHAPITRE 5 - MÉTHODOLOGIE .....	50
5.1 Participants .....	50

5.2 Appareillage .....	51
5.3 Collecte des données .....	54
5.3.1 Description des tâches expérimentales .....	54
5.3.1.1 Variables cinématiques .....	59
5.3.1.1.1 Durée et vitesse (article 1) .....	59
5.3.1.1.2 Amplitudes angulaires (article 1: tronc; articles 2 et 3: tronc et membres supérieurs) .....	60
5.3.1.1.3 Centre de pression (CdeP) global (article1) .....	63
5.3.1.2 Variable cinétique: Mise en charge sur le siège et les pieds (articles 1 et 4) .....	63
5.4 Mesures cliniques .....	63
5.5 Analyses statistiques .....	64
CHAPITRE 6 - ARTICLE 1: ANALYSE DYNAMIQUE DE LA FLEXION DU TRONC À LA SUITE D'UN ACCIDENT VASCULAIRE CÉRÉBRAL .....	65
6.1 Résumé .....	66
6.2 Abstract .....	68
6.3 Introduction .....	70
6.4 Methods .....	72
6.4.1 Participants .....	72
6.4.2 Experimental set-up and subject preparation .....	73
6.4.3 Experimental Tasks .....	74
6.4.4 Variables and Measures .....	76
6.4.5 Data and Statistical Analysis .....	77
6.5 Results .....	77
6.6 Discussion .....	81
6.7 Conclusions .....	85
6.8 References .....	86
CHAPITRE 7 - ARTICLE 2: ANALYSES CINÉMATIQUES DES MOUVEMENTS UNILATÉRAL ET BILATÉRAL DU MEMBRE SUPÉRIEUR PARÉTIQUE EN POSITION ASSISE CHEZ LES SUJETS AVEC UN ACCIDENT VASCULAIRE CÉRÉBRAL .....	91
7.1 Résumé .....	92
7.2 Abstract .....	94
7.3 Introduction .....	96
7.4 Methods .....	98

7.4.1 Participants.....	98
7.4.2 Experimental set-up .....	99
7.4.3 Variables and measures.....	101
7.4.4 Data and statistical analysis .....	103
7.5 Results .....	104
7.5.1 Time and speed.....	104
7.5.2 Tasks performed towards an anterior direction .....	105
7.5.2.1 Within-group comparison of the unilateral and bilateral movements .....	105
7.5.2.2 Between-group comparison of the bilateral movement.....	105
7.5.3 Tasks performed in the non-paretic direction (45° -).....	107
7.5.3.1 Within-group comparison of the unilateral and bilateral movements .....	107
7.5.3.2 Between-group comparison of the bilateral movement.....	107
7.5.4 Tasks performed in the paretic direction (45° +).....	109
7.5.4.1 Within-group comparison of the unilateral and bilateral movements .....	109
7.5.4.2 Between-group comparison of the bilateral movement.....	110
7.6 Discussion.....	110
7.7 Acknowledgements .....	115
7.8 References.....	117
CHAPITRE 8 - ARTICLE 3: ANALYSES CINÉMATIQUES DES MOUVEMENTS UNILATÉRAL ET BILATÉRAL DU MEMBRE SUPÉRIEUR NON-PARÉTIQUE EN POSITION ASSISE CHEZ LES SUJETS AVEC UN ACCIDENT VASCULAIRE CÉRÉBRAL .....	121
8.1 Résumé.....	122
8.2 Abstract.....	124
8.3 Introduction .....	126
8.4 Methods .....	129
8.4.1 Participants.....	129
8.4.2 Experimental set-up .....	130
8.4.3 Variables and measures.....	133
8.4.4 Data and statistical analysis .....	134
8.5 Results .....	135
8.5.1 Time and speed.....	135
8.5.2 Unilateral movement of the non-paretic upper limb .....	137



8.5.3 Within-group comparison of the unilateral and bilateral movements	139
8.5.4 Bilateral movement of the non-paretic upper limb .....	141
8.6 Discussion.....	143
8.7 Acknowledgements .....	146
8.8 References.....	147
CHAPITRE 9 - ARTICLE 4: MISE EN CHARGE SUR LES MEMBRES INFÉRIEURS EN POSITION ASSISE DURANT UN MOUVEMENT BILATÉRAL DES MEMBRES SUPÉRIEURS CHEZ LES SUJETS HÉMIPARÉTIQUES SUITE À UN ACCIDENT VASCULAIRE CÉRÉBRAL .....	151
9.1 Résumé.....	152
9.2 Abstract.....	154
9.3 Introduction .....	155
9.4 Methods .....	156
9.4.1 Participants.....	156
9.4.2 Experimental set-up and subject preparation .....	157
9.4.3 Experimental tasks .....	159
9.4.4 Variable and measures.....	160
9.4.5 Data and statistical analysis .....	160
9.5 Results .....	161
9.5.1 Anterior direction .....	161
9.5.2 45° directions.....	162
9.6 Discussion.....	167
9.7 Acknowledgements .....	171
9.8 References.....	172
CHAPITRE 10 - DISCUSSION .....	175
10.1 Contrôle du tronc .....	177
10.1.1 Faiblesse musculaire du tronc.....	178
10.1.2 Côté de la lésion hémisphérique .....	180
10.1.3 Contrôle du tronc et évaluations cliniques .....	181
10.2 Mouvement bilatéral des membres supérieurs, du tronc et de la mise en charge sur les membres inférieurs.....	184
10.2.1 Impact des déficits du membre supérieur parétique sur le mouve- ment bilatéral des membres supérieurs .....	185
10.2.2 Impact du tronc sur le mouvement bilatéral des membres supérieurs .....	190

10.2.3 Impact de la mise en charge perturbée sur le pied parétique sur le mouvement bilatéral des membres supérieurs.....	193
10.3 Mécanismes neurophysiologiques.....	195
10.4 Implications pour la réadaptation.....	199
10.5 Perspectives et avenues de recherches.....	202
10.6 Limites de nos travaux.....	204
CHAPITRE 11 - CONCLUSION.....	209
RÉFÉRENCES.....	211
ANNEXE A: CERTIFICAT D'ÉTHIQUE.....	xx
ANNEXE B: FORMULAIRES DE CONSENTEMENT.....	xxi
ANNEXE C: DESCRIPTION DE L'ÉVALUATION DE LA FONCTION SENSORI-MOTRICE.....	xxii
ANNEXE D: LETTRES D'ÉDITEURS.....	xxix
ANNEXE E: CONTRIBUTIONS DES DIFFÉRENTS AUTEURS AUX ARTICLES DE LA THÈSE.....	xxx
ANNEXE F: DÉCLARATIONS DES COAUTEURS.....	xxxiv

## LISTE DES TABLEAUX

---

Table 6.1: Characteristics of the persons with hemiparesis.....	73
Table 6.2: Speed of trunk movement during the forward movement in the three directions.....	79
Table 6.3: COP displacement during trunk movements in the three directions .	79
Table 7.1: Characteristics of the subjects with hemiparesis .....	99
Table 7.2: Comparison of the speed between unilateral and bilateral tasks of the paretic upper limb in the subjects with hemiparesis and of the non-dominant in healthy subjects in the three directions.....	104
Table 7.3: Comparison of the angular amplitudes between the paretic upper limb and trunk in the subjects with hemiparesis and the non-dominant upper limb and trunk in the healthy subjects in unilateral and bilateral tasks in the anterior direction.....	106
Table 7.4: Comparison of the angular amplitudes between the paretic upper limb and trunk in the subjects with hemiparesis and the non-dominant upper limb and trunk in the healthy subjects in unilateral and bilateral tasks 45° towards non-paretic side.....	108
Table 7.5: Comparison of the angular amplitudes between the paretic upper limb and trunk in the subjects with hemiparesis and the non-dominant upper limb and trunk in the healthy subjects in unilateral and bilateral tasks 45° towards paretic side.....	111
Table 8.1: Characteristics of the subjects with hemiparesis .....	130
Table 8.2: Comparison of the speed between unilateral and bilateral tasks of the non-paretic upper limb in the subjects with hemiparesis and of the dominant in healthy subjects in the three directions.....	136
Table 8.3: Angular amplitudes of the non-paretic upper limb for the subjects with hemiparesis and of the dominant upper limb for the healthy subjects with angular amplitudes of the trunk of both groups during a bilateral task. ....	142

## LISTE DES FIGURES

---

Figure 5.1: Tâche expérimentale de l'analyse dynamique du tronc.....	55
Figure 5.2: Tâche expérimentale du mouvement des membres supérieurs et de la mise en charge au niveau des membres inférieurs .....	57
Figure 5.3: Tracé graphique de la flexion antérieure du tronc .....	59
Figure 5.4: Mesures des angles du membre supérieur .....	60
Figure 5.5: Mesures des angles du tronc .....	62
Figure 6.1: Experimental set-up for the dynamic analysis of trunk flexion.....	75
Figure 6.2: Percentage of weight distribution during anterior trunk flexion movements, 45° flexion toward the non-paretic/dominant side and 45° flexion toward the parietic/non-dominant side .....	80
Figure 6.3: Center of mass and pelvic tilt in healthy persons and in persons with hemiparesis .....	82
Figure 7.1: Experimental set-up for the analysis of parietic upper limb movements .....	101
Figure 7.2: Illustrations of within and between groups results in the anterior direction.....	106
Figure 7.3: Illustrations of within and between groups results at 45° in the non-paretic side .....	108
Figure 7.4: Illustrations of within and between groups results at 45° in the parietic side.....	111
Figure 8.1: Experimental set-up for the analysis of non-paretic upper limb movements.....	132
Figure 8.2: Angular changes of the non-paretic upper limb for the subjects with hemiparesis and of the dominant upper limb for the healthy subjects with angular amplitudes of the trunk of both groups during a unilateral task ...	138

- Figure 8.3: Illustrations of angular changes of the non-paretic upper limb for the subjects with hemiparesis and of the dominant upper limb for the healthy subjects with angular changes of the trunk of both groups during a unilateral task..... 138
- Figure 8.4: Comparison of joint amplitudes between unilateral and bilateral tasks for the non-paretic upper limb in the subjects with hemiparesis and for the dominant upper limb in the healthy subjects towards the anterior direction and 45° paretic side..... 140
- Figure 8.5: Illustrations of angular changes of the non-paretic upper limb for the subjects with hemiparesis and of the dominant upper limb for the healthy subjects with angular changes of the trunk of both groups during a bilateral task..... 142
- Figure 9.1: Experimental set-up for the examination of weight-bearing on the lower limbs ..... 158
- Figure 9.2: Unilateral task with the paretic upper limb of subjects with hemiparesis in the 3 directions..... 163
- Figure 9.3: Percentage of weight loading variation between the 2 feet during the anterior bilateral task. .... 164
- Figure 9.4: Percentage of weight loading variation between the 2 feet during the bilateral task towards (+) 45P/ND..... 165
- Figure 9.5: Percentage of weight loading variation between the 2 feet during the bilateral task towards (-) 45NP/D ..... 166

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

---

ADLs	activities of daily living
AMS	aire motrice supplémentaire
ANOVA	analyse de variance
AVC	accident vasculaire cérébral
CCI	coefficient de corrélation intraclasse
C <sub>deP</sub>	centre de pression globale
C <sub>deM</sub>	centre de masse
COP	center of pressure
COM	center of mass
EMG	electromyography
F	female
FNP	facilitation neuromusculaire proprioceptive
H	hemorrhagic
HS	subjects with hemiparesis
I	ischemic
M	male
MCA	middle cerebral artery
ML	mediolateral
NS	healthy subjects
PUL	paretic upper limb
VB	vertebrobasilar

WB	weight-bearing
45NP/D	45° towards the non-paretic side (for the subjects with hemiparesis)/dominant side (for the healthy subjects)
45P/ND	45° towards the paretic side (for the subjects with hemiparesis)/non-dominant side (for the healthy subjects)

## REMERCIEMENTS

---

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de recherche, Dr Daniel Bourbonnais et ma co-directrice, Dre Johanne Desrosiers, pour leurs conseils judicieux, leur ouverture d'esprit et la confiance qu'ils m'ont accordée tout au long de mes études supérieures. Grâce à leur expertise, ma formation en recherche a été des plus enrichissantes.

Merci à Yves Roy, qui a développé les logiciels utilisés pour la collecte de données et m'a offert un support informatique tout au long de mes travaux. J'aimerais également le remercier pour ses commentaires lors de la rédaction de mes articles.

Un grand merci à tous mes collègues étudiants pour leur appui et leurs encouragements. Je tiens à souligner ma reconnaissance à Imen Khelia et Claudia Bergeron pour l'aide qu'elles m'ont fournie au cours de mes travaux.

Merci également à Michel Raïche et Daniel Marineau pour leur support technique. Merci aussi à Michel Goyette pour sa collaboration lorsque son aide a été requise. Je veux aussi remercier les chercheurs de l'Institut de réadaptation de Montréal pour leur disponibilité et leur aide tout au long de ma formation.



J'aimerais également exprimer ma gratitude aux sujets qui ont participé à mon projet d'études. Leur collaboration a été grandement appréciée.

Je veux également souligner le soutien financier de différents organismes. Au cours de mes études, j'ai reçu un appui salarial des Instituts de recherche en santé du Canada, du Fonds de la recherche en santé du Québec et du Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation de même que des bourses de l'Université de Montréal.

Je veux exprimer ma profonde reconnaissance à ma famille pour leur support constant pendant toutes ces années. Merci à mes parents pour avoir été les lecteurs inconditionnels de mes premières «recherches» et de m'avoir fourni leur appui dans cette entreprise. Merci à mon conjoint, Louis, et ma grande fille, Marie-Laurence, pour leur présence chaleureuse et bénéfique et pour avoir partagé avec moi les bons moments comme les plus difficiles.

Enfin, je veux souligner ma gratitude à Paul Beaudry qui, par son exemple de vie, m'a permis d'établir mes priorités et de mener à terme ce projet de recherche. Je le remercie pour m'avoir encouragée dans cette voie et de m'avoir permis de conserver mon équilibre.

## CHAPITRE 1 - INTRODUCTION

---

L'accident vasculaire cérébral (AVC) représente l'une des principales causes de déficits moteurs et d'incapacités fonctionnelles chez les personnes âgées au Canada (Heart and Stroke Foundation of Canada, 2002). Une meilleure connaissance des facteurs prédisposant à l'AVC a permis de diminuer son incidence (Fondation des maladies du cœur du Canada, 1998). Cependant, sa prévalence augmente en raison du vieillissement de la population (Ward et al., 1988) et une amélioration de la perspective de survie (Muntner et al., 2002).

L'une des manifestations les plus courantes de l'AVC est une hémiparésie controlatérale à la lésion cérébrale. L'hémiparésie est une paralysie partielle résultant de la lésion et entraînant une atteinte des voies motrices descendantes vers les motoneurones inférieurs (Hömborg et al., 1991). Cette parésie limite les capacités de mouvement du patient, en particulier au niveau du membre supérieur parétique (Shumway-Cook & Woollacott, 2001). L'utilisation bilatérale des membres supérieurs est alors sérieusement compromise chez la personne hémiparétique. L'application des exercices simultanés bilatéraux des membres supérieurs chez les patients présentant une hémiparésie est donc encouragée dès le début de la réadaptation. Il s'avère donc important de bien comprendre le mouvement bilatéral des membres supérieurs chez ces personnes afin d'améliorer les connaissances au niveau de l'intervention thérapeutique. Le développement important des moyens technologiques en recherche offre des

perspectives intéressantes à ce niveau. Les méthodes d'analyses cinématique et cinétique sont utilisées dans cette thèse afin d'étudier l'effet de mouvements symétriques et simultanés des membres supérieurs sur la performance du membre parétique en incluant le mouvement du tronc et la mise en charge sur les membres inférieurs. L'obtention de mesures objectives qui décrivent la réalisation du mouvement bilatéral chez la personne hémiparétique offre la possibilité de mieux comprendre les aspects problématiques de cette dynamique corporelle.

À cette fin, la présente thèse se divise en six grandes parties. La première partie présente la problématique liée à l'étude. La deuxième partie fait état de la recension des écrits. Elle porte sur les structures cérébrales qui contraignent les différents groupes musculaires des membres supérieurs à fonctionner comme une unité fonctionnelle ou une «structure coordonnée» (Tuller et al., 1982). Les différentes études portant sur le mouvement bilatéral des membres supérieurs chez les sujets sains et les sujets hémiparétiques sont exposées. Par la suite, puisque le membre supérieur non-parétique est utilisé pour guider le membre supérieur parétique lors du mouvement bilatéral des membres supérieurs, une section souligne quelques études qui ont examiné l'intégrité du membre supérieur non-parétique. La coordination et le contrôle du tronc ainsi que le rôle des membres inférieurs sont ensuite présentés dans les trois sections suivantes.

La troisième partie de la thèse expose les objectifs et hypothèses traitées dans cette étude. La quatrième partie rapporte la méthodologie utilisée lors des expérimentations tandis que la cinquième présente les résultats expérimentaux sous forme de quatre articles scientifiques. Le premier article permet de vérifier le contrôle du tronc et des membres inférieurs chez des sujets présentant une hémiparésie chronique. Les deuxième et troisième articles illustrent l'effet du mouvement bilatéral des membres supérieurs sur le membre supérieur parétique et sur le membre supérieur non-parétique, respectivement, incluant la participation du tronc. Le quatrième et dernier article présente la participation des membres inférieurs lors du mouvement bilatéral des membres supérieurs. La même clientèle hémiparétique a participé aux expérimentations décrites dans les quatre articles.

Finalement, la sixième partie de la thèse consiste en une discussion générale traitant de l'impact des résultats obtenus au cours de ces travaux. La première section aborde les différents aspects expliquant les résultats obtenus concernant l'étude du contrôle du tronc des sujets hémiparétiques chroniques de manière plus détaillée que dans l'article 1. Une deuxième section élabore les points énoncés à l'intérieur des articles 2, 3 et 4 concernant le mouvement bilatéral des membres supérieurs et du tronc ainsi que de la mise en charge sur les membres inférieurs. En regroupant ces trois articles, une vision holistique du mouvement simultané et symétrique des membres supérieurs est davantage discutée que lors de la présentation individuelle de ces articles. Par la suite, les

mécanismes neurophysiologiques susceptibles d'avoir contribué aux résultats obtenus au niveau du mouvement bilatéral des membres supérieurs chez les personnes hémiparétiques sont discutés. Enfin, les implications pour la réadaptation, les perspectives et les avenues de recherche ainsi que les limites de nos travaux complètent la discussion générale.

## CHAPITRE 2 - PROBLÉMATIQUE

---

Dès les premiers stades de la réadaptation suivant l'AVC, les approches traditionnelles utilisées avec cette clientèle telles que la thérapie neuro-développementale de Bobath (1990), la thérapie par le mouvement de Brunnstrom (Brunnstrom, 1970; Trombly & Radomski, 2002) et la facilitation neuromusculaire proprioceptive (Voss et al., 1985) encouragent l'utilisation conjointe des membres supérieurs dans le but de susciter un patron de mouvement normal du membre supérieur parétique.

Plusieurs travaux rapportés par Cunningham et ses collaborateurs (2002) ont démontré que des mouvements des membres supérieurs qui diffèrent normalement lorsqu'ils sont effectués individuellement, démontrent une attraction mutuelle vers une similarité bilatérale lorsqu'ils sont réalisés conjointement: un des membres supérieurs sert typiquement de pôle dominant d'attraction. Les résultats de récentes études (Mudie & Matyas, 1996, 2000; Whitall et al., 2000) ont d'ailleurs démontré l'amélioration du mouvement du membre supérieur parétique durant et suivant un entraînement bilatéral symétrique. Par contre, d'autres études (Rice & Newell, 2001) révèlent que le membre supérieur non-parétique s'adapte au mouvement du membre supérieur parétique lors de tâches bilatérales simultanées.

L'importance de l'utilisation du mouvement bilatéral est reconnue à l'intérieur des approches traditionnelles et il y a un intérêt grandissant pour ce type d'intervention en réadaptation. Toutefois, la performance du membre supérieur parétique durant un mouvement bilatéral symétrique des membres supérieurs a besoin d'être davantage décrite auprès de la clientèle hémiparétique ayant subi un AVC afin d'en améliorer la compréhension.

L'utilisation des mouvements bilatéraux symétriques est fréquemment réalisée en position assise au cours de la réadaptation des personnes hémiparétiques en raison d'un équilibre précaire en position debout. Cette difficulté peut d'ailleurs persister chez ces patients six mois post-AVC (Ikai et al., 2003), d'où l'intérêt de quantifier les mouvements bilatéraux des membres supérieurs en position assise. De plus, toute activité du membre supérieur implique la participation du tronc et des membres inférieurs (Son et al., 1988; Dean et al., 1999a, 1999b). À notre connaissance, il n'existe aucune étude qui décrit l'effet du mouvement bilatéral des membres supérieurs sur les mouvements du tronc et des membres supérieurs et inférieurs lors d'une tâche exécutée en position assise. Une vision plus holistique de l'effet du mouvement bilatéral sur les composantes qui participent au mouvement permettrait de mieux cibler les éléments d'intervention à l'intérieur du programme de traitement auprès des personnes hémiparétiques ayant subi un AVC. C'est ce que vise cette thèse.

Dans le cadre de celle-ci, le mouvement de pointage d'une cible avec un objet a été privilégié par rapport au mouvement d'atteinte et de préhension d'un objet («reach and grasp») et ce, pour diverses raisons. En fait, le mouvement d'atteinte et de préhension d'un objet inclut à la fois une composante de transport et une composante de préhension. Dans ce cas, la composante de transport, qui s'apparente le plus au mouvement de pointage, oblige un placement spécifique et une vitesse d'approche du membre supérieur qui doit tenir compte de la préhension éventuelle de l'objet (Jeannerod, 1981). Ainsi l'atteinte et la préhension d'un objet diffère quelque peu du mouvement de pointage qui comporte un mouvement plus direct vers la cible où tous les segments du bras sont contrôlés comme une unité (Shumway-Cook et Woollacott, 2001). De plus, la nature complexe de l'utilisation de la main nécessitant la coordination de plusieurs muscles et segments ainsi que la nature de la lésion elle-même peuvent être des facteurs significatifs d'une pauvre récupération (Carr et Shepherd, 2000). En choisissant le mouvement de pointage pour cette étude, il est probable que celui-ci favorise de meilleures conditions permettant d'obtenir des résultats concluants.



## CHAPITRE 3 - RECENSION DES ÉCRITS

---

La recension des écrits est divisée en sept sections principales. Tout d'abord, une première section présente les structures cérébrales habituellement associées à la coordination du mouvement bilatéral. La seconde section offre une description du mouvement bilatéral chez les sujets sains démontrant le comportement naturel des membres supérieurs à l'intérieur de ce type de mouvement. La troisième section illustre la controverse concernant l'effet de ce mouvement sur le membre supérieur parétique auprès des sujets hémiparétiques. Puisque le membre supérieur non-parétique agit habituellement comme membre facilitateur sur le membre supérieur parétique, une quatrième section expose différentes études qui ont examiné l'intégrité du membre supérieur non-parétique. Par la suite, compte tenu de la participation du tronc et des membres inférieurs lors du mouvement des membres supérieurs en position assise, les trois dernières sections font état de certaines études qui ont examiné la coordination et le contrôle du tronc de même que le rôle des membres inférieurs dans cette position chez les sujets hémiparétiques.

### 3.1 Structures cérébrales et mouvements bilatéraux

Une hypothèse de base liée à l'utilisation du mouvement bilatéral comme mode d'intervention thérapeutique est que les mouvements symétriques bilatéraux activent des réseaux similaires de neurones au niveau des hémisphères lorsque

des groupes de muscles homologues sont simultanément activés (Hallett, 2001; Lacroix et al., 2004; Spijkers and Heuer, 2004; Wenderoth et al., 2004). Lorsqu'un membre supérieur est utilisé unilatéralement, l'hémisphère ipsilatéral est inhibée de manière à empêcher les mouvements miroirs par le membre supérieur opposé (Duque et al., 2005). Cependant, durant une tâche bilatérale symétrique, les deux hémisphères sont activés et l'inhibition interhémisphérique est réduite (Stinear & Byblow, 2004).

Des chercheurs ont suggéré la présence d'un seul mécanisme régulateur central contrôlant les deux membres lors d'une tâche bilatérale symétrique (Alsenawi & Cooke, 1985). À cet effet, certains travaux ont démontré que l'aire motrice supplémentaire (AMS) est bilatéralement organisée, attribuant un rôle spécifique de cette structure cérébrale dans le mouvement bilatéral (Brinkman et Porter, 1979; Brinkman 1984; Wiesendanger et al., 1996). Comme l'AMS de chaque hémisphère projette au cortex moteur primaire ipsilatéral et à un niveau moindre aux muscles homologues du cortex moteur primaire controlatéral, Goldberg (1985) a proposé, qu'à la suite d'un hémisphère lésé, l'AMS intacte pourrait agir seule lors de l'exécution de mouvements bilatéraux.

Cette bilatéralité fonctionnelle a été mise en évidence par Brinkman (1984) à la suite d'une ablation unilatérale de l'AMS exercée chez des singes. Dans cette étude, le chercheur a entraîné des singes à pousser, à l'aide de l'index, un morceau de nourriture à travers une petite fente insérée dans une tablette de

plastique transparent permettant de le faire tomber dans l'autre main sous la tablette. Les singes ont maîtrisé cette tâche à la suite de quelques essais seulement. Par la suite, une ablation unilatérale de l'AMS a été effectuée, controlatérale à la main préférée ou à la main non-préférée. Après la chirurgie, les animaux, ne pouvant dissocier les mouvements des deux mains, utilisaient une main de manière identique à l'autre, chacune poussant ou essayant d'extraire le morceau de nourriture avec l'index de part et d'autre à travers le trou pratiqué dans la plaque transparente. Ce comportement était encore persistant au bout d'un an. Selon l'auteur, ce comportement identique entre les deux mains suggère que l'AMS intacte influence non seulement les systèmes de contrôle moteur à l'intérieur de l'hémisphère ipsilatéral, en particulier les aires pré-motrice et motrice primaires, mais également les muscles homologues de l'hémisphère controlatéral d'une manière identique. Cette bilatéralité fonctionnelle de l'AMS a également été mise en évidence par Wiesendanger et ses collègues (1996).

Anatomiquement, les connexions de l'AMS avec les aires motrices corticales controlatérales ont été bien établies et ces connexions voyagent via le corps calleux (Karol et Pandya, 1971; Wiesendanger, 1996). À cet effet, un certain nombre d'études (Andres et al., 1999., Franz et al., 1996; 2000) suggèrent également que les connexions entre les hémisphères par le corps calleux jouent un rôle important dans la coordination des membres supérieurs.

Grâce à l'analyse de l'électro-encéphalogramme au niveau des régions correspondantes des aires sensori-motrices de chaque hémisphère, Andres et ses collaborateurs (1999) ont observé que les interactions inter-hémisphériques sont augmentées durant les premiers stades de l'apprentissage de mouvements bilatéraux mais ne le sont plus lorsque que la séquence bilatérale est maîtrisée. En effet, après la période d'entraînement, les résultats étaient comparables à ceux associés à l'apprentissage et à l'exécution de la séquence uni-manuelle où l'augmentation était de faible amplitude. Les chercheurs suggèrent que l'augmentation d'activité inter-hémisphérique observée initialement lors de l'apprentissage de la tâche bimanuelle pourrait correspondre au processus important d'intégration des commandes entre les hémisphères nécessaire à la maîtrise du mouvement et ce, via le corps calleux. Le retour à un niveau de base de l'activité oscillatoire du cerveau, une fois que la séquence bilatérale a été maîtrisée, indiquerait que l'entraînement a permis de sauvegarder la séquence bilatérale sous forme de routine motrice. Selon les chercheurs, ces résultats suggèrent une explication neurophysiologique aux déficits spécifiques observés chez des patients avec des lésions du corps calleux qui éprouvent de la difficulté à apprendre de nouveaux patrons spatiaux lors de mouvements bilatéraux (Preilowski, 1972; Franz et al., 2000).

Selon Franz et ses collègues (2000), les activités familières telles qu'ouvrir un pot ou mettre de la pâte dentifrice sur une brosse à dent seraient emmagasinées en mémoire au niveau des deux hémisphères. Une fois

maîtrisées, les codes d'actions des tâches apprises seraient accessibles au niveau de l'hémisphère et transférés aux mécanismes du «output» moteur des deux mains via des circuits sous-corticaux. Dans une étude antérieure, Franz et ses collaborateurs (1996) ont observé, tant chez des patients avec une callosotomie que chez des sujets sains, que le couplage temporel est maintenu entre les membres supérieurs lors de la reproduction bilatérale de figures géométriques identiques mais orientées différemment. Cependant, la trajectoire graphique produite par les sujets sains démontraient des déviations spatiales qui n'étaient pas apparentes dans les productions graphiques des sujets avec une callosotomie. À la suite de ces deux études, Franz et ses collègues (1996, 2000) suggèrent que la planification spatiale et l'apprentissage des actions bilatérales nécessitent le contrôle de processus qui dépendent des interactions au niveau du corps calleux, tandis que les codes d'accès d'activités familières et le couplage temporel se produisent de manière relativement automatique via des processus sous-corticaux.

La contribution du cortex moteur primaire au mouvement bilatéral a également été observée au niveau de l'activité de l'unité neuronale à l'aide de l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle chez l'homme (Toyokura et al., 1999) et de micro-électrodes individuelles implantées chez le singe (Tanji et al., 1988; Donchin et al., 1998, 2002). L'étude effectuée par Tanji et ses collègues (1988) a révélé une fréquence de réponses neuronales plus importante au niveau du cortex moteur primaire lors des mouvements exécutés avec la main

controlatérale. De plus, la majorité des neurones du cortex moteur primaire ont démontré un patron de décharge durant les mouvements bilatéraux similaire à celui des mouvements exécutés avec la main controlatérale. Les résultats de cette étude indiquent que le cortex moteur primaire n'encode pas spécifiquement la réalisation des mouvements bilatéraux distaux.

Cette distinction n'a pas été trouvée lors d'une tâche impliquant surtout la musculature proximale. En effet, Donchin et ses collaborateurs (1998) ont observé que la majorité des neurones du cortex moteur primaire montraient une activité spécifique aux mouvements bilatéraux qui était très différente de l'activité observée de ces mêmes neurones durant les mouvements unilatéraux. De plus, les réponses reliées au mouvement bilatéral étaient aussi fréquentes au niveau du cortex moteur primaire que de l'AMS. Contrairement à ceux de Tanji et ses collaborateurs (1988), les résultats de Donchin et coll. (1998; 2002) semblent défier la vision classique que le cortex moteur primaire contrôle le côté controlatéral (opposé) et que l'AMS est responsable de la coordination des deux bras. Leurs données suggèrent plutôt que l'AMS et le cortex moteur primaire partagent le contrôle de la coordination bilatérale.

Cette contradiction entre ces deux études pourrait être reliée à l'expérimentation elle-même. Tanji et collègues (1988) ont entraîné des singes à effectuer des mouvements de flexion des doigts en tapant sur un plateau de touches. Un grand soin a été pris pour isoler la partie distale nécessaire à la tâche en fixant

les segments corporels non requis et en mesurant l'activité électromyographique (EMG) dans différents muscles du tronc et du membre supérieur. Dans l'étude de Donchin et collaborateurs (1998; 2002), les singes ont effectué un mouvement de pointage du membre supérieur à l'aide d'un levier qu'ils déplaçaient vers une ou deux cible(s). Aucun contrôle au niveau du tronc n'a été effectué par les chercheurs. Il est ainsi probable que la distinction au niveau de la conclusion de ces deux études soit attribuable à la différence qui existe dans le contrôle du mouvement proximal et distal du membre supérieur. Il est également possible que l'activité des cellules dans l'étude de Donchin et collègues (1998) reflètent en partie l'activité plus importante du tronc puisque sa participation n'a pas été restreinte lors du mouvement exécuté par l'animal.

Il est reconnu que chaque moitié du cerveau assure un contrôle contralatéral sur les mouvements de l'ensemble du membre supérieur (Brinkman & Kuypers, 1973) mais aussi un contrôle corticospinal ipsilatéral sur les segments proximaux du membre supérieur et le tronc (Kuypers et Brinkman, 1970). Il est aussi reconnu que le contrôle des membres supérieurs est beaucoup plus bilatéralisé que le contrôle des doigts (Kuypers et Brinkman, 1970; Kuypers, 1981; Wiesendnager et al. 1996). En effet, la majorité des fibres de la voie corticospinale latérale, responsables des mouvements de la main, croisent au niveau de la décussation pyramidale et se terminent sur les motoneurones des muscles distaux. À l'inverse, la voie corticospinale ventrale, impliquée dans le contrôle de la posture et des mouvements proximaux, se terminent

bilatéralement sur les neurones des muscles proximaux et ceux du tronc (Kuypers, 1981).

Les études de Tanji (1988) et celles de Donchin (1998; 2002) confirment l'implication de l'AMS et du cortex moteur primaire dans le mouvement bilatéral. Cependant, les études de Donchin (1998; 2002) indiquent que la participation du cortex moteur primaire est spécifique à la nature de la tâche bilatérale selon qu'elle sollicite un mouvement proximal ou distal.

En plus de l'AMS et du cortex moteur primaire, d'autres aires corticales peuvent être impliquées dans le mouvement bilatéral. Kermadi et ses collègues (2000) ont démontré que le cortex moteur cingulaire, qui se trouve situé au niveau de la face ventrale de l'AMS juste au-dessus du corps calleux, participe à la réalisation de ce type de mouvement. Ces chercheurs ont aussi identifié une activité bilatérale au niveau du cortex pré-moteur dorsal et du cortex pariétal postérieur. La comparaison de l'activité neuronale observée lors des essais unimanuels et bimanuels au niveau de ces trois zones corticales a démontré un patron de décharge qui reflète leur contribution dans le contrôle de la coordination entre les membres (Kermadi et al., 2000).

Finalement, des structures sous-corticales seraient aussi impliquées dans le mouvement bilatéral. L'implication des noyaux gris centraux a été démontrée dans la coordination bilatérale à partir d'observations cliniques. En effet, les



personnes atteintes de la maladie de Parkinson (Van den Berg et al., 2000) et les personnes atteintes de la maladie de Huntington (Jonhson et al., 2000) éprouvent des difficultés à réaliser les activités bilatérales. Quoique la cause de ces maladies est liée à une mort cellulaire spécifique et localisée au niveau des noyaux gris centraux, l'effet ne serait pas seulement local. Ces maladies interrompent probablement le complexe de la boucle noyaux gris centraux-thalamus-néocortex (voir Crossman, 2000 pour une revue). À travers cette boucle, l'activité dans les noyaux gris centraux affectera un certain nombre d'aires corticales, spécialement l'AMS.

Brown et ses collaborateurs (1990) ont aussi décrit des déficits bilatéraux chez les patients cérébelleux suggérant que le cervelet pourrait aussi être impliqué dans la coordination bilatérale. Cette possibilité est particulièrement supportée par des problèmes de synchronisation bilatérale observée chez ces patients lors d'une tâche de préhension d'un objet placé dans un petit tiroir (Serrien et Wiesendanger, 2000). Cependant, il n'est pas connu si ce déficit est spécifique au mouvement bilatéral ou s'il est une conséquence de déficits plus généraux de la coordination motrice. En effet, les patients cérébelleux ont une rupture temporelle dans l'organisation du mouvement, déficit qui est aussi présent lors des mouvements d'un seul membre (Brown et al., 1990). Chez ces patients, les patrons de mouvements complexes sont décomposés à l'intérieur de mouvements successifs, suggérant que le cervelet est responsable de

l'émergence d'une action cohérente des éléments du mouvement (Stein et Glickstein, 1992).

Dans l'ensemble, les études mentionnées semblent démontrer que l'encodage des mouvements bilatéraux n'est pas accompli par une seule structure mais plutôt par un réseau hiérarchique de contrôle entre les niveaux supérieurs et inférieurs du système nerveux central et un réseau parallèle de différentes aires des deux hémisphères du cerveau, illustrant les théories récentes sur le fonctionnement du système nerveux central (Ghez & Krakauer, 2000). Ces aires corticales et structures sous-corticales permettraient l'établissement des relations spatiales et temporelles lors du mouvement bilatéral à l'intérieur des groupes musculaires des membres supérieurs qui apparaissent ainsi être automatiquement contraints de fonctionner comme une unité fonctionnelle ou une «structure coordonnée» (Tuller et al., 1982).

Ce concept de «structure coordonnée», introduit par Bernstein (1967), suggère que lorsque les parties individuelles d'un système travaillent ensemble, ses éléments se comportent collectivement selon un mode ordonné. Le corps présente plusieurs degrés de liberté et la coordination du mouvement est un processus qui permet de maîtriser le nombre de degrés de liberté redondants d'un organisme en mouvement. Au niveau du système musculo-squelettique, les structures coordonnées sont donc des groupes (synergies) de muscles qui peuvent être contrôlés conjointement comme une unité fonctionnelle. La

structure coordonnée améliore l'efficacité de l'encodage en limitant le nombre de degrés de liberté à contrôler. Cette utilisation limitée est atteinte en contraignant certains muscles à travailler ensemble comme une unité (Bernstein, 1967).

Le concept de «structure coordonnée» a été investigué par quelques chercheurs auprès de sujets sains par le biais de tâches bilatérales (Wyke, 1969;1971; Kelso et al., 1979a et 1979b, 1983; Jeannerod, 1984; Marteniuk et al., 1990; Castiello et al., 1993; Hatzitaki & McKinley, 1998) dans le but d'illustrer la manière coopérative avec laquelle les deux mains interagissent ensemble pour atteindre un but. La section qui suit en présente l'essentiel.

### **3.2 Mouvement bilatéral chez les sujets sains**

Kelso et ses collaborateurs (1979a; 1979b) ont observé des sujets sains lors d'un mouvement de pointage bilatéral simultané vers deux cibles de grandeur et de distance différentes (une cible plus éloignée du point de départ et de dimension plus petite que l'autre). En s'inspirant de la loi de Fitts, les chercheurs ont émis l'hypothèse qu'une tâche de difficulté plus élevée (cible éloignée et de dimension réduite) devrait entraîner une durée de mouvement plus longue pour le membre supérieur exécutant cette tâche. Contrairement à leurs attentes, la durée du mouvement des membres supérieurs étaient similaires pour les deux cibles. Les travaux de ces chercheurs ont alors démontré que, lors d'une tâche

bilatérale, chaque main n'obéit pas à la loi de Fitts lorsqu'un index de difficulté élevé de mouvement, assigné à un membre supérieur, était combiné à un index de difficulté peu élevé à l'autre membre. Le membre supérieur associé à la tâche de difficulté peu élevée produit une durée de mouvement plus longue lors des mouvements simultanés que lorsqu'il exécutait le mouvement isolément. Ces observations ont amené Kelso et ses collègues (1979a; 1979b) à conclure que les deux membres supérieurs sont coordonnés ensemble plutôt que contrôlés indépendamment l'un de l'autre.

Tout comme ces études, celle de Jeannerod (1984), portant sur les observations d'un mouvement bimanuel impliquant l'atteinte d'une petite bouteille avec une main et le retrait du couvercle de l'autre, démontre que les durées du mouvement des membres supérieurs étaient les mêmes en dépit des niveaux différents de difficulté des deux mouvements. Une tâche bilatérale très similaire a été étudiée par Castiello et coll. (1993). Elle consistait à prendre un pot cylindrique d'une main et l'ouvrir de l'autre. Encore ici, les durées de mouvement étaient encore similaires pour les deux membres supérieurs. Castiello et ses collègues (1993) ont aussi étudié un mouvement de pointage où les sujets devaient pointer deux objets, d'abord unilatéralement puis bilatéralement. La durée du mouvement pour la tâche unilatérale était plus courte pour chacun des membres que lors de la tâche bilatérale. Wyke (1969, 1971) a également démontré que les mouvements de tapotements accomplis

simultanément avec les deux membres supérieurs sont significativement plus lents que les mêmes mouvements accomplis avec l'un ou l'autre bras isolément.

Un biais naturel vers la symétrie bilatérale des membres supérieurs a également été noté au niveau des profils d'amplitude (Sherwood, 1994; Spijkers & Heuer, 1995), de vitesse (Kelso et al., 1979a; Walter & Swinnen, 1990) et d'accélération (Swinnen et al., 1988; Walter & Swinnen 1990) et de la cinématique de la trajectoire où une altération de celle-ci était notée (Kelso et al., 1983; Franz et al., 1991; Walter et al, 2001; Walter et al., 2002). Dans chacun des cas cités, les mouvements qui, normalement, diffèrent lorsque réalisés individuellement démontrent une attraction mutuelle vers la similarité bilatérale lorsque réalisés ensemble, un des membres servant alors comme pôle dominant d'attraction.

Les exercices bilatéraux constituent une technique qui est souvent utilisée et recommandée à l'intérieur des approches de traitement en réadaptation dans le but d'améliorer la performance du membre supérieur parétique et l'équilibre assis chez les personnes hémiparétiques (Knott & Voss, 1968; Eggers, 1984; Trombly, 2002). La section suivante porte sur différents travaux effectués sur l'étude du mouvement bilatéral auprès de cette clientèle.

### **3.3 Mouvement bilatéral chez les sujets hémiparétiques**

Le mouvement bilatéral des membres supérieurs chez la personne hémiparétique a été observé selon deux aspects différents. Certains chercheurs ont examiné les perturbations du contrôle moteur bilatéral des membres supérieurs tandis que d'autres ont analysé l'effet de la rééducation bilatérale des membres supérieurs sur la performance du membre supérieur parétique.

#### **3.3.1 Perturbations des mouvements bilatéraux**

Une étude récente de Rose et Winstein (2005) a examiné, chez des sujets avec une hémiparésie légère, le temps de réaction, le profil de vélocité et la durée du mouvement des membres supérieurs lors de tâches de pointage sur une cible effectuée à vitesse rapide. Au cours de cette intervention, le tronc était stabilisé à l'aide d'une courroie. Le temps de réaction était significativement prolongé pour le membre supérieur non-parétique dans la condition bimanuelle comparativement à la condition unimanuelle. Pour le membre supérieur parétique, quoique les résultats se sont révélés non-significatifs, le temps de réaction avait tendance à être plus court entre ces deux conditions. De plus, le membre supérieur parétique démontrait un pic de vélocité significativement un peu plus élevé (4%) dans la condition bi-manuelle. De son côté, le membre supérieur non-parétique présentait une adaptation temporelle au membre supérieur parétique avec un pic de vélocité inférieur (10%) dans la condition bimanuelle par rapport à la condition unimanuelle. Cette distinction au niveau du pic de vélocité était apparente chez un peu plus de la moitié des sujets

hémiparétiques alors qu'elle ne l'était pas chez les sujets sains. Les chercheurs mentionnent cependant que leur étude ne peut être généralisée à l'ensemble des personnes présentant un AVC compte tenu de la très bonne performance motrice du membre supérieur parétique de leurs sujets.

Malgré le fait qu'ils aient observé une amélioration de la hauteur du pic de vélocité du membre supérieur parétique, Rose et Winstein (2005) ont noté une durée prolongée du membre supérieur non-parétique lors de la tâche bilatérale comparativement à la tâche unilatérale. Cette prolongation était principalement due à la phase de décélération plus longue démontrant ainsi l'adaptation temporelle du membre supérieur non-parétique au membre supérieur parétique où l'écart de durée était plus important entre les deux lors de la tâche unilatérale. En se basant sur certaines études portant sur le mouvement normal (Zelaznik et al., 1986; Jeannerod, 1984; Soechting & Lacquanti, 1981), les chercheurs soulignent que la phase de décélération mesurée lors de tâches dirigées vers un but représente souvent celle où sont effectués les corrections visuelles et proprioceptives de la trajectoire du membre. Selon eux, la phase de décélération prolongée du membre supérieur non-parétique observée indique que la trajectoire de celui-ci n'est pas planifiée à l'avance mais plutôt basée sur des ajustements graduels modulés de manière à produire l'arrivée simultanée des deux membres (parétique et non-parétique) sur la cible.

Une autre étude (Rice & Newell, 2001), effectuée également auprès de personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC, a aussi démontré une accommodation du membre supérieur non-parétique lors de mouvements oscillatoires de flexion du coude effectués contre gravité.

### **3.3.2 Effet de la rééducation bilatérale**

Des raisons pragmatique et théorique justifient l'application des exercices simultanés bilatéraux des membres supérieurs chez les patients présentant une hémiparésie. Du point de vue pragmatique, la récupération relativement lente du membre supérieur parétique exclut l'utilisation précoce des exercices unilatéraux. Les activités et mouvements assistés par le membre supérieur non-parétique sont donc encouragées dès les premiers stades de la réadaptation (Bobath, 1990). Du point de vue théorique, l'importance des exercices simultanés bilatéraux pour la réadaptation des membres supérieurs a été prédominante parmi quelques approches thérapeutiques (Brunnstrom, 1970; Voss et al., 1985).

L'approche de thérapie par le mouvement de Brunnstrom (Trombly, 2002) et la facilitation neuromusculaire proprioceptive (FNP) (Voss et al., 1985) sont deux approches thérapeutiques qui incorporent le mouvement bilatéral dans la réadaptation des personnes hémiparétiques. Dans les stades précoces de récupération, l'approche de Brunnstrom tente de faciliter le mouvement proximal du membre supérieur parétique par l'utilisation d'exercices bilatéraux et



d'activités qui produisent un effet d'entraînement («overflow») sur ce membre. De manière similaire, la FNP tente d'exploiter «l'irradiation motrice» en utilisant les muscles les plus forts pour faciliter les plus faibles. Dans le cadre de la réadaptation de la personne hémiparétique, la FNP utilise les patrons de symétrie bilatérale afin d'encourager les mouvements du côté hémiparétique (Voss et al., 1985). L'approche neuro-développementale de Bobath (1990) préconise également les activités bilatérales dès les premiers stades de la rééducation du membre supérieur parétique exécutées d'abord en chaîne cinématique fermée (mains jointes). Puis, progressivement, les activités bilatérales sont réalisées en chaîne cinématique ouverte (mains séparées) de manière simultanée d'abord, puis dissociée (Eggers, 1984; Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

De récentes études ont démontré une amélioration du membre supérieur parétique à la suite d'un programme de traitement basé spécifiquement sur l'entraînement bilatéral symétrique des membres supérieurs auprès d'une clientèle hémiparétique en phase aiguë et sub-aiguë (4 à 20 semaines post-AVC sauf un sujet) (Mudie & Matyas, 1996; 2000). Ces chercheurs ont développé une approche de traitement nommé «bilateral isokinematic training». À l'intérieur de trois situations expérimentales, ils ont utilisé des activités qui sollicitaient différents mouvements simultanés des membres supérieurs (extension, flexion, supination/pronation) selon un mode de chaîne cinématique ouverte. Cet entraînement comportait 30-40 sessions d'une durée de six à huit

semaines. Les trois expérimentations ont été étudiées à l'aide d'un dispositif à niveaux de base multiples. Chaque expérimentation renfermait un niveau de base («baseline phase») impliquant une pratique unilatérale de trois tâches (placement de blocs, simuler l'action de boire et visser des petites vis) avec le membre supérieur parétique. Cette phase était suivie par une phase d'intervention où les tâches étaient réalisées simultanément avec les deux membres supérieurs. À la suite de l'introduction de l'entraînement bilatéral symétrique des membres supérieurs, les auteurs ont noté une amélioration de la performance unilatérale du membre supérieur parétique. Cette performance était maintenue, et quelquefois améliorée, six mois après l'entraînement indiquant, selon les chercheurs, une réorganisation du système moteur. Les travaux de Mudie et Matyas s'inspirent des études de Kelso et al. (1979a, 1979b, 1981) qui ont démontré, comme il a été mentionné auparavant, que lorsque les deux membres supérieurs réalisent la même tâche simultanément, une relation phasique étroite peut être observée dans laquelle un membre tend à entraîner l'autre, les amenant à fonctionner ensemble comme une unité vers un but unique et spécifique. L'entraînement de Mudie et Matyas consistait à encourager l'implication de l'hémisphère non-endommagé dans le processus de récupération par la réorganisation du patron de décharge de réseaux cortico-motoneuronaux appropriés. Selon Mudie et Matyas (2000), le corps calleux semble fournir une voie qui favorise un patron de décharge provenant de l'hémisphère non-endommagé vers l'hémisphère endommagé en stimulant des circuits neuronaux faiblement activés ou latents.

Les articles de Mudie et Matyas (1996; 2000) présentent certaines lacunes. Bien que quelques détails descriptifs soient fournis sur la fonction motrice des patients, aucune référence à un test ou des tests spécifiques ne sont rapportés. Il est seulement indiqué que les capacités sensori-motrices ont été évaluées à partir d'une combinaison d'évaluations non-standardisées effectuées par l'équipe des intervenants de l'hôpital sans toutefois spécifier s'il s'agissait des mêmes évaluations pour l'ensemble des sujets. De plus, les paramètres qui se sont améliorés à la suite de l'entraînement bilatéral des membres supérieurs ne sont pas précisés. Il n'est pas indiqué non plus si l'implication du tronc a été considérée. Le tronc est reconnu être plus impliqué chez les sujets hémiparétiques lors d'un mouvement du membre supérieur et ce, même pour des cibles situées à l'intérieur de la portée d'atteinte du membre supérieur (Cirstea et Levin, 2000; Levin et al., 2002). Enfin, la majorité des sujets hémiparétiques ont été sélectionnés en phase aiguë ce qui pourrait expliquer en partie l'amélioration rapide de la performance du membre supérieur observée à la suite du traitement bilatéral.

Afin de réduire les effets confondants de la récupération spontanée observée au cours des premiers mois de la réadaptation après l'AVC, d'autres études portant sur l'entraînement bilatéral des membres supérieurs ont été effectuées auprès de la clientèle hémiparétique chronique (> 1 an). Whitall et ses collègues (2000) ont réalisé un entraînement à l'aide de mouvements bilatéraux de flexion et d'extension des membres supérieurs effectués au rythme d'un métronome

dont la fréquence était établie à une vitesse confortable pour le sujet. L'entraînement était d'une durée de six semaines à raison de trois séances de 20 minutes par semaine. Au cours de cet entraînement, le tronc était stabilisé à l'aide d'une courroie. Parmi les 14 sujets post-AVC chroniques, 13 d'entre eux ont démontré, au post-test, des améliorations significatives au niveau de la performance motrice fonctionnelle du membre supérieur parétique établies à partir de l'évaluation motrice de Fugl-Meyer et du Wolf Motor Function (vitesse de performance). Luft et ses collaborateurs (2004) ont observé des résultats comparables en utilisant une expérimentation similaire effectuée auprès d'un groupe de patients similaires en phase chronique. Cunningham et ses collègues (2002) ont également observé une amélioration de la performance du membre supérieur parétique, avec un profil de vitesse d'extension du coude plus harmonieux lors d'un entraînement bilatéral (20 essais) de flexion/extension du coude (mouvement du tronc restreint) auprès de ce même type de clientèle. Leurs données suggèrent aussi qu'une charge attribuée au membre supérieur non-parétique dans la condition bimanuelle peut faciliter le mouvement du membre supérieur parétique.

Les chercheurs d'une autre étude récemment publiée (Lewis et Byblow, 2004) n'ont trouvé que de petites améliorations limitées dans la performance motrice du membre supérieur parétique chez des adultes post-AVC, en majorité en stade chronique, à la suite d'un entraînement bilatéral. Les tâches fonctionnelles utilisées étaient semblables à celles de Mudie et Matyas (1996; 2000). En effet,

ces chercheurs mentionnent que quelques améliorations ont été observées lors de certaines tâches impliquant davantage les muscles proximaux c. à d. lorsque ces derniers étaient requis pour diriger le mouvement plutôt que d'agir comme simples stabilisateurs. Ils attribuent ce phénomène à la contribution des voies descendantes bilatérales sur la musculature proximale permettant à ces muscles de bénéficier davantage de l'entraînement bilatéral. Lewis et Byblow (2004) n'ont donc pas observé l'effet facilitant marqué et immédiat comme dans le cas de Mudie et Matyas (1996; 2000). Selon eux, certaines limites liées à leurs étude peuvent expliquer leurs résultats. Parmi ces limites figurent un petit échantillon (6 sujets) et de larges différences au niveau de la durée post-AVC, des niveaux fonctionnels et du site de la lésion. Cependant, ce dernier argument est relatif car le contrôle bilatéral apparaît impliquer un réseau neuronal distribué à travers les structures corticales et sous-corticales.

Compte tenu de l'intérêt grandissant du mouvement bilatéral comme stratégie d'intervention en réadaptation, il s'avère important de mieux comprendre l'effet du mouvement bilatéral symétrique auprès de la clientèle hémiparétique ayant subi un AVC. Il demeure donc une controverse à savoir si le mouvement bilatéral produit un effet bénéfique sur le membre supérieur parétique des personnes hémiparétiques grâce au guide de patron moteur offert par le membre supérieur non-parétique ou si celui-ci s'adapte principalement au mouvement du membre supérieur parétique réduisant ainsi la performance. Il est possible que cet ajustement du membre supérieur non-parétique au membre

supérieur parétique illustre la forte influence du membre supérieur parétique à l'intérieur d'une tâche de contrainte bilatérale exécutée de manière simultanée. En fait, il est souvent tenu pour acquis que la performance du membre supérieur non-parétique est préservée à la suite d'un AVC de sorte que celui-ci est en mesure d'offrir un guide de patron de mouvement normal au membre supérieur parétique à l'intérieur de ce type de tâche. Cependant, il est probable que le membre supérieur non-parétique présente des déficits lors du mouvement unilatéral qui le rend inapte à exercer un rôle de leadership lors de la tâche bilatérale. À cet effet, certaines études ont examiné l'intégrité du membre supérieur non-parétique chez la personne post-AVC. La section suivante aborde cet aspect.

### **3.4 Performance du membre supérieur non-parétique**

La performance du membre supérieur non-parétique à l'intérieur d'une tâche unilatérale a fait l'objet de quelques études. Des différences significatives entre le membre supérieur non-parétique des sujets hémiparétiques et celui du même côté de sujets sains ont été observées au Test d'Évaluation de la performance des Membres supérieurs des Personnes Âgées (TEMPA) (Desrosiers et al., 1996). Ces différences étaient principalement présentes parmi deux des quatre tâches de performance globale impliquant force proximale et coordination (pichet d'eau) et motricité fine (manipulation de monnaie). Par contre, la force de préhension, mesurée à l'aide du dynamomètre Jamar, ne démontrait pas de différence entre ces deux membres. Pour expliquer leurs résultats, les

chercheurs énoncent, entre autres, la possibilité que leurs sujets hémiparétiques, demeurant à domicile, effectuaient probablement des tâches quotidiennes qui nécessitent des capacités globales, probablement légères, ainsi que de la force de préhension plutôt que des tâches beaucoup plus fines susceptibles de maintenir et développer la dextérité manuelle et la coordination. La nature de la tâche demandée lors de l'évaluation aurait ainsi été influencée par le type d'activités quotidiennes des sujets hémiparétiques et affecté les résultats de la performance du membre supérieur non-parétique.

Certaines études ont examiné la performance du membre supérieur non-parétique en considérant le côté de la lésion. Baskett et ses collaborateurs (1996) ont calculé, chez 20 sujets hémiparétiques droits (11) ou gauches (9), le nombre de frappes effectuées avec le membre supérieur non-parétique au cours de deux périodes de 10sec et 30sec lors d'un mouvement d'aller-retour sur deux cibles larges situées sur un plan horizontal et ce, aussi rapidement que possible. De leur côté, Pohl et ses collègues (2000) ont utilisé une tâche de pointage unilatérale similaire impliquant vitesse et précision (cibles réduites) avec une clientèle hémiparétique répartie en nombre égal selon le côté de la lésion. Ces chercheurs ont examiné l'analyse cinématique de la trajectoire parcourue par un stylos maintenu dans la main lors d'un mouvement aller-retour rapide entre deux cibles. Ils ont mesuré la durée du mouvement en la divisant en trois phases (accélération, temps de pause, décélération).

Les résultats de Baskett et coll. (1996) ont révélé que les sujets hémiparétiques gauches présentaient un ralentissement au niveau de la performance du membre supérieur non-parétique (droit) comparativement au membre supérieur correspondant des sujets sains. Selon les chercheurs, il est probable que les demandes visuo-spatiales et attentionnelles de la tâche expérimentale expliquent en partie les résultats inférieurs obtenus chez les personnes hémiparétiques gauches. En effet, il a été suggéré que l'hémisphère droit joue un rôle spécifique dans le contrôle des mouvements avec des demandes visuo-spatiales (Fisk et Goodale, 1988; Winstein & Pohl, 1995) et des demandes attentionnelles (Heilman, 1995).

De leur côté, Pohl et coll. (2000) ont constaté que les personnes hémiparétiques droites démontraient une durée plus longue au niveau du membre supérieur non-parétique (gauche) comparativement au membre supérieur gauche des sujets sains. Puisqu'une portion significative de la durée prolongée était attribuable au délai occasionné par le temps de pause sur la cible, les chercheurs ont suggéré que ce délai observé lors du changement rapide de direction était comparable aux travaux de Haaland & Harrington, (1994) et de Halsband et coll. (1993) rapportant des difficultés dans la séquence chez les adultes présentant un AVC gauche.

Les chercheurs de ces deux études avaient sélectionné des sujets hémiparétiques avec une lésion droite ou gauche et ont observé des résultats



différents au niveau du groupe de sujets hémiparétiques concernant la durée du mouvement du membre supérieur non-parétique. Baskett et coll. (1996) notent une durée plus longue du mouvement du membre supérieur non-parétique chez les personnes hémiparétiques gauches alors que Pohl et coll. (2000) observent cette durée prolongée chez les personnes hémiparétiques droites. Dans l'étude de Baskett et coll. (1996), la durée prolongée est qualifiée par le ralentissement au niveau du nombre de frappes chez les personnes hémiparétiques gauches. Dans celle de Pohl et ses collègues (2000), c'est le temps de pause prolongé sur la cible chez les personnes hémiparétiques droites qui augmente la durée. Il est possible que le paramètre mesuré dans ces études ait mis en évidence certaines caractéristiques hémisphériques.

L'influence du côté de la lésion a aussi été observée par Fisk et Goodale (1988) à l'aide de la mesure de variables cinématiques du membre supérieur non-parétique et du membre supérieur correspondant des sujets sains. La nature du déficit était différente selon la latéralité du dommage cérébral. Ces chercheurs ont demandé aux sujets hémiparétiques droits ou gauches d'atteindre une des quatre cibles illuminées alternativement en la pointant avec l'index aussi rapidement et exactement que possible. Les sujets hémiparétiques gauches démontraient plus de temps à initier le mouvement que les sujets sains mais la stratégie de base du mouvement dirigée vers une cible était préservée au niveau du membre supérieur non-parétique. De leur côté, les sujets hémiparétiques droits nécessitaient plus de temps pour atteindre la cible avec

leur membre supérieur non-parétique mais ils pouvaient initier un mouvement de pointage aussi rapidement que les sujets sains. Les chercheurs suggèrent que les personnes hémiparétiques gauches prennent plus de temps pour déterminer la position spatiale de la cible. Par contre, les personnes hémiparétiques droites éprouvaient de la difficulté à sélectionner un programme moteur adéquat pour atteindre la position de la cible et effectuer la «mise à jour» du programme au fur à mesure que le mouvement est exécuté.

Selon Fisk et Goodale (1988), la difficulté que démontre les patients hémiparétiques gauches à initier les mouvements dans le pointage rapide à la cible pourrait être reliée au genre de problèmes communément observés chez ce type de patients à l'intérieur des patrons cliniques traditionnels tels que l'héminégligence spatiale et les perturbations dans la perception visuelle. Les cinématiques anormales observées dans l'atteinte des patients hémiparétiques droits pourraient être reliées au phénomène d'apraxie, un déficit souvent associé au dommage de l'hémisphère gauche. Selon eux, quoique la praxie fait référence à une séquence de mouvement plutôt qu'à un mouvement simple ou répétitif, il demeure néanmoins que les changements séquentiels au niveau de la posture nécessitent souvent une gestion continue de la correction du mouvement et une «mise à jour» du programme moteur.

Esparza et coll. (2003), par contre, n'ont pas trouvé de différence entre les individus avec une lésion vasculaire gauche ou droite. Leur étude a révélé que

les uns ou les autres présentent des problèmes similaires dans la coordination séquentielle du mouvement impliquant le tronc et le membre supérieur non-parétique lors d'un mouvement de pointage sur une cible vers une direction ipsilatérale ou controlatérale au membre non-parétique. De son côté, Trombly (1992) a étudié le mouvement de pointage du membre supérieur non-parétique chez les personnes hémiparétiques gauches (4 à 7 mois post-AVC). La tâche consistait à pointer trois cibles larges situées devant et à 45° de chaque côté du sujet à un rythme de vitesse confortable. L'analyse qualitative des profils de vélocité des cinq sujets démontrait un mouvement harmonieux et continu indiquant que la capacité à planifier un mouvement normalement est préservé chez les sujets hémiparétiques gauches.

L'ensemble de ces études suggèrent que la présence de déficits lors de tâches exécutées avec le membre supérieur non-parétique est reliée à la nature de la tâche demandée et aux paramètres mesurés sollicitant ainsi un rôle spécifique de chaque hémisphère dans le contrôle moteur du mouvement dirigé vers un but. Afin d'améliorer la compréhension des effets du mouvement bilatéral chez les individus hémiparétiques, il s'avère important de mesurer les caractéristiques du membre supérieur non-parétique dans les mêmes conditions et paramètres que pour le membre supérieur controlatéral. Les informations recueillies au niveau du membre supérieur non-parétique permettront de mieux comprendre l'ensemble du mouvement bilatéral et de clarifier son potentiel de réadaptation.

Un autre aspect important à considérer pour améliorer la compréhension du mouvement bilatéral des membres supérieurs et qui a encore reçu que peu d'attention dans les études portant sur ce type de mouvement est la participation du tronc. La section suivante aborde l'implication du tronc dans le mouvement d'atteinte du membre supérieur en position assise (Gillen, 1998a; Kaminski, 1995). La participation du tronc a été examinée par différentes études lors d'un mouvement d'atteinte unilatérale du membre supérieur.

### **3.5 Coordination du tronc et du membre supérieur lors de mouvement d'atteinte**

Basés sur les travaux de Mark et coll. (1997), Levin et ses collègues (2002) soulignent que la portée d'atteinte du membre supérieur correspond à environ 90% de la longueur du membre supérieur. Alors que le tronc joue davantage un rôle de stabilisateur pour des cibles situées à l'intérieur de la portée d'atteinte, certaines études, effectuées chez des sujets sains, ont démontré que le tronc contribue au transport de la main lorsqu'une cible est située au-delà de cette distance (Kaminski, 1995; Levin et al., 2002). L'étude de Levin et coll. (2002) révèle que les sujets sains utilisent davantage le membre supérieur pour les cibles situées à l'intérieur de la portée de l'atteinte alors que le tronc contribue de manière graduelle au mouvement d'atteinte au fur à mesure que la distance de la cible augmente. Levin et coll. (2002) précisent que cette contribution est principalement observée lors du stade final du mouvement d'atteinte vers les cibles situées à l'extérieur de la portée d'atteinte. À cet effet, l'étude de Rossi et

ses collaborateurs (2002) a démontré, lors de mouvements de pointage vers une cible éloignée que, quoique le tronc et la main bouge en parallèle, le tronc contribue au transport de la main à peu près au moment où la main approche ou atteint son pic de vitesse. En effet, dans cette étude, la trajectoire et le profil de vitesse de la main lors des essais avec le tronc retenu commencent à se différencier de ceux effectués lors des essais avec le tronc libre lorsque la main a complété environ la moitié de son parcours ce qui correspond à peu près à son pic de vitesse. Ceci va dans le sens de Ma et Feldman (1995) qui ont suggéré que le mouvement d'atteinte impliquerait deux types de synergies : l'une d'elles impliquerait le mouvement du membre supérieur pour porter la main vers la cible et l'autre coordonnerait le mouvement du membre supérieur et du tronc sans affecter la position de la main.

Toutefois, les personnes hémiparétiques à la suite d'un AVC démontrent une contribution du tronc beaucoup plus importante que celle des sujets sains et ce, même pour des cibles situées à l'intérieur de la portée d'atteinte (Cirstae et Levin, 2000; Michaelsen et al., 2001; Levin et al., 2002). En effet, l'étude de Levin et coll. (2002) révèle que, tout comme chez les sujets sains, l'implication graduelle du tronc est présente chez les sujets hémiparétiques lors du mouvement d'atteinte. Toutefois, contrairement aux sujets sains, la participation du tronc apparaît beaucoup plus tôt chez les sujets hémiparétiques. En effet, la séquence du mouvement d'atteinte tronc-membre supérieur d'une cible située à

portée d'atteinte chez les sujets hémiparétiques correspond à celle d'une cible localisée au-delà de la portée d'atteinte chez les sujet sains.

L'implication du tronc est davantage prononcé chez les personnes avec une hémiparésie modérée à sévère (Cirstea et Levin, 2000). En effet, les sujets hémiparétiques démontrant des symptômes cliniques légers présentent davantage un patron de coordination main-tronc similaire à celui des sujets sains (Levin et al., 2002).

L'étude de Cirstea et Levin (2000) ainsi que celle de Levin et ses coll. (2002) ont démontré que la contribution du tronc chez les personnes hémiparétiques est corrélée à la gravité de la diminution des excursions angulaires du membre supérieur. Selon ces études, l'utilisation importante du tronc chez les personnes hémiparétiques et ce, même pour des cibles rapprochées, représenterait une stratégie permettant de compenser les déficits du membre supérieur parétique.

Puisque l'ensemble de ces études démontrent que le tronc joue un rôle important chez les personnes qui ont subi un AVC lors de la réalisation des mouvements d'atteinte du membre supérieur, la section suivante traite de différentes études qui ont examiné le contrôle du tronc chez les personnes hémiparétiques.

### 3.6 Contrôle du tronc chez les sujets hémiparétiques

La perte du contrôle du tronc est communément observée chez les patients qui ont subi un AVC. Une série d'études menées par Bohannon et ses collègues (1992; 1995a; 1995b) a illustré les déficits de l'activité musculaire du tronc selon différentes directions auprès d'une clientèle hémiparétique à la suite d'un AVC. Au cours de leur expérimentation, ces chercheurs ont mesuré la force du tronc avec un dynamomètre maintenu manuellement (*hand-held dynamometers: Ametek Cadet gauge (1992); Accuforce II Force Gage (1995a,b)*). Les sujets étaient assis bien droits avec un plein support sous les cuisses mais le dos et les pieds étaient non-supportés. Leurs résultats ont démontré que les patients présentent une faiblesse du tronc au côté parétique comparativement au côté non-parétique (Bohannon, 1992; Bohannon et al., 1995a). Bohannon et ses collègues (1995a) ont également observé que la force de flexion du tronc, quelle soit latérale ou antérieure, était significativement diminuée chez les personnes hémiparétiques comparativement aux sujets sains, la plus grande différence se situant au niveau de la flexion antérieure.

De leur côté, Tanaka et ses collègues (1997), qui ont utilisé un dynamomètre isocinétique, ne rapportent aucune différence au niveau de la force lors des rotations vers les côtés parétique et non-parétique, bien que, dans les deux cas, la force était inférieure à celle des sujets sains.

Les études portant sur l'activité musculaire du tronc à l'intérieur d'une performance statique en position assise ou en résistance à une manœuvre de contre-poussée ne fournissent pas d'information sur les capacités dynamiques des mouvements du tronc. Pourtant, des tâches fonctionnelles, telles qu'atteindre une cible avec le membre supérieur, impliquent le plus souvent un mouvement du tronc. Kaminski et collaborateurs (1997) ont démontré en effet que le tronc contribue significativement à la phase de transport de la main, principalement pour les cibles au-delà de la portée d'atteinte. Dans ce cas, le rôle du tronc n'est pas seulement de maintenir la stabilité posturale mais de participer activement en portant la main vers la cible durant la phase finale de l'atteinte. De plus, il a été démontré que la force et la mobilité du tronc peuvent être améliorées chez les personnes hémiparétiques. Bohannon (1995b) a, en effet, montré une récupération de la flexion du tronc entre les évaluations initiale et finale à la suite d'un programme de réadaptation. De leur côté, de Sèze et ses collègues (2001) ont observé une amélioration de la mobilité du tronc à la suite d'un entraînement du contrôle volontaire du tronc à l'aide d'un mouvement d'exploration spatiale. Considérant qu'une grande partie de la clientèle hémiparétique utilise un fauteuil roulant en raison d'un équilibre précaire en position debout (Shumway-Cook et al., 1988; Mizhari et al., 1989; Dettman et al., 1987; Corriveau et al., 2001), une meilleure connaissance des dynamiques du tronc en position assise fournirait une information utile en réadaptation motrice.



La performance des tâches d'atteinte nécessite non seulement le mouvement coordonné du tronc et des membres supérieurs (Son et al., 1988; Dean et al., 1995; Kaminski, 1995) mais également la contribution des membres inférieurs. Il a été démontré qu'atteindre une cible à des distances variées perturbent l'équilibre puisque ce mouvement implique des interactions complexes entre le membre supérieur, le tronc et la base de support qui est fourni par le bassin et les cuisses sur le siège de même que par l'appui des pieds sur le sol (Dean et al., 1999a;1999b). Afin d'illustrer de manière globale l'aspect dynamique d'un mouvement des membres supérieurs vers une cible chez les personnes hémiparétiques en position assise, il s'avère donc important de mieux comprendre également la contribution des membres inférieurs lors de la réalisation de cette tâche chez cette clientèle.

### **3.7 Rôle des membres inférieurs en position assise lors d'un mouvement d'atteinte du membre supérieur**

Les membres inférieurs contribuent activement au support de la masse corporelle lors de tâches impliquant les membres supérieurs en position assise (Chari & Kirby, 1986; Crosbie et al., 1995; Dean & Shepherd, 1997; Dean et al., 1995; 1999a). Les travaux de Chari et Kirby (1986), réalisés auprès de sujets sains, ont révélé qu'un appui sur les deux pieds assurait un meilleur équilibre et augmentait la distance de l'atteinte comparativement à un seul appui ou à l'absence d'appui sous les pieds. Dean et ses collègues (1995; 1999a) ont examiné la mise en charge des pieds chez des sujets sains en variant la

distance de la cible (soit à l'intérieur, à la pleine longueur ou au-delà de la portée d'atteinte) située devant le sujet. Ils ont démontré que le transfert de poids aux pieds est plus important lorsque la cible à atteindre est située au-delà de la longueur du membre supérieur. D'autres études ont aussi permis de démontrer que le maximum de la force de réaction verticale au sol sous les pieds se produisait vers la fin du mouvement d'atteinte (Crosbie et al., 1995; Dean et al., 1997) Cette force sous les pieds indique, selon ces études, que les membres inférieurs contribuent également à freiner le mouvement vers l'avant afin d'éviter le déséquilibre.

Des études effectuées chez des sujets sains ont démontré que la direction spatiale du mouvement du membre supérieur influence aussi la mise en charge sous les pieds (Crosbie et al., 1995; Dean et al., 1996; 1999b). Crosbie et ses collègues ont mesuré, à l'aide de plates-formes de force, les forces de réaction verticale au sol sous les pieds lors d'atteintes rapides du membre supérieur vers une cible située au-delà de la longueur du bras. Les résultats ont révélé que le pied démontrant la plus grande charge correspondait à la direction de l'atteinte (ex: le pied droit lors du mouvement du membre supérieur droit vers l'hémicorps droit). Dean et ses collègues (1996; 1999b) ont trouvé des résultats similaires. Dans une tâche effectuée à vitesse confortable, des sujets sains devaient prendre et boire un verre d'eau placé sur une cible située au-delà de la longueur du bras. À l'aide de plates-formes de force placées sous les pieds, ces chercheurs ont constaté un maximum de charge sous le pied droit lors des

atteintes avec le membre supérieur droit et une charge plus importante sous le pied gauche lorsque le membre supérieur droit croisait la ligne médiane. De même, la charge était maximale sur les deux pieds, sans différence entre eux, lors du mouvement d'atteinte vers la direction avant. Ces données suggèrent que le tronc et les membres supérieurs travaillent conjointement pour transférer le poids de la masse corporelle sur le ou les pieds vers la direction de l'atteinte durant ce type de tâche.

Les personnes présentant une hémiparésie à la suite d'un AVC ont de la difficulté à effectuer une mise en charge sur leur pied parétique lors d'un mouvement d'atteinte du membre supérieur non-parétique (Dean et al., 1997). Cette perturbation au niveau de la mise en charge sur le pied parétique a également été notée lors du passage de la position assise à debout chez des sujets hémiparétiques (Hesse et al., 1994; Cheng et al., 1998) alors que la mise en charge sur les pieds était symétrique chez les sujets sains lors de cette même tâche (Engardt & Olsson, 1992; Chou et al., 2003). À l'aide de plateformes de force placées sous les pieds, Cheng et ses collègues (1998) ont mesuré la force de réaction verticale (calculée en pourcentage du poids corporel total) lors du passage de la position assise à debout, à une vitesse confortable, auprès de 33 personnes ayant subi un AVC. Les résultats ont démontré une différence de distribution de poids plus élevée entre les deux pieds chez les sujets hémiparétiques comparativement aux sujets sains, différence imputable à une mise en charge moins importante sur le pied parétique. Cependant, selon

Mudie et coll. (2002), le manque de mise en charge sur le pied parétique ne serait pas présent chez tous les sujets hémiparétiques. En effet, à l'aide d'un système de plates-formes, le Balance Performance Monitor, mesurant la distribution de poids sous les pieds, ces chercheurs ont observé que les personnes hémiparétiques gauches distribuaient leur poids soit sur le côté gauche ou le côté droit.

À l'exception de celle de Mudie et al., (2002), ces études révèlent que la mise en charge sur le pied parétique est perturbée chez la personne hémiparétique lors d'un mouvement d'atteinte unilatérale avec le membre supérieur non-parétique ou lors du passage de la position assise à debout. À notre connaissance, aucune étude n'a examiné l'influence du mouvement bilatéral des membres supérieurs sur la mise en charge des pieds chez les personnes hémiparétiques. Il serait intéressant de vérifier si le mouvement bilatéral simultané des membres supérieurs favorise une meilleure mise en charge sur le pied parétique chez cette clientèle. Une meilleure connaissance de cet aspect permettrait de mieux cibler les objectifs et les modalités de traitement lorsqu'il est nécessaire de stimuler les patients à mettre plus de poids sur leur pied parétique.

### 3.8 Conclusion générale de la recension des écrits

À la lumière des écrits recensés, il existe certaines controverses par rapport à l'effet de mouvements symétriques et simultanés sur la performance motrice du membre supérieur parétique chez le sujet ayant subi un AVC. Certaines études effectuées auprès de la clientèle hémiparétique révèlent une adaptation du membre supérieur non-parétique à la dynamique du membre supérieur parétique. Cette assimilation du membre supérieur non-parétique par le membre supérieur parétique va à l'encontre des approches bilatérales, traditionnelles et récentes, qui préconisent l'utilisation du membre supérieur non-parétique pour guider le mouvement du membre supérieur parétique. De plus, il est connu que la majorité des interventions effectuées auprès des personnes hémiparétiques sont réalisées en position assise compte tenu d'un équilibre précaire en position debout chez cette clientèle (Corriveau et al., 2001) et que toute activité du membre supérieur implique la participation du tronc et des membres inférieurs (Son et al., 1988; Dean et al., 1995). La participation du tronc lors d'un mouvement bilatéral des membres supérieurs auprès de la clientèle hémiparétique a été peu explorée. De plus, il n'existe aucune étude, à notre connaissance, sur la contribution des membres inférieurs lors de la réalisation de ce type de mouvement. Or, le but de toute intervention thérapeutique vise à traiter l'individu dans sa globalité (Eggers, 1984; Byrne, 1998). En obtenant une image complète du mouvement bilatéral des membres supérieurs par l'analyse des différents segments impliqués (membres supérieurs, tronc, membres

inférieurs), il sera plus aisé de mieux comprendre la dynamique du mouvement bilatéral et de mieux cibler les points d'intervention à l'intérieur du programme de traitement.

## CHAPITRE 4 - OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

---

L'objectif général de cette thèse est de décrire l'effet de mouvements symétriques et simultanés sur la performance motrice du membre parétique chez le sujet ayant un AVC. En premier lieu, considérant que le tronc est associé au mouvement des membres supérieurs, le premier objectif de cette thèse est de vérifier si le contrôle du tronc est adéquat chez la clientèle hémiparétique étudiée. Les deuxième et troisième objectifs de l'étude sont de décrire le patron moteur bilatéral des membres supérieurs parétique et non-parétique chez les sujets hémiparétiques. Puisque le tronc contribue au mouvement du membre supérieur, il est considéré dans les analyses. Enfin, le quatrième et dernier objectif examine si le mouvement bilatéral des membres supérieurs encourage une mise en charge sur le pied parétique. Ces objectifs sont vérifiés auprès d'une clientèle hémiparétique de type chronique (trois mois et plus suivant un AVC). Puisque ce type de patients a reçu un certain nombre de thérapies en réadaptation, il est possible de supposer que ceux-ci puissent présenter un meilleur mouvement au niveau de l'hémicorps parétique à la suite des interventions reçues. À chacun de ces objectifs est associé un article.

#### **4.1 Article 1: Quantification des mouvements du tronc et des membres inférieurs**

Considérant l'implication du tronc lors du mouvement des membres supérieurs, il s'avère important de vérifier le contrôle de cette composante auprès de la clientèle hémiparétique étudiée. De plus, puisque le mouvement étudié à cette fin implique une flexion du tronc, il est important de connaître le niveau de participation des membres inférieurs qui contribue à ce contrôle. L'objectif spécifique de cet article sera de quantifier les mouvements du tronc et des membres inférieurs chez la clientèle hémiparétique étudiée et de comparer ces résultats avec les sujets sains. Considérant que des déficits sont habituellement reconnus chez la personne hémiparétique tels que la faiblesse musculaire du tronc et la mise en charge perturbée aux membres inférieurs, l'hypothèse soulevée dans cet article est que, lors d'un mouvement de flexion du tronc, la vitesse, le déplacement du centre de pression global et la mise en charge aux membres inférieurs seront affectés chez les personnes hémiparétiques comparativement aux sujets sains.

#### **4.2 Articles 2 et 3: Mouvement bilatéral des membres supérieurs chez la personne hémiparétique**

Les exercices bilatéraux sont traditionnellement utilisés dans les approches de réadaptation. Il existe actuellement un intérêt croissant pour le mouvement bilatéral dans la rééducation du membre supérieur parétique. Les études sur le



mouvement bilatéral des membres supérieurs auprès des sujets sains suggèrent une attraction mutuelle entraînant une symétrie bilatérale entre les membres. Cependant, certaines études effectuées auprès de la clientèle hémiparétique sur l'effet de mouvements symétriques et simultanés sur la performance motrice du membre supérieur parétique indiquent surtout une assimilation du membre supérieur non-parétique par le membre supérieur parétique. L'objectif spécifique des articles 2 et 3 est de décrire respectivement le mouvement bilatéral des membres supérieurs parétique et non-parétique comparativement au mouvement unilatéral du membre supérieur en incluant le tronc. L'hypothèse énoncée pour l'article 2 est à l'effet que les déficits du membre supérieur parétique observés lors d'une tâche unilatérale sont similaires lors d'une tâche bilatérale de sorte que la performance bilatérale du membre supérieur parétique devrait différer par rapport à celle du membre supérieur correspondant des sujets sains. Pour l'article 3, l'hypothèse énoncée est que, compte tenu de la persistance des déficits du membre supérieur parétique lors du mouvement bilatéral, la performance du membre supérieur non-parétique se détériore dans ce type de mouvement. Puisque les mouvements du membre supérieur dirigés vers une cible implique le tronc, celui-ci est considéré dans les analyses.

#### **4.3 Article 4: Mise en charge sur les membres inférieurs lors du mouvement bilatéral des membres supérieurs**

La participation des membres inférieurs lors des mouvements d'atteinte unilatérale en position assise est reconnue. Cependant, la mise en charge sur les membres inférieurs n'a pas été étudiée lors du mouvement bilatéral des membres supérieurs. Or, il est connu que la mise en charge sur le pied parétique est perturbée chez la personne hémiparétique. L'objectif spécifique du quatrième article est de vérifier la mise en charge sur les pieds durant le pointage dans différentes directions avec un ou deux bras. Cette expérimentation permet d'examiner l'impact du mouvement bilatéral des membres supérieurs sur la mise en charge des pieds chez les personnes hémiparétiques.

## CHAPITRE 5 - MÉTHODOLOGIE

---

La collecte de données a été réalisée à l'intérieur de deux tâches différentes. La première tâche (article 1) visait à quantifier les mouvements du tronc et la contribution des membres inférieurs chez la clientèle hémiparétique et de comparer ces résultats avec les sujets sains. La deuxième tâche (2<sup>e</sup>, 3<sup>e</sup> et 4<sup>e</sup> articles) consistait à offrir une vision holistique du mouvement simultané et symétrique des membres supérieurs c'est-à-dire, en considérant à la fois les membres supérieurs, le tronc et les membres inférieurs.

Ce chapitre donne un aperçu général des participants, de l'appareillage utilisé, des variables mesurées, des mesures cliniques utilisées et des principales analyses statistiques effectuées pour répondre aux objectifs spécifiques de la thèse. La procédure utilisée et l'analyse des données sont exposées de façon plus détaillée dans chacun des articles.

### 5.1 Participants

Les sujets hémiparétiques ont été recrutés à partir des dossiers médicaux des archives de l'Institut universitaire de gériatrie de Sherbrooke (IUGS). Les critères d'inclusion étaient les suivants: (1) présenter une hémiparésie résultant d'un AVC survenu trois mois ou plus; (2) avoir la capacité de maintenir la position assise sans support; (3) posséder la capacité de maintenir une

préhension grossière et (4) comprendre des consignes verbales simples. Des sujets sains d'âge comparable ont également participé à l'étude afin de former un groupe de comparaison. Tous les sujets ont fourni leur consentement éclairé avant de participer aux études et le protocole a été approuvé par le Comité d'éthique de la recherche de l'IUGS (Annexes A et B).

## **5.2 Appareillage**

Les sessions expérimentales ont été réalisées au Laboratoire de posture et de locomotion du Centre de recherche sur le vieillissement de IUGS. L'approche utilisée pour l'ensemble des articles présentés dans cette thèse repose principalement sur une analyse cinématique et cinétique du mouvement bilatéral des membres supérieurs incluant le tronc et les membres inférieurs.

Pour les analyses cinématiques, les coordonnées tridimensionnelles de marqueurs infra-rouges placés sur les articulations des membres supérieurs et sur le tronc des sujets, ont été enregistrées par un système d'analyse de mouvement Optotrak/3020. Ce système inclut trois unités de caméras optiques qui étaient situées devant, à 90° vers la droite et à 90° vers la gauche du sujet.

Quatorze marqueurs infra-rouges ont été appliqués sur chaque membre supérieur et de chaque côté du tronc aux points anatomiques suivants: face dorsale 1) de la tête du second métacarpien; 2) de la tête du cinquième

métacarpien; et 3) du centre articulaire du poignet, aligné avec la base du troisième métacarpien; 4) centre articulaire des coudes, au niveau de l'épicondyle; 5) centre articulaire des articulations gléno-humérales, à l'extrémité de l'acromion; 6) lobe des oreilles, aligné avec l'apophyse styloïde; et 7) le centre des articulations de la hanche sur le grand trochanter.

Les données cinétiques ont été obtenues à l'aide d'une plate-forme de force placée sous la chaise du sujet et deux plates-formes de force installées sous chacun des pieds des sujets. Les plates-formes utilisées étaient de type AMTI, Advanced Mechanical Technology Inc., modèle OR6-5-1000. Ces plates-formes permettaient de mesurer les résultantes des forces au siège et sous chacun des pieds. Ces mesures cinétiques permettaient aussi de quantifier les déplacements du centre de pression globale (CdeP) qui représente le barycentre des forces combinées des pieds et du siège.

Les cibles qui ont servi de points de départ et d'arrivée pour les tâches au niveau des membres supérieurs étaient des petites plaques-interrupteurs (modèle Plate, Tash Inc). Chacune d'elles étaient branchées à un interrupteur de type «on/off» sur lequel était fixé des signaux lumineux indiquant le moment où le sujet quittait ou touchait la cible.

Les données cinétiques et cinématiques ont été collectées de façon synchronisée à des fréquences de 50Hz. Les données cinématiques

manquantes ont été interpolées à l'aide du logiciel Optofix. Les données cinétiques et cinématiques ont ensuite été lissées à partir d'un filtre numérique de type Butterworth de 4<sup>e</sup> ordre. Les fréquences de coupures ont été déterminées à partir d'analyses résiduelles (Winter, 1990) qui rejettent le bruit du signal sans en affecter le contenu principal. Généralement, la fréquence de coupure du filtre se situait en bas de 5Hz. Le traitement des signaux ainsi que le calcul des différentes variables reliées aux mouvements des segments ainsi qu'au déplacement du CdeP, ont été réalisés à partir de programmes d'analyses élaborés avec le logiciel de programmation Matlab 5.3.

Différentes sources d'erreurs peuvent être issues de l'utilisation des appareils. Afin de les minimiser, différentes dispositions ont été prises dans cette étude. Lors de chaque expérimentation, une ergothérapeute et un biomécanicien posaient les marqueurs en vérifiant mutuellement leurs emplacements exacts. Afin d'éviter la variation lors de l'acquisition des données, les appareils de mesure étaient allumés une heure avant la collecte pour fin de stabilisation des amplificateurs. De plus, l'utilisation d'appareils précis et calibrés a également contribué à diminuer l'erreur systématique. La précision du système d'analyse de mouvement Optotrak/3020 est estimée à  $\pm 0.1$  mm pour une distance de 2,5 m (Trombly et Wu, 1999). La fidélité de la mesure qui a été déterminée pour des essais dynamiques est très élevée (coefficient de corrélation intraclasse (CCI > 0,99)).

En ce qui a trait aux données cinétiques, les plates-formes AMTI utilisées présentent une capacité de résolution de 0,18N pour les forces médio-latérale et antéro-postérieure et de 0,72N pour la force verticale pour un gain de 4000. Les données cinétiques ont été calibrées une fois, c'est-à-dire avant le début de l'ensemble de la collecte de données, avec des poids-étalons connus. Dans le but d'évaluer la fidélité des mesures effectuées sur trois essais au niveau de la mise en charge de chacun des pieds, des CCI ont été calculés à l'aide d'une ANOVA à un facteur et ce, pour chacune des directions expérimentées dans notre étude. La majorité des CCI se sont révélés très bons, variant entre 0,82 et 0,96. La valeur moyenne a donc été utilisée pour les analyses statistiques.

### **5.3 Collecte des données**

Avant d'énoncer les différentes variables utilisées dans le cadre de cette thèse, les tâches expérimentales réalisées lors de la collecte de données sont décrites.

#### **5.3.1 Description des tâches expérimentales**

Tel que mentionné, la première tâche expérimentale concernait l'analyse des mouvements du tronc et la contribution des membres inférieurs (article 1). Les sujets étaient assis sur une chaise standard placée sur une plate-forme de force et deux autres plates-formes étaient installées sous leurs pieds afin de mesurer les forces sous le siège et chacun des pieds. Les mesures cinétiques servaient aussi à quantifier les déplacements du CdeP global. Une balle de texture

moyenne suspendue à une pièce de bois (fig 5.1) était placée à la hauteur du menton du sujet directement devant ou à un angle de 45° à partir de la ligne médiane à une distance équivalente à 66% de la longueur du membre supérieur non-parétique pour les sujets hémiparétiques et du membre supérieur dominant pour les sujets sains. La longueur du membre supérieur était définie comme la distance entre l'acromion et l'extrémité du majeur du membre supérieur non-parétique/dominant de chacun des sujets.

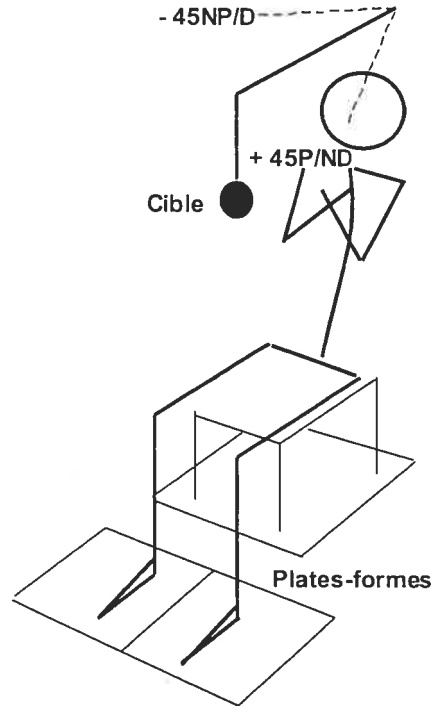


Figure 5.1: Tâche expérimentale pour l'analyse dynamique du tronc. Abréviations: 45NP, 45° vers le côté non-parétique; 45P, 45° vers le côté parétique (pour les sujets hémiparétiques); 45D, 45° vers le côté dominant; 45ND, 45° vers le côté non-dominant (pour les sujets sains).



Durant les essais, les sujets étaient assis sur la chaise avec les jambes parallèles et alignées avec leurs épaules afin d'assurer que leurs pieds soient dans une position standardisée sur les plates-formes. Leurs bras étaient croisés à la hauteur de la poitrine et fixés à l'aide de bandes adhésives attachées au tronc et aux poignets. Après avoir été informés du signal « Préparez-vous....Allez-y », les sujets devaient effectuer une flexion du tronc pour aller toucher, avec leur front, la balle suspendue située devant eux ou à un angle de  $45^\circ$  de la ligne médiane puis, retourner à leur position de départ. Le critère de réussite était le toucher de la balle.

La seconde tâche expérimentale visait à offrir une description du mouvement simultané et symétrique des membres supérieurs comparativement à un mouvement unilatéral en incluant la participation du tronc et celle des membres inférieurs (articles 2, 3 et 4). Les sujets étaient assis sur une chaise standard (hauteur sol-dessus du siège : 44 cm) sans appui-bras fixée au sol devant une table de hauteur standard (75 cm) (fig. 5.2A). La chaise offrait un support d'environ trois-quarts sous les cuisses. Deux plates-formes étaient placées sous les pieds pour mesurer les forces exercées par chacun d'eux (fig. 5.2B). Deux plaques-interrupteurs (cibles de départ) étaient placées près du sujet sur lesquelles il posait ses mains fermées. La position de départ du sujet était telle que les bras du sujet étaient alignés avec le tronc et en légère abduction. Deux autres plaques-interrupteurs (cibles d'arrivée) étaient localisés à une distance mesurée à partir de la position de départ du sujet et correspondait à la pleine

longueur du membre supérieur non-parétique pour les sujets hémiparétiques et du membre supérieur dominant pour les sujets sains + 20 cm. Chacune des cibles était connectée à un interrupteur de type «on/off» sur lequel était fixé des signaux lumineux indiquant le moment où le sujet quittait ou touchait la cible. Un cône pesant 150 g (hauteur : 14 cm; base : 5 cm) était placé sur les cibles de départ. La tâche consistait à lever un ou deux cônes et de le (les) bouger à une (ou deux) cible(s) éloignée(s). La période considérée pour le mouvement était définie à partir de l'intervalle entre la levée du cône à la (aux) cible(s) initiale(s) et le toucher à la (aux) cible (s) finale (s).

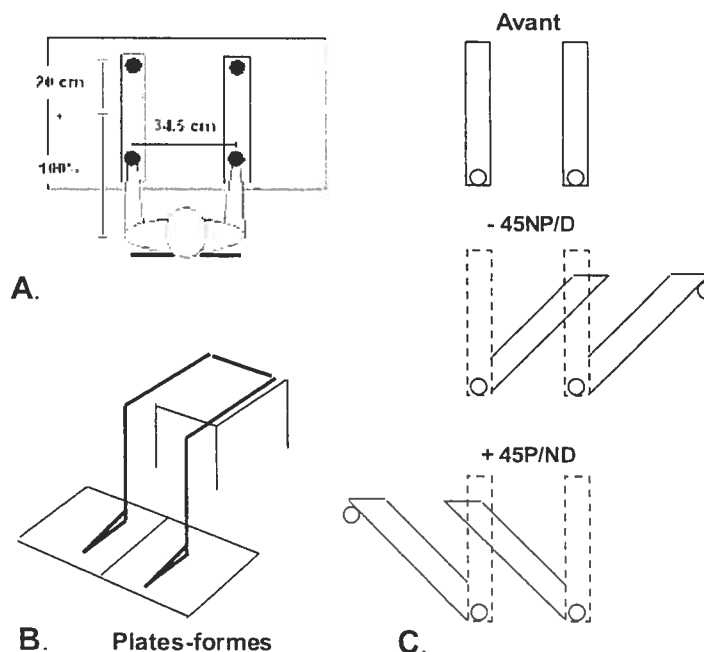


Figure 5.2: Tâche expérimentale du mouvement des membres supérieurs et de la mise en charge au niveau des membres inférieurs. Abréviations: 45NP, 45° vers le côté non-parétique; 45P, 45° vers le côté parétique (pour les sujets hémiparétiques); 45D, 45° vers le côté dominant; 45ND, 45° vers le côté non-dominant (pour les sujets sains).

Durant l'expérimentation, le sujet était assis sur la chaise les jambes parallèles et alignées avec les épaules pour s'assurer que les pieds étaient dans une position standardisée sur les plates-formes. Le sujet tenait un cône dans sa main non-parétique (dominante pour les sujets sains). Puis, les consignes suivantes étaient données au sujet: «Lorsque je vous dirai: Préparez-vous ...Allez-y, vous devez transporter le(s) cône(s) sur la (les) cibles située(s) devant vous. Puis, à la commande, Revenez, vous retournez à votre position de départ». Un délai de trois secondes s'écoulait avant le retour à la position de départ. La tâche unilatérale était répétée avec le membre supérieur parétique (non-dominant pour les sujets sains) suivie de la tâche bilatérale. Un essai ou deux était permis afin de vérifier si le sujet comprenait bien la tâche demandée. Durant la tâche unilatérale, le membre supérieur inactif demeurait contre le tronc afin d'éviter qu'il interfère avec la tâche.

Pour les deux tâches expérimentales, la séquence utilisée pour les directions était la suivante: vers l'avant, à 45° controlatéral et à 45° ipsilatéral au côté parétique pour les sujets hémiparétiques et au côté non-dominant pour les sujets sains. À cette fin, les bandes de plastiques, sur lesquelles étaient fixées les cibles, étaient rivetées à leur base (fig 5.2C). Pour les directions à 45°, les bandes de plastique étaient pivotées jusqu'à la butée indiquant la position angulaire à 45°. Trois essais ont été réalisés chaque fois pour chacune des conditions. Les participants réalisaient la tâche à une vitesse confortable. Aucune emphase a été mise sur le temps de réaction ou le temps pris pour

effectuer la tâche. Les données ont été acquises sur une période de 8 à 10 secondes.

### 5.3.1.1 Variables cinématiques

#### 5.3.1.1.1 Durée et vitesse (article 1)

La durée du mouvement (en secondes) a été calculée à partir des tracés graphiques d'amplitudes angulaires de la flexion antérieure du tronc issus du traitement des données par le logiciel Matlab 5.3. Elle débute lorsque le tronc commence à bouger et se termine quand le sujet touche la balle (Fig. 5.3). La vitesse moyenne angulaire (degrés/seconde) est calculée à partir de l'amplitude angulaire de la flexion antérieure du tronc et de la durée du mouvement.

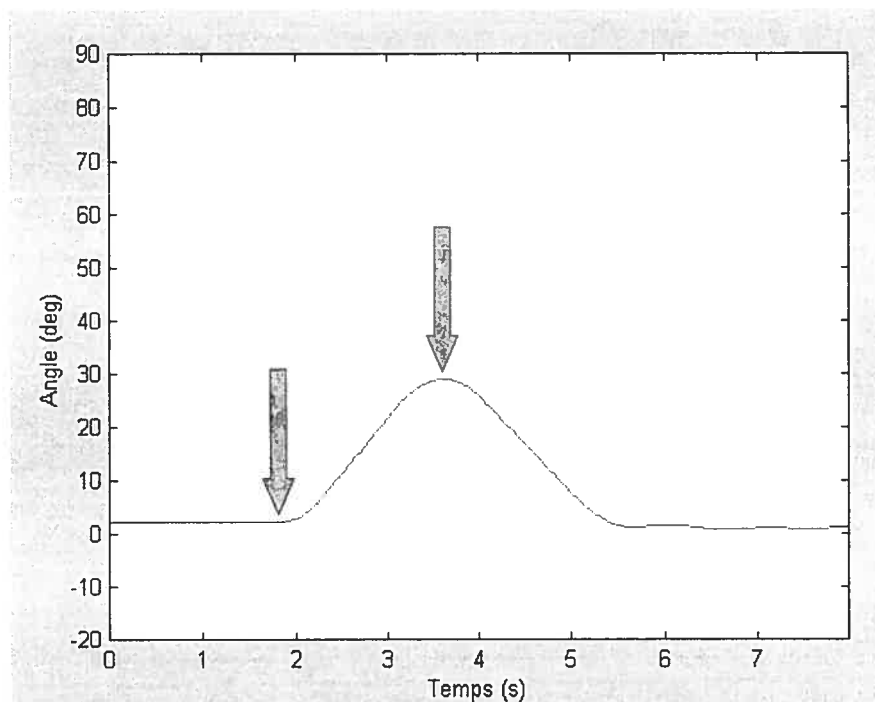


Figure 5.3: Tracé graphique d'amplitude angulaire de la flexion antérieure du tronc

### 5.3.1.1.2 Amplitudes angulaires (article 1: tronc; articles 2 et 3: tronc et membres supérieurs)

Les angles relatifs (Fig. 5.4) des amplitudes des membres supérieurs (flexion et abduction/adduction de l'épaule, extension du coude) ont été mesurés en relation avec l'orientation du segment proximal. La flexion et l'abduction/adduction de l'épaule (Fig. 5.4A) ont été déterminées en fonction du segment du tronc, lequel a été défini à partir des marqueurs de l'épaule et du grand trochanter. Le bras était défini à l'aide des marqueurs de l'épaule et du coude. Les valeurs positives indiquent l'abduction. L'extension du coude (Fig. 5.4B) a été déterminée à partir des orientations du bras et de l'avant-bras. Ce dernier était défini par les marqueurs du coude et du poignet. La flexion et l'abduction/adduction de l'épaule ainsi que l'extension du coude ont été obtenues par la différence des angles relatifs de la position finale moins la position initiale.

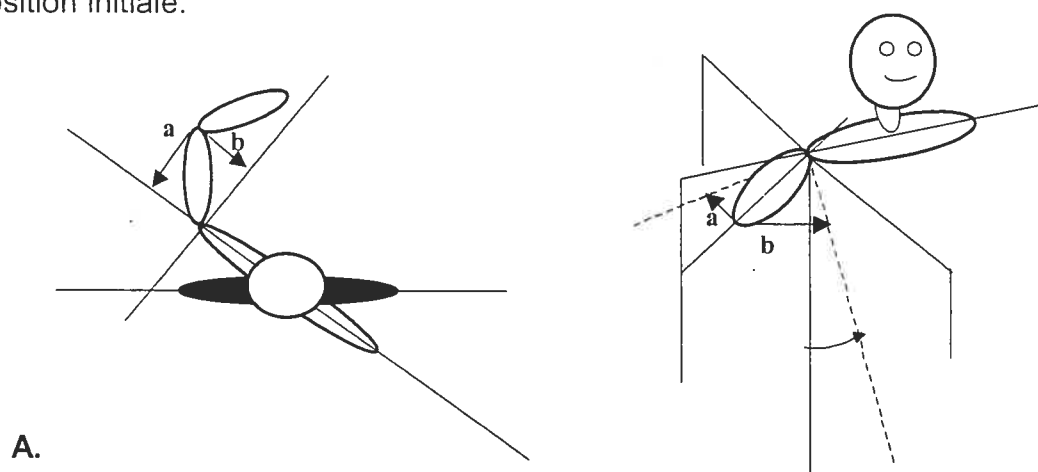


Figure 5.4: A. L'abduction et la flexion de l'épaule offre un exemple de la mesure calculée en fonction de l'orientation du segment proximal. La projection (a) du bras sur le plan frontal du tronc donne l'angle d'abduction et celle sur le plan sagittal (b) donne la flexion.

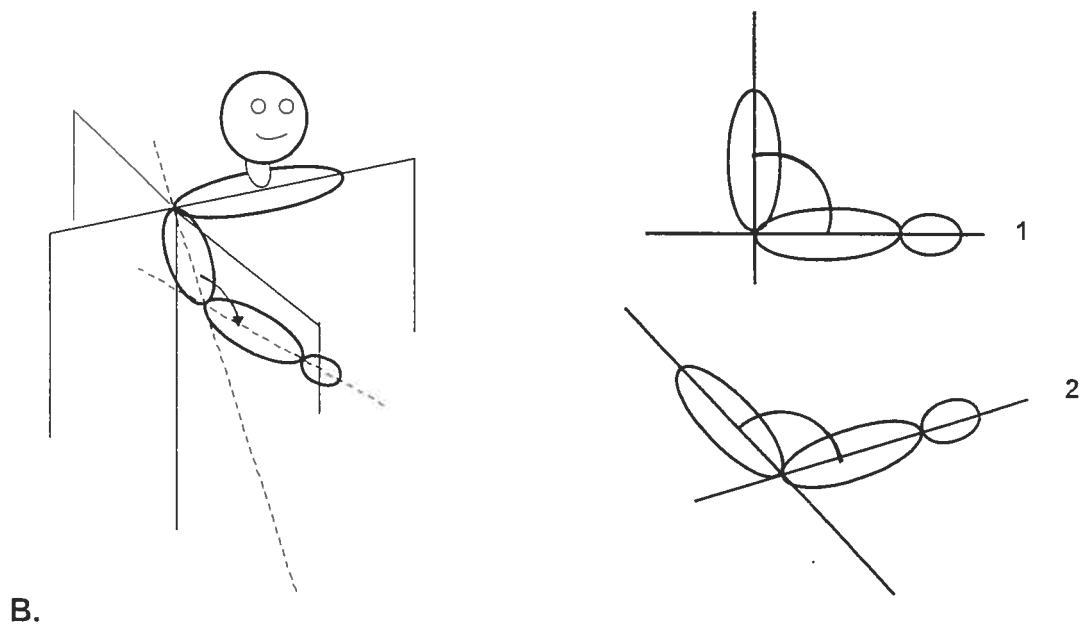
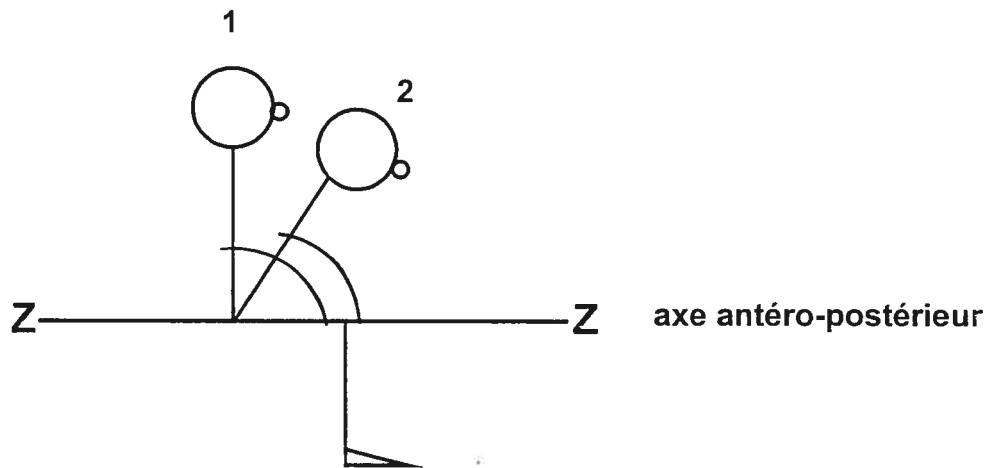


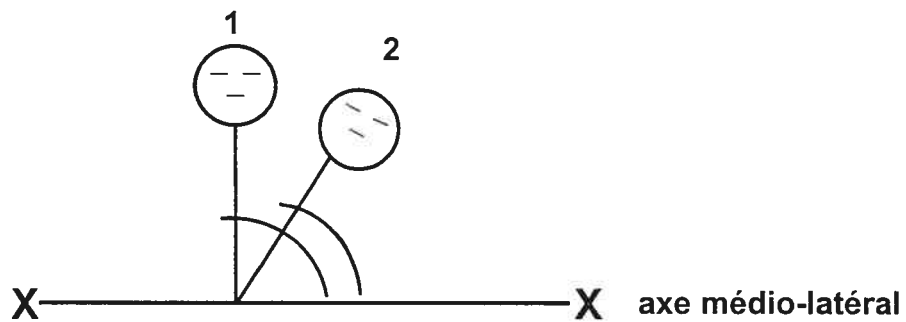
Figure 5.4 (*suite*): B. L'extension du coude illustre la variation de l'angle mesuré : angle final (2)– angle initial (1).

Le segment du tronc a été défini comme la bissectrice des lignes joignant les marqueurs localisés aux grands trochanters et aux épaules. Les angles absolus des flexions antérieure et latérale des positions initiale et finale étaient calculés en fonction des axes antéro-postérieur et médio-latéral du référentiel global (Fig. 5.5A et 5.5B). Les flexions antérieure et latérale étaient obtenues par la différence des angles absolus (position finale – position initiale) selon la position initiale du tronc de même qu'en fonction de la rotation longitudinale du tronc. Cette dernière était calculée en considérant l'orientation de l'axe joignant les deux marqueurs de l'épaule en fonction de l'axe médio-latéral (Fig. 5.5C). Les valeurs positives pour le tronc indiquent la flexion latérale vers le côté droit et la rotation vers le côté gauche.

**A. Flexion antérieure du tronc**



**B. Flexion latérale du tronc**



**C. Rotation**

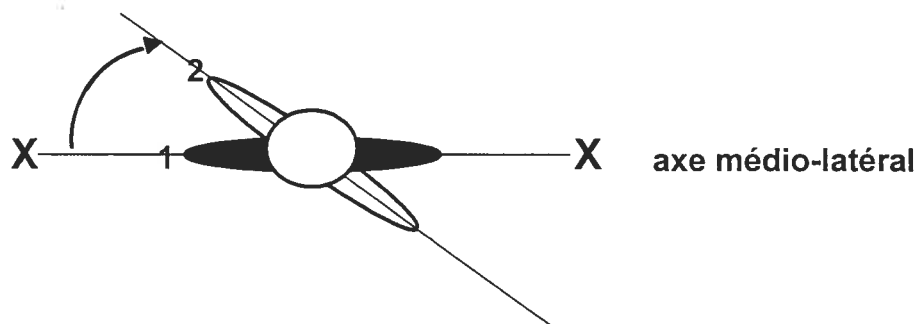


Figure 5.5: Mesures de (A) l'angle de la flexion antérieure, (B) de la flexion latérale (C) et de la rotation du tronc. Variation de l'angle mesuré : angle final ( 2 ) – angle initial ( 1 ).

### **5.3.1.1.3 Centre de pression (C<sub>deP</sub>) global (article1)**

Une autre variable cinématique étudiée a été le déplacement du C<sub>deP</sub> global entre la position initiale et la position finale. Il a été normalisé en fonction des deux-tiers de la longueur du membre supérieur. La longueur du membre supérieur a été définie comme la distance entre l'acromion et l'extrémité du majeur du membre supérieur non-parétique/dominant de chaque sujet.

### **5.3.1.2 Variable cinétique: Mise en charge sur le siège et les pieds (articles 1 et 4)**

La variable cinétique mesurée pour la mise en charge était le pourcentage de la variation des forces verticales sur les plates-formes situées sous le siège (article 1) et les pieds (articles 1 et 4). Cette variable a été normalisée en fonction du poids des sujets.

## **5.4 Mesures cliniques**

La performance motrice du côté affecté des sujets hémiparétiques a été mesurée à l'aide du Protocole d'évaluation de la fonction sensori-motrice (Fugl-Meyer et al., 1975; Dutil et al., 1989) (Annexe C).



## **5.5 Analyses statistiques**

Considérant la taille réduite de notre échantillon et la distribution non-normale de nos données, l'utilisation des tests non-paramétriques a été utilisée pour l'analyse des résultats. Afin d'effectuer les analyses intra-sujets et inter-sujets, les tests non-paramétriques de Wilcoxon et de Kruskal-Wallis ont été respectivement utilisés. La moyenne des trois essais a été prise pour les analyses statistiques. Chacun des articles présentent plus en détails les analyses réalisées.

# CHAPITRE 6 - ARTICLE 1: ANALYSE DYNAMIQUE DE LA FLEXION DU TRONC À LA SUITE D'UN ACCIDENT VASCULAIRE CÉRÉBRAL

---

## Dynamic analysis of trunk after stroke

Sylvie Messier, MSc, OT<sup>1</sup>, Daniel Bourbonnais, PhD, OT<sup>1</sup>,

Johanne Desrosiers, PhD, OT<sup>2,3</sup>, Yves Roy, MSc<sup>3</sup>

<sup>1</sup>School of Rehabilitation, Université de Montréal, Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Rehabilitation Institute of Montreal

<sup>2</sup>Department of Family Medicine, Faculty of Medicine, Université de Sherbrooke

<sup>3</sup>Research Centre on Aging, Sherbrooke University Geriatric Institute

Running title: Trunk flexion in hemiparesis

Publié dans: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2004; 85: 1619-

## 6.1 Résumé

**Objectif** : Quantifier le mouvement du tronc et la mise en charge au niveau des membres inférieurs chez des personnes présentant une hémiparésie à la suite d'un AVC comparativement à des sujets sains.

**Design** : Étude comparative

**Établissement** : Centre gériatrique offrant des services de réadaptation

**Participants** : Un échantillon de convenance de 15 personnes avec une hémiparésie post-AVC (âge : 69,4+ 12 ans; + 3 mois post-AVC) avec une fonction motrice totale de 63-95/100 au test de Fugl-Meyer et 13 personnes saines (âge : 67,8+ 7,5 ans).

**Interventions** : Les sujets étaient assis sur une chaise placée sur une plateforme de force avec leurs pieds sur deux plates-formes additionnelles. Une cible était placée directement devant ou à un angle de 45° à partir de la ligne médiane à 66% de la longueur du membre supérieur non-parétique/dominant. La tâche des sujets consistait à toucher la cible avec leur front.

**Mesures** : Amplitude et vitesse moyenne des mouvements du tronc, déplacement du centre de pression global (CdeP) et pourcentage du poids corporel distribué au siège et aux pieds.

**Résultats** : Malgré une vitesse et des amplitudes de mouvement comparables à celles des sujets sains (SN), les sujets avec une hémiparésie (SH) démontrent un déplacement moins important du CdeP (SH, 33,7+6,9; SN, 40,5+9,2), produisant une valeur réduite de la mise en charge au niveau des pieds (SH,

pour le pied parétique, 2,3%+3,6%; SH pour le pied non-parétique, 2,2%+2,9%; SN pour le pied non-dominant, 5,4%+3,4%; SN pour le pied dominant, 5,2%+4,0%).

**Conclusions** : L'amplitude similaire de la flexion du tronc avec un déplacement diminué du CdeP et une mise en charge réduite au niveau des pieds suggère un déplacement antérieur restreint de la masse corporelle. Il est possible que les mouvements du tronc chez les personnes avec une hémiparésie soient exécutés au niveau du tronc supérieur avec peu d'inclinaison antérieure du bassin.

## 6.2 Abstract

**Objective:** To quantify trunk movement and lower-extremity weight bearing in patients with stroke-associated hemiparesis compared with healthy subjects.

**Design:** Controlled study with 2 groups: persons with hemi paresis and healthy controls.

**Setting:** Geriatric center offering rehabilitation services.

**Participants:** A convenience sample of 15 persons with poststroke hemiparesis (age,  $69.4 \pm 12.0$  years; mean time after stroke, 22 months ; total motor function range, 63–95/100 on the Fugl-Meyer Assessment) and of 13 healthy persons (age,  $67.8 \pm 7.5$  years).

**Interventions:** Subjects were seated on a chair placed on a forceplate with their feet on 2 additional forceplates. A target was placed directly in front of or at a  $45^\circ$  angle from the midline at 66% of the nonparetic/dominant arm length. Subjects' task was to touch the target with their forehead.

**Main Outcome Measures:** Amplitude and speed of trunk movements, displacement of the global center of pressure (COP), and percentage of body weight distributed on the buttocks and the feet.

**Results:** Despite speed and amplitude comparable to that of the healthy subjects (NS), subjects with hemiparesis (HS) had less COP displacement (HS,  $33.7 \pm 6.9$ ; NS,  $40.5 \pm 9.2$ ), resulting in a lower weight-bearing value on the feet (HS for the paretic foot,  $2.3\% \pm 3.6\%$ ; HS for the nonparetic foot,  $2.2\% \pm 2.9\%$ ; NS for the nondominant foot,  $5.4\% \pm 3.4\%$ ; NS for the dominant foot,  $5.2\% \pm 4.0\%$ ).

**Conclusions:** The similar amplitude of trunk flexion with a decreased displacement of COP and a lower weight bearing on the feet suggest smaller anterior displacement of the body mass. It is possible that trunk movements in persons with hemiparesis are executed by the upper trunk with very little anterior tilt of the pelvis.

### 6.3 Introduction

Stroke are among the main causes of motor disabilities in adults in Canada<sup>1</sup> and the United States.<sup>2</sup> Although stroke may cause deficits in limb movement, gait, and language, impaired control of trunk mobility is also a common problem.<sup>3-6</sup>

This loss of control could result from a reduction in the strength and amplitude of trunk movements, especially on the paretic side.<sup>7,8</sup> Trunk muscle strength measured with a handheld dynamometer in lateral and anterior flexions are reduced in persons with hemiparesis compared with healthy persons; the greatest difference is in anterior flexion.<sup>8</sup> On the other hand, a study<sup>9</sup> using an isokinetic dynamometer did not show any statistical difference in strength between rotations to the paretic side and the nonparetic side, although in both cases strength was less than that in healthy persons. It has been suggested that the deficits in muscle strength and trunk amplitude observed in persons with hemiparesis result in reduced mobility of the pelvis, apparently as a strategy to protect against a potential risk of loss of balance.<sup>10</sup>

Although interesting, studies on trunk muscle activity evaluated in a static sitting position or in resistance to counterpressure do not provide information on the dynamic capacities of trunk movements. Because functional movements such as reaching require trunk movement<sup>11</sup> and because strength and mobility of the trunk could be improved in persons with hemiparesis,<sup>12,13</sup> more knowledge about

trunk dynamics in a sitting position could provide valuable information for motor rehabilitation.

The participation of lower limbs with an isolated trunk movement in sitting position in this population is not described in the rehabilitation literature. It was shown that during a sit-to-stand movement, where the trunk is mainly solicited, weight bearing on the feet is distributed symmetrically in healthy persons.<sup>14</sup> However, the patients with hemiparesis put less weight on the paretic foot.<sup>15,16</sup> Because a recent study demonstrated that people with a left hemiparesis distribute their weight either on the right or left foot in sitting,<sup>17</sup> the side of the lesion may affect weight distribution on the foot.

The purpose of the present study was to quantify trunk movement and lower-extremity weight bearing in patients with stroke-associated hemiparesis and to compare these findings with data from healthy subjects. We hypothesized that movement parameters such as speed, displacement of the global center of pressure (COP), and weight bearing on the lower limbs would be reduced in the stroke group compared with the healthy subjects.



## 6.4 Methods

### 6.4.1 Participants

A convenience sample of 15 persons (7 men, 8 women; average age,  $69.4 \pm 12.0$ y) with poststroke hemiparesis were recruited from among the patients in a geriatric center with rehabilitation services. All were right-handed prior to the stroke (table 6.1). Persons with hemiparesis were included in the study if they had (1) a cerebrovascular accident that occurred 3 months or more before the study, (2) the ability to maintain sitting position without support, and (3) a good comprehension of simple verbal directives. Most subjects ( $n=11$ ) presented with left hemiparesis. Motor function scores of the paretic side, using the Fugl-Meyer Assessment (FMA; maximal score, 100),<sup>18,19</sup> were considered good (range, 63–95) and the sensation evaluated by this test (maximal score, 12) was very good (range, 10–12) for the majority of the subjects. Thirteen healthy persons (6 men, 7 women; average age,  $67.8 \pm 7.5$ y), all but 1 right-handed, formed the control group. All subjects were volunteers and signed a consent form approved by the Research Ethics Committee of the Sherbrooke University Geriatric Institute.

Table 6.1: Characteristics of the persons with hemiparesis

Subjects	Age (years)	Gender	Type of stroke	Time since stroke (months)	Affected body side	Fugl-Meyer			
						Sensation lower limb /12	Motor function upper limb /66	Motor function lower limb /34	Total motor function /100
1	66	F	I / VB	6	Left	11	49	14	63
2	77	M	I / Lacunar	5	Right	12	43	25	68
3	82	F	I / MCA	17	Left	12	48	28	76
4	62	M	I / MCA	31	Left	12	49	29	78
5	59	M	I / MCA	132	Left	10	58	22	80
6	76	M	I / MCA	60	Left	12	51	32	83
7	87	F	I / Lacunar	3	Right	12	60	27	87
8	76	F	I / MCA	14	Left	10	55	33	88
9	76	M	I / MCA	3	Left	12	59	29	88
10	77	F	I / MCA	3	Right	12	61	31	92
11	46	M	I / MCA	10	Left	12	61	31	92
12	47	M	H / not specified	18	Left	12	59	33	92
13	65	F	I / MCA	3	Left	12	61	32	93
14	76	F	I / MCA	6	Left	10	61	33	94
15	69	F	I / MCA	18	Right	12	63	32	95

Abbreviations: M, male; F, female; I, ischemic; H, hemorrhagic; VB, vertebrobasilar; MCA, middle cerebral artery

#### 6.4.2 Experimental set-up and subject preparation

The subjects sat in a chair placed on a forceplate<sup>a</sup> on the floor and 2 other forceplates were placed under their feet to measure the forces on the buttocks and each foot. These kinetic measures also quantified the displacements of the global COP, which represents the barocenter of the combined forces on the feet and buttocks. A soft ball hanging from a piece of wood (fig 6.1) was placed at the subjects' chin height directly in front or at a 45° angle from the midline at a distance equivalent to 66% of the length of the nonparetic arm for the persons with hemiparesis and of the dominant arm for the healthy persons. Arm length was defined as the distance between the acromion and the tip of the middle finger of the nonparetic/dominant arm of each subject.

Six Optotrak infrared markers<sup>b</sup> were applied to the subjects by means of nonallergenic adhesive tape. The markers were placed on 3 anatomic points: (1) the centers of the glenohumeral joints; (2) the ear lobes, aligned with the styloid process; and (3) the centers of the hip joints on the greater trochanter. The signals emitted by these 6 markers were captured by 3 Optotrak/3020<sup>b</sup> optoelectronic sensors located in front of the subjects, 90° to the subject's right and 90° to the subject's left.

The markers emit infrared signals at a frequency of 2500Hz. The kinetic and kinematic data were collected at frequencies of 50Hz. They were filtered to isolate the signal between 0 and 5Hz because the main signal of the movements was less than 5Hz. The accuracy of the Optotrak motion analysis system is estimated to be  $\pm 0.1$ mm for a distance of 2.5m.<sup>20</sup> The reliability of the measure determined for dynamic tests is very high, with an intraclass correlation coefficient greater than .99.<sup>20</sup> Three-dimensional space for the kinematic measures was calibrated before each experimental session. The calibrations of the forceplates for the kinetic measures were verified once before beginning the experimental sessions.

### **6.4.3 Experimental Tasks**

During the trials subjects sat on the chair with their legs parallel and aligned with their shoulders, to ensure that their feet were in a standard position on the



#### 6.4.4 Variables and Measures

The kinematic variables, speed, and angular amplitudes of the trunk were studied. For the angular amplitude plots, the duration (in seconds) of the movement began when the trunk started to move and ended when the subject touched the ball. The average angular speed (in degrees per second) was derived from the angular amplitude of the anterior trunk flexion and movement duration. The trunk axis was defined as the bisector of the lines between markers located at the center of both trochanters and both shoulders. The anterior and lateral trunk angles were calculated with regard to the anteroposterior and mediolateral (ML) axes of the global frame of reference. The anterior and lateral flexions were expressed in relation to the initial position of the trunk, and as a function of trunk rotation. The latter was calculated by considering the orientation of an axis joining the 2 shoulder markers with regard to the ML axis.

The other kinematic variable we studied was the displacement of the global COP, which was normalized using the two thirds of subject's arm length measure. The kinetic variable was the percentage of body-weight variation applied at the buttocks and feet.

#### 6.4.5 Data and Statistical Analysis

The kinematic data were interpolated. All data were filtered with 4th-order Butterworth filters. Cutoff frequencies were determined from residual analyses.<sup>21</sup> All the analysis programs were developed using Matlab, version 5.3<sup>c</sup>. For the analyses, the measures in subjects with right hemiparesis were reversed, and analyzed as though all subjects had left-side hemiparesis. Similarly, the measures of the only 1 healthy left-handed subject were inverted in order to be analyzed as though the subject was right-handed. Because of the small sample size, the Kruskal-Wallis nonparametric test was used to verify the differences between the 2 groups. The averaged value of the three trials was taken for the analyses. Data were analyzed by using the SPSS statistical package, version 8.0<sup>d</sup>. Because most of our subjects with hemiparesis had left hemiparesis, the left (nondominant) side of the healthy subjects was used in the comparative analyses.

#### 6.5 Results

Weight bearing on the feet was comparable for the forward direction and between the 2 directions toward 45° in the healthy subjects. All subjects completed the tasks. For all 3 directions studied, the speed of trunk movement (table 6.2) was comparable for both groups. The angular amplitudes of trunk movement (not shown) were also comparable (anterior flexion,  $.53 < P < .73$ ; lateral flexion,  $.12 < P < .77$ ; rotation,  $.17 < P < .81$ ).

The global COP displacements for each direction are in table 6.3. When the subjects with hemiparesis executed an anterior displacement of the trunk, their COP showed much less displacement than that of the healthy persons ( $P=.01$ ). For the  $45^\circ$  directions, the data suggest a similar, but not statistically significant, tendency to the anterior direction in the persons with hemiparesis.

Regarding the percentage of weight distribution on the buttocks and feet (fig 6.2), the persons with hemiparesis had more weight bearing on the buttocks than the healthy subjects for all 3 directions studied ( $.003 < P < .05$ ). The augmented weight bearing on the buttocks was accompanied by a diminished weight bearing in the anterior direction on both feet in the persons with hemiparesis. Predictably, because persons with hemiparesis supported a larger percentage of their body weight on their buttocks when they leaned in the anterior direction, they bore less weight on their feet (fig 6.2A). In the  $45^\circ$  directions, the results were not significant but there was a tendency in persons with hemiparesis to reduce the weight bearing on both feet; however, the difference was most noticeable on the foot toward which the  $45^\circ$  movement was executed (figs 6.2B, 6.2C).

Table 6.2: Speed of trunk movement during the forward movement in the three directions

	Persons with hemiparesis (n=15)	Healthy persons (n=13)	<i>P</i>
Speed (deg/s)			
Anterior direction	19.3±6.2 (20.4)	22.1±8.7 (19.0)	0.63
Direction 45° NP/D	17.6±6.0 (17.0)	20.6±8.8 (19.4)	0.27
Direction 45° P/ND	18.3±7.5 (18.4)	20.0±7.6 (18.0)	0.66

NOTE. Values are means ± SD (median). *P* values are from Kruskal-Wallis test. Abbreviations: 45° NP/D, 45° towards the non-paretic/dominant side; 45° P/ND, 45° towards the paretic/non-dominant side.

Table 6.3: COP displacement during trunk movements in the three directions

	Persons with hemiparesis	Healthy persons	<i>P</i>
Global COP *			
Anterior direction	33.7±6.9 (29.8)	40.5±9.2 (37.9)	0.01
Direction 45° NP/D	33.2± 8.1 (29.6)	37.4±8.6 (34.3)	0.15
Direction 45° P/ND	34.0±10.1 (33.5)	36.8±6.9 (36.3)	0.22

NOTE. Values are means ± SD (median). *P* values are from Kruskal-Wallis test.

\*Standardized units based on two thirds of arm length.



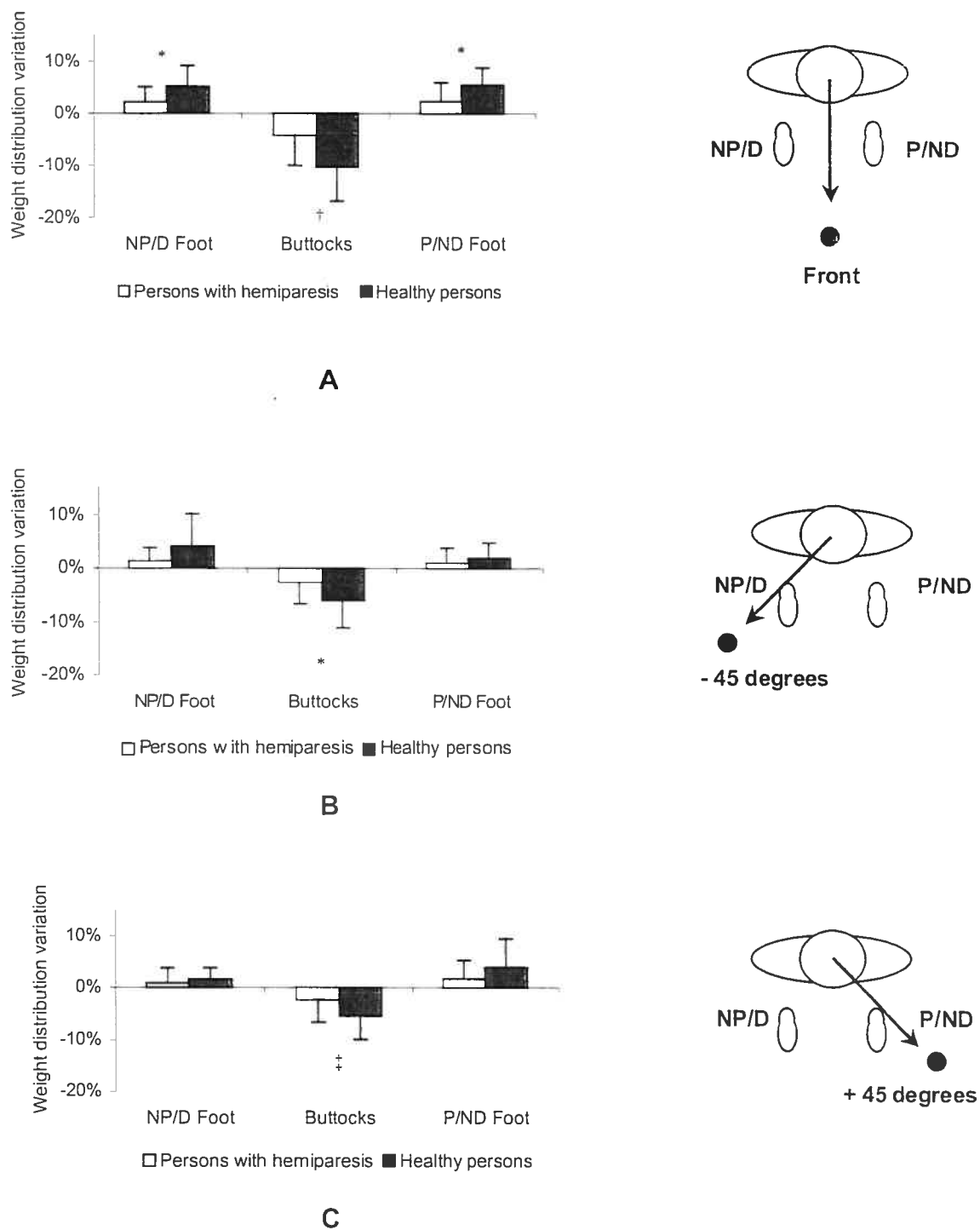


Figure 6.2: Percentage of weight distribution (mean and SD) during (A) anterior trunk flexion movements; (B) 45° flexion toward the non-paretic/dominant side; and (C) 45° flexion toward the paretic/non-dominant side; \* $P=0.01$ ; † $P=0.003$ ; ‡ $P=0.05$ .

To verify whether the severity of the disorder affected performance, we divided the hemiparesis subjects into 2 groups: those with an FMA total motor function score below or equal to 83, and those above 83. We found no difference between these 2 groups for the kinematic and kinetic measures.

## **6.6 Discussion**

The amplitudes of trunk movements were similar between persons with hemiparesis and healthy persons because the target distance was standardized by arm length which mean values were similar for the two groups. The 2 groups also had similar speed of trunk flexion movements.

Among the most interesting results is that, although trunk movement amplitude was similar in the 2 groups, persons with hemiparesis had less COP displacement than the healthy group, especially in the anterior movement. Also, analysis of weight distribution between the buttocks and the feet showed that, as a group, persons with hemiparesis maintained more weight on the buttocks and less weight on the corresponding active foot/ feet, depending on the direction of movement.

We suggest that the amplitudes of anterior trunk flexion of the persons with hemiparesis in the sitting position were executed more by flexing the upper trunk with very little anterior tilt of the pelvis. Figure 6.3 illustrates this proposed

suggestion. In both groups, an identical angle was created by the bisector of the lines between the markers that identified the center locations of both greater trochanters and both shoulders during anterior flexion. Because there were no markers on the iliac crests, we could not obtain any information about the movement of the pelvis and the relative contributions of the trunk segments. The amplitude of the movement measured therefore represents the slope of the shoulders compared with the position of the trochanters.

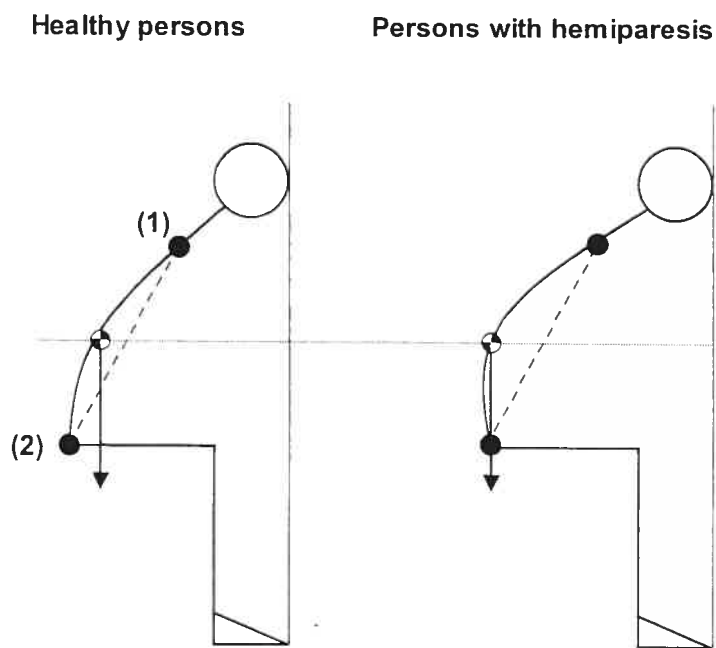


Figure 6.3: Center of mass and pelvic tilt in healthy persons and in persons with hemiparesis. Legend: 1, acromion marker; 2, trochanter marker.

The smaller displacement of the global COP (see table 6.3) combined with less weight bearing on the feet (see fig 6.2) suggests that during trunk flexion the center of mass (COM) was displaced less in the persons with hemiparesis.

Patients who have had a stroke often have difficulty controlling their COM over their base of support.<sup>22</sup> According to Davies,<sup>4</sup> people with hemiparesis sit with a posterior tilt of the pelvis to compensate for weakness in the abdominal muscles, as shown by studies of trunk muscle activity.<sup>8,23</sup> Because the pelvis provides a basis of support for trunk mobility, such a fixation of the pelvis would limit trunk mobility.<sup>4</sup> Despite greater muscle strength recovery in trunk flexion obtained between subjects' initial and final assessments after a rehabilitation program,<sup>12</sup> the data suggest that persons with hemiparesis have a persistent muscle weakness, which would lead them to keep the pelvis in a posterior tilt. That misalignment contributes to chronic impaired mobility of the trunk due to a lack of appropriate support and flexibility at the pelvis.

One of the limits of the study is that the left side was the affected side in the majority of our subjects with hemiparesis. Because some studies<sup>24-28</sup> suggest that these persons have specific problems of posture, it would be important to control this factor in future studies in order to generalize results. The postural problems frequently observed in patients with left hemiparesis could partly explain the decreased displacement of their global COP.

The present study also showed that the persons with hemiparesis barely used their paretic foot for weight bearing during trunk displacements (see fig 6.2), as has been shown in other studies.<sup>15,16,29,30</sup> It has been suggested that somatosensory information from the feet determines how people adjust

themselves on the support surface.<sup>31</sup> One might consider that lower limb sensory deficits may have affected the trunk movements we studied. However, the sensation of the paretic lower limbs of our subjects was very good, which excludes this potential explanation.

The results of the present study raise questions about the notion of “adequate control” of the trunk, determined by assessing sitting balance and by associating that control with functional recovery scales.<sup>23,32</sup> According to Tanaka et al,<sup>33</sup> even subjects with hemiparesis who have a high degree of independence in activities of daily living (ADLs) have weak muscles.

The hypothesis we raised about the posterior tilt of the pelvis during trunk movements implies that persons with hemiparesis manage to be functional by using compensatory strategies and that, in the task studied, these strategies are executed at the level of the pelvis and upper trunk, despite an inadequate base of support. It would be interesting to use clinical scales to evaluate the mobility of the trunk and pelvis in situations similar to ADLs (eg, reach up, down, and to the side to touch an object in standing and sitting positions). Gillen<sup>5</sup> mentioned that this type of assessment makes it possible to document factors that limit the functional performance, such as trunk stiffness and decreased range of motion. Using an instrument like the Balance Performance Monitor<sup>17</sup> could be an interesting way to measure the weight distribution on the feet.

## 6.7 Conclusions

Despite moving with a speed and amplitude comparable to those of healthy persons, persons with hemiparesis have less COP displacement, which results in less weight bearing on their corresponding active foot/feet, depending on the direction of movement.

We suggest that, to execute the trunk flexion task in this study, subjects with hemiparesis used a compensatory strategy consisting of flexing the upper trunk because they were unable to execute an anterior tilt of the pelvis. Adding a marker to the iliac crests would have yielded more data to support or refute this observation.

## 6.8 References

1. Heart and Stroke Foundation of Canada. 2002. Available at: [http://209.5.25.165/Page.asp?PageID\\_10](http://209.5.25.165/Page.asp?PageID_10). Accessed January 9, 2004.
2. National Stroke Association. 2002. Available at: <http://www.stroke.org>. Accessed January 9, 2004.
3. Carr J, Shepherd R. Neurological rehabilitation: optimizing motor performance. Oxford: Butterworth Heinemann; 2000.
4. Davies PM. Right in the middle: selective trunk activity in the treatment of adult hemiplegia. New York: Springer Verlag; 1990.
5. Gillen G. Trunk control: a prerequisite for functional independence. In: Gillen G, Burkhardt A, editors. Stroke rehabilitation: a function-based approach. St Louis: Mosby; 1998. p 69-89.
6. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: theory and practical applications. 2nd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
7. Bohannon RW. Lateral trunk flexion strength: impairment, measurement reliability and implications following unilateral brain lesion. *Int J Rehabil Res* 1992;15:249-51.
8. Bohannon RW, Cassidy D, Walsh S. Trunk muscle strength is impaired multidirectionally after stroke. *Clin Rehabil* 1995;9: 47-51.
9. Tanaka S, Hachisuka K, Ogata H. Trunk rotary muscle performance in post-stroke hemiplegic patients. *Am J Phys Med Rehabil* 1997;76:366-9.

10. Campbell FM, Ashburn AM, Pickering RM, Burnett M. Head and pelvic movements during a dynamic reaching task in sitting: implications for physical therapists. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82:1655-60.
11. Kaminski TR, Bock C, Gentile AM. The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. *Exp Brain Res* 1995;106:457-66.
12. Bohannon RW. Recovery and correlates of trunk muscle strength after stroke. *Int J Rehabil Res* 1995;18:162-7.
13. de Sèze M, Wiart L, Bon-Saint-Côme A, et al. Rehabilitation of postural disturbances of hemiplegic patients by using trunk control retraining during exploratory exercises. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:793-800.
14. Chou SW, Wong AM, Leong CP, Hong WS, Tang FT, Lin TH. Postural control during sit-to-stand and gait in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil* 2003;82:42-7.
15. Hesse S, Schauer M, Malezic M, Jahnke M, Mauritz KH. Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scand J Rehabil Med* 1994;26:161-6.
16. Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, Tang FT, Lee MY, Lin PS. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil* 1998;79:1043-6.
17. Mudie MH, Winzeler-Mercay U, Radwan S, Lee L. Training symmetry of weight distribution after stroke: a randomized controlled pilot study comparing task-related reach, Bobath and feedback training approaches. *Clin Rehabil* 2002;16:582-92.



18. Fugl-Meyer AR, Jääskö L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. I: A method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med* 1975;7:13-31.
19. Dutil É , Arsenault AB, Corriveau H, Prévost R. Protocole d'évaluation de la fonction sensori-motrice: Test de Fugl-Meyer. Montréal (QC): Centre de Recherche, Institut de Réadaptation de Montréal and École de Réadaptation, Faculté de Médecine, Université de Montréal; 1989.
20. Trombly CA, Wu CY. Effect of rehabilitation tasks on organisation of movement after stroke. *Am J Occup Ther* 1999;53:333-44.
21. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. New York: Wiley Interscience; 1990.
22. Wu SH, Huang HT, Lin CF, Chen MH. Effects of a program on symmetrical posture in patients with hemiplegia: a single-subject design. *Am J Occup Ther* 1996;50:17-23.
23. Franchignoni FP, Tesio L, Ricupero C, Martino MT. Trunk control test as an early predictor of stroke rehabilitation outcome. *Stroke* 1997;28:1382-5.
24. Wade DT, Hower RL, Wood VA. Stroke: influence of patient's sex and side of weakness on outcome. *Arch Phys Med Rehabil* 1984;65:513-6.
25. Bohannon RW, Smith MB, Larkin PA. Relationship between independent sitting balance and side of hemiparesis. *Phys Ther* 1986;66:944-5.
26. Rode G, Tiliket C, Boisson D. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scand J Rehabil Med* 1997;29: 11-6.

27. Pérennou D, Bénéïm C, Rouget E, Rousseaux M, Blard JM, Pélissier J. Posture et équilibre après accident vasculaire cérébral: désavantage de l'hémisphère droit. *Rev Neurol (Paris)* 1999;155: 281-90.
28. Pérennou DA, Amblard B, Laassel EM, Benaim C, Hérisson C, Pélissier J. Understanding the pusher behavior of some stroke patients with spatial deficits: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:570-5.
29. Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway biofeedback: its effect on re-establishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1988;69:395-400.
30. Mizrahi J, Solzi P, Ring H, Nisell R. Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Med Biol Eng Comput* 1989; 27:181-90.
31. Donato SM, Pulaski KH. Overview of balance impairments: functional implications. In: Gillen G, Burkhardt A, editors. *Stroke rehabilitation: a function-based approach*. St Louis: Mosby; 1998. p 90-108.
32. Sandin KJ, Smith BS. The measure of balance in sitting in stroke rehabilitation prognosis. *Stroke* 1990;21:82-6.
33. Tanaka S, Hachisuka K, Ogata H. Muscle strength of trunk flexion-extension in post-stroke hemiplegic patients. *Am J Phys Med Rehabil* 1998;77:288-90.

## Suppliers

- a. Advanced Mechanical Technology Inc, 176 Waltham St, Watertown, MA 02172.
- b. Nothern Digital Inc, 103 Randall Dr, ON N2V 1C5, Canada.
- c. The Mathworks Inc, 3 Apple Hill Dr, Natick, MA 01760-2098.
- d. SPSS Inc, 233 S Wacker Dr, 11<sup>th</sup> Fl, Chicago, IL 60606.

**CHAPITRE 7 - ARTICLE 2: ANALYSES CINÉMATIQUES DES  
MOUVEMENTS UNILATÉRAL ET BILATÉRAL DU MEMBRE  
SUPÉRIEUR PARÉTIQUE EN POSITION ASSISE CHEZ LES  
SUJETS AVEC UN ACCIDENT VASCULAIRE CÉRÉBRAL**

---

**Kinematic analysis of unilateral and bilateral movements of paretic upper  
limb in sitting position in post-stroke hemiparetic subjects**

Sylvie Messier, MSc, OT<sup>1</sup>, Daniel Bourbonnais, PhD, OT<sup>1</sup>,

Johanne Desrosiers, PhD, OT<sup>2,3</sup>, Yves Roy, MSc<sup>3</sup>

<sup>1</sup>School of Rehabilitation, Université de Montréal, Centre for Interdisciplinary  
Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Rehabilitation Institute of  
Montreal

<sup>2</sup>Department of Family Medicine, Faculty of Medicine, Université de Sherbrooke

<sup>3</sup>Research Centre on Aging, Sherbrooke University Geriatric Institute

## 7.1 Résumé

**Objectif :** L'objectif de cette étude était de comparer les cinématiques du membre supérieur parétique lors d'une tâche unilatérale et d'une tâche bilatérale symétrique chez des sujets ayant subi un accident vasculaire cérébral avec celles du membre supérieur correspondant chez des sujets sains, en incluant le mouvement du tronc chez les deux groupes de sujets.

**Design :** Étude comparative

**Établissement :** Centre gériatrique offrant des services de réadaptation

**Sujets :** Un échantillon de convenance de 15 personnes ( $69,4 \pm 12$  ans) qui avaient subi un AVC depuis au moins 3 mois, avec une fonction motrice du membre supérieur parétique qualifiée de bonne à très bonne [résultats de (43 à 63/66) au test de Fugl-Meyer] et 13 personnes saines ( $67,8 \pm 7,5$  ans) ont participé à l'étude.

**Interventions :** Les sujets étaient assis sur une chaise et devaient déplacer un cône avec une main ou deux cônes simultanément avec les deux mains à partir d'une (ou des) cible(s) située(s) près de la poitrine vers une (ou des) cible(s) située(s) devant eux ou à un angle de  $45^\circ$  de chaque côté à une distance standardisée au-delà de la longueur de leur membre supérieur. Un système d'analyse de mouvement Optotrak a été utilisé pour caractériser les mouvements.

**Mesures** : La durée, la vitesse moyenne et les amplitudes angulaires des articulations des membres supérieurs et du tronc ont été déterminées dans les plans sagittal, frontal et horizontal.

**Résultats** : Lorsque comparé à la tâche unilatérale, l'utilisation de la tâche bilatérale a réduit l'abduction de l'épaule de même que l'extension du coude et a augmenté l'implication du tronc chez les deux groupes de sujets. Cependant, la réduction de l'abduction de l'épaule était moins importante, l'extension du coude plus limitée et la flexion du tronc plus prononcée chez les sujets avec une hémiparésie comparativement aux sujets sains.

**Conclusion** : Les cinématiques du mouvement du membre supérieur parétique et du tronc des sujets avec une hémiparésie diffèrent de façon similaire à celles des sujets sains durant la performance des tâches unilatérale et bilatérale. L'utilisation des tâches bilatérales en pratique clinique augmente la flexion du tronc plutôt que d'améliorer la performance du membre supérieur parétique, spécialement en ce qui concerne l'augmentation de l'extension du coude.

## 7.2 Abstract

**Objective:** The objective of this study was to compare the kinematics of the paretic upper limb during a unilateral task and a symmetrical bilateral task in stroke subjects and of the corresponding upper limb in healthy subjects, as well as trunk movement in both groups.

**Design:** Comparative study.

**Setting:** Geriatric centre offering rehabilitation services.

**Subjects:** A convenience sample of fifteen persons ( $69.4 \pm 12.0$  years) who had had a stroke at least 3 months earlier, resulting in good to very good motor function of the paretic upper limb (scores of (43 to 63)/66 on the Fugl-Meyer test), and thirteen healthy persons ( $67.8 \pm 7.5$  years) participated in the study.

**Interventions:** The subjects were seated on a chair and had to move a cone with one hand or two cones simultaneously with both hands from a proximal location close the chest to target(s) located in front of them or at a  $45^\circ$  angle on either side at a standardized distance beyond their upper limb length. An Optotrak motion analysis system was used to characterize the movements.

**Main measures:** Time, speed and joint angular amplitudes of both upper limbs and trunk were determined in the sagittal, frontal and horizontal planes.

**Results:** The use of a bilateral task reduced shoulder abduction and elbow extension and increased trunk involvement in both groups of subjects. However, the reduction in shoulder abduction was less important, elbow extension more

limited and trunk flexion more pronounced in the subjects with hemiparesis than in the healthy subjects.

**Conclusions:** Movement kinematics of the paretic upper limb and trunk of stroke subjects differ similarly from healthy participants during the performance of both unilateral or bilateral tasks. The use of bilateral tasks in clinical practice increases trunk flexion rather than improving motor performance of the paretic upper limb, especially in regard to increasing elbow extension.



### 7.3 Introduction

Stroke is one of the leading causes of motor impairments in the elderly in Canada<sup>1</sup> and the United Kingdom.<sup>2</sup> One of the most common outcomes of stroke is hemiparesis contralateral to the brain lesion. In general, the paretic upper limb presents a greater motor function deficit than the lower limb,<sup>3</sup> which underscores the importance of evaluating and improving treatment approaches designed to improve motor capacity of the paretic upper limb.

Several treatment approaches have suggested that bilateral training could improve motor impairment of the paretic upper limb. Traditional approaches, such as the Bobath approach, have proposed symmetrical exercises that allow the non-paretic limb to mobilize the paretic upper limb in order to improve trunk control and provide guidance to the paretic upper limb.<sup>4</sup> However, recent approaches have proposed simultaneous and mirror activities of the upper limbs with the rationale of improving motor performance of the paretic upper limb by sharpening or facilitating the movement of the paretic upper limb by the non-paretic limb. Recent studies have observed an improvement in the paretic upper limb following a treatment program based specifically on bilateral training of the upper limbs, mainly in hemiparetic clientele.<sup>5-9</sup> However, a recent study<sup>10</sup> found only limited improvements in paretic upper limb motor performance in adults post-stroke following bilateral training.

Moreover, it has been shown that trunk flexion increases during reaching in persons with stroke as compared to healthy subjects.<sup>11</sup> Interestingly, constraining trunk flexion may lead to an increased joint elbow angle and improved interjoint coordination of the paretic upper limb.<sup>12</sup> Since the execution of bilateral tasks may impact trunk movements (for example by decreasing trunk rotation in a bilateral task as compared to a unilateral task), it may indeed modify the characteristics of the movements of the upper limb.

Although these treatment approaches based on bilateral activities have been developed, there is a paucity of information on the effects of bilateral tasks on the motor performance of the paretic upper limb and trunk. Therefore, this study aimed to describe the motor pattern of the paretic upper limb in subjects with hemiparesis and of the non-dominant upper limb in healthy subjects when executing a symmetrical bilateral task of the upper limbs in comparison to a unilateral task; trunk movement was also examined.

More specifically, the objective was to determine the changes in the angular displacements of the paretic upper limb and trunk in a group of persons with hemiparesis and of the non-dominant upper limb and trunk in a group of healthy subjects following a symmetrical task as compared to a unilateral task. According to Lewis and Byblow<sup>10</sup>, one would not expect the bilateral movement to modify the paretic upper limb. Thus, it was hypothesized that the symmetrical bilateral task would modify similarly the characteristics of the upper limb and

trunk movements in both groups of subjects with the consequence that the characteristics of the paretic upper limb and trunk angular displacements of the subjects with hemiparesis during the performance of a bilateral task would differ from those of the non-dominant upper limb and trunk movements of the healthy subjects.

## **7.4 Methods**

### **7.4.1 Participants**

Fifteen subjects with post-stroke hemiparesis (average age:  $69.4 \pm 12.0$  years; 7 men and 8 women) participated in the study (Table 7.1). They were included in the study if they had 1) had a cerebrovascular accident which occurred three or more months prior to the study, 2) the capacity to perform in a sitting position without support, 3) the capacity to maintain a palmar grasp, and 4) good comprehension of simple verbal instructions. Most of the subjects had had an ischemic stroke ( $n=14$ ) with left hemiparesis ( $n=11$ ). The motor function scores of the paretic upper limb on the Fugl-Meyer test ( $/66$ )<sup>13,14</sup> were considered good to very good (43 to 63) and sensation ( $/20$ ) evaluated by this test was good for the majority of the subjects (14 to 20). Thirteen healthy subjects (average age:  $67.8 \pm 7.5$  years; 6 men and 7 women), all but one right-handed, constituted the comparison group. All the subjects were volunteers and signed a consent form approved by the Research Ethics Committee of the Sherbrooke University Geriatric Institute.

## 7.4.2 Experimental set-up

The subjects sat on a chair fixed to the floor in front of a standard height table (Fig. 7.1A). Two pressure switches were placed near the subject on which he/she put his/her closed hands. The subject's upper arms were aligned with the trunk and in light abduction. Two other switches were located 20 cm beyond the full length of the non-paretic upper limb for the subjects with hemiparesis and of the dominant upper limb for the healthy subjects. A cone weighing 150 g (height: 14 cm; base: 5 cm) was placed on the starting target(s). The task was to lift one or two cones and move it (them) to one (two) remote target(s). The switches indicated when the subject left the proximal target and reached the distal target. The time taken for the movement was defined as the time interval between lift-off of the cone from the first target(s) and touchdown on the end target(s).

Table 7.1: Characteristics of the subjects with hemiparesis

Subjects	Age (years)	Gender	Type of stroke	Time since stroke (months)	Affected body side	Fugl-Meyer	
						Sensation upper limb /20	Motor function upper limb /66
1	66	F	I / VB	6	Left	18	49
2	77	M	I / Lacunar	5	Right	14	43
3	82	F	I / MCA	17	Left	20	48
4	62	M	I / MCA	31	Left	20	49
5	59	M	I / MCA	132	Left	14	58
6	76	M	I / MCA	60	Left	20	51
7	87	F	I / Lacunar	3	Right	18	60
8	76	F	I / MCA	14	Left	14	55
9	76	M	I / MCA	3	Left	20	59
10	77	F	I / MCA	3	Right	20	61
11	46	M	I / MCA	10	Left	20	61
12	47	M	H / not specified	18	Left	20	59
13	65	F	I / MCA	3	Left	10	61
14	76	F	I / MCA	6	Left	14	61
15	69	F	I / MCA	18	Right	20	63

Abbreviations: M, male; F, female; I, ischemic; H, hemorrhagic; VB, vertebrobasilar; MCA, middle cerebral artery

Fourteen infrared markers were applied on each upper limb and each side of the trunk of the subjects on the following anatomical points: dorsal face 1) of the head of the second metacarpal; 2) of the head of the fifth metacarpal; and 3) of the joint center of the wrist, aligned with the base of the third metacarpal; 4) the joint center of the elbows, over the epicondyle; 5) the center of the glenohumeral joints, acromion; 6) the ear lobes, aligned with the styloid process; and 7) the center of the hip joints on the greater trochanter. The signals emitted by these markers were captured by three opto-electric units (in front, 90° to the subject's right and 90° to the subject's left) connected to an Optotrak/3020<sup>a</sup> motion analysis system.

The kinematic data were collected at frequencies of 50 Hz. They were filtered to isolate the signal between 0 and 5 Hz because the main signal of the movements was less than 5 Hz. Three-dimensional space for the kinematic measures was calibrated before each experimental session.

During the experiment, the subject sat on the chair with legs parallel and aligned with the shoulders to ensure that the feet were in a standardized position. The subject held a cone in each hand. After being instructed to "Get ready... Go", the subject had to move one or two cones, unilaterally or bilaterally, to one or two targets placed in the standardized position (Fig. 7.1A). After three seconds, the subject returned to the starting position upon receiving the command "Go back". During the unilateral task, the inactive upper limb remained positioned

against the trunk to prevent it from interfering with execution of the task. Three directions were tested, namely, in front of the subject and at a 45° angle on either side (Fig. 7.1B). The sequence used for the directions was as follows: front, 45° non-paretic side (dominant side for healthy subjects) and 45° paretic side (non-dominant side for healthy subjects). Three trials were performed for each condition. The participants executed the task at a comfortable speed. No emphasis was placed on reaction time or the time taken to execute the task.

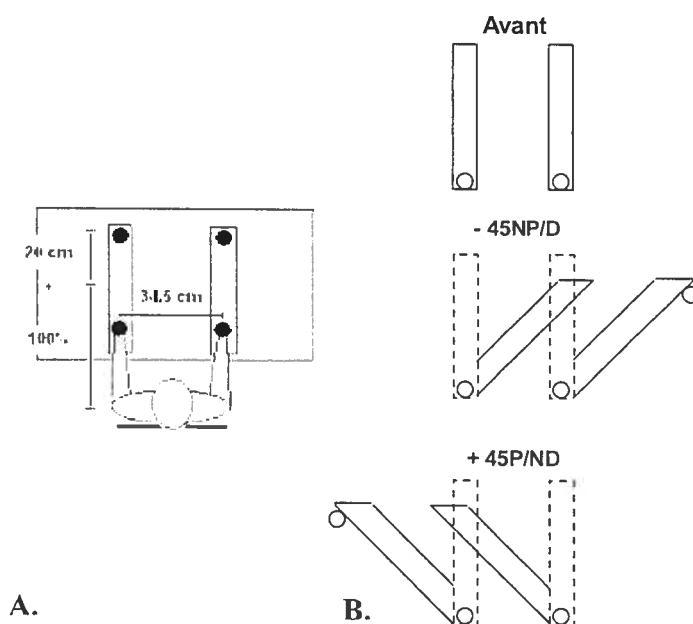


Figure 7.1: Experimental set-up: 45P: 45° paretic side; 45NP: 45° non-paretic side (for the subjects with hemiparesis); 45ND: 45° non-dominant side; 45D: 45° dominant side (for the healthy subjects).

### 7.4.3 Variables and measures

Time and speed and angular amplitudes of the paretic upper limb in the subjects with hemiparesis (non-dominant in healthy subjects) were studied. Angular variables of the upper limbs (flexion and abduction/adduction of the shoulder, extension of the elbow) and trunk (anterior flexion, lateral flexion and rotation)

were measured. The angles of upper limbs were expressed in relation to the orientation of the proximal segment.

Shoulder flexion and abduction/adduction were determined with regards to the trunk segment, which in turn was defined from the shoulder and trochanter markers. The upper arm was defined by the shoulder and elbow markers. Positive values indicate abduction. Elbow extension was determined from the upper arm and forearm orientations. The latter was defined from the elbow and wrist markers.

The trunk segment was defined as the bisector of the lines between markers located at the center of both shoulders and both trochanters. The anterior and lateral trunk angles were calculated with regard to the anteroposterior and mediolateral axes of the global frame of reference. The anterior and lateral flexions were expressed in relation to the initial position of the trunk, and as a function of trunk rotation. The latter was calculated by considering the orientation of an axis joining the two shoulder markers with regard to the mediolateral axis. Positive values for the trunk indicate lateral flexion to the right side and rotation to the left side.

#### 7.4.4 Data and statistical analysis

The kinematic data were filtered and interpolated with 4th order Butterworth filters. The cut-off frequencies were determined from residual analyses.<sup>15</sup> All the analysis programs were developed using Matlab 5.3.<sup>b</sup> For the analyses, the measures in the subjects with right hemiparesis were reversed, so that the paretic side was the left side for all the hemiparetic subjects. Similarly, the measures of the only healthy left-handed subject were inverted since the rest of the healthy subjects were right-handed. Because of the small sample size and non-normal distribution of the data, non-parametric statistics were used. The Wilcoxon Signed Ranks test was used to verify the differences between the unilateral and bilateral tasks in the subjects with hemiparesis. The Kruskal-Wallis test was used to verify the differences between the two groups for the same task condition. The averaged value of the three trials was taken for the analyses. Data were analyzed using the SPSS statistical package, version 8.0.<sup>c</sup> Because most of our subjects with hemiparesis had left hemiparesis, the left (non-dominant) side of the healthy subjects was used in the analyses. These analyses were carried out for the three directions, in front of the subject and at a 45° angle on either side.



## 7.5 Results

### 7.5.1 Time and speed

In general, for both groups, the time (not show) and speed (Table 7.2) showed a slowing down of the upper limb during the bilateral task in comparison to the unilateral task, except in the anterior direction in healthy subjects where there was a tendency [Time: (direction anterior: subjects with hemiparesis (SwH):  $p = 0.02$ ; healthy subjects (HS):  $p = 0.08$ ); (45° non-paretic side: SwH:  $p = 0.01$ ; HS:  $p = 0.05$ ); (45° paretic side: SwH:  $p = 0.05$ ; HS:  $p = 0.01$ ); Speed: (direction anterior: SwH:  $p = 0.01$ ; HS:  $p = 0.08$ ); (45° non-paretic side: SwH:  $p = 0.005$ ; HS:  $p = 0.03$ ); (45° paretic side: SwH:  $p = 0.01$ ; HS:  $p = 0.007$ )].

Table 7.2: Comparison of the speed between unilateral and bilateral tasks of the paretic upper limb in the subjects with hemiparesis and of the non-dominant in healthy subjects in the three directions

<u>Subjects with hemiparesis</u> -- Paretic upper limb	Unilateral task	Bilateral task	<i>P</i>
Speed (cm/s)			
Anterior direction	33.0±10.5 (35.5)	26.9±10.2 (23.3)	0.01
Direction 45° NP/D	35.6±11.2 (35.0)	28.5 ±8.3 (27.2)	0.005
Direction 45° P/ND	33.7±10.4 (32.9)	28.0±10.5 (24.0)	0.01
<u>Healthy subjects</u> -- Non-dominant upper limb	Unilateral task	Bilateral task	<i>P</i>
Speed (cm/s)			
Anterior direction	55.6±14.7 (54.6)	52.1±17.5 (46.4)	0.08
Direction 45° NP/D	59.0±18.9 (50.0)	52.5±18.3 (48.4)	0.03
Direction 45° P/ND	62.3±20.5 (53.3)	53.4±18.5 (49.2)	0.007

When we compared the bilateral movement of the upper limbs between the two groups of subjects (not show), the results showed, for the two variables, that the paretic upper limb was more slow than the non-dominant upper limb of the healthy subjects ( $p$  values  $< 0.001$  for three directions).

## **7.5.2 Tasks performed towards an anterior direction**

### **7.5.2.1 Within-group comparison of the unilateral and bilateral movements**

Comparison of the unilateral task with the bilateral task in the anterior direction (Table 7.3 and Fig. 7.2) showed that for both groups of subjects, the bilateral task produced a decrease in shoulder abduction (ABD) and elbow extension (EXT) compared to the unilateral task [SwH:  $p$  values: ABD: 0.002 EXT: 0.001; HS:  $p$  values: ABD: 0.002, EXT: 0.005]. Also during the bilateral movement, the trunk showed greater anterior flexion (AF) and less lateral flexion (LF) and rotation (ROT) in both groups of participants [SwH:  $p$  values: AF: 0.001, LF: 0.001, ROT: 0.001; HS:  $p$  values: AF: 0.002, LF: 0.01, ROT: 0.002].

### **7.5.2.2 Between-group comparison of the bilateral movement**

When we compared the bilateral movement between the two groups of subjects, the results showed greater shoulder abduction of the paretic upper limb accompanied by less elbow extension in the subjects with hemiparesis (shaded areas in Table 7.3 and Fig.7.2) [ABD: SwH:  $5.7^{\circ}(5.3)$ ; HS:  $0.7^{\circ}(4.8)$ ,  $p = 0.005$ ; EXT: SwH:  $38.2^{\circ}(14.2)$ ; HS:  $52.9^{\circ}(13.1)$ ,  $p = 0.006$ ]. Anterior flexion of the trunk was also more pronounced in the subjects with hemiparesis [SwH:  $33.7^{\circ}(8.7)$ ; HS:  $26.8^{\circ}(5.8)$ ,  $p = 0.04$ ].

Table 7.3: Comparison of the angular amplitudes between the paretic upper limb and trunk in the subjects with hemiparesis and the non-dominant upper limb and trunk in the healthy subjects in unilateral and bilateral tasks in the anterior direction

Subjects with hemiparesis	a. Paretic upper limb (deg)			b. Trunk (deg)		
	Shoulder Flexion	Shoulder Abduction	Elbow Extension	Anterior Flexion	Lateral Flexion	Rotation
Unilateral task	62.6 ± 7.0 (64.4)	15.0 ± 5.8 (15.7)	47.0 ± 15.9 (48.2)	25.8 ± 10.3 (24.6)	-4.4 ± 4.1 (-4.3)	-14.4 ± 4.5 (-14.7)
Bilateral task	62.4 ± 5.5 (61.2)	5.7 ± 5.3 (3.8)	38.2 ± 14.2 (33.5)	33.7 ± 8.7 (31.2)	0.1 ± 2.1 (0.2)	1.0 ± 2.7 (1.0)
<i>P</i>	0.82	0.002	0.001	0.001	0.001	0.001

Healthy subjects	a. Non-dominant upper limb (deg)			b. Trunk (deg)		
	Shoulder Flexion	Shoulder Abduction	Elbow Extension	Anterior Flexion	Lateral Flexion	Rotation
Unilateral task	65.8 ± 8.0 (65.0)	15.4 ± 4.0 (14.8)	61.0 ± 12.7 (61.1)	20.0 ± 5.7 (20.6)	-3.6 ± 1.5 (-3.6)	-16.0 ± 2.8 (-15.4)
Bilateral task	64.0 ± 4.8 (63.0)	0.7 ± 4.8 (0.5)	52.9 ± 13.1 (55.3)	26.8 ± 5.8 (27.0)	0.5 ± 1.6 (0.3)	1.2 ± 1.3 (0.9)
<i>P</i>	0.10	0.002	0.005	0.002	0.01	0.002

The shaded areas indicate the different angular amplitudes in the two groups for the bilateral task. *P* values: 0.005 (light gray); 0.006 (medium gray); 0.04 (dark gray). For the trunk, the (-) sign indicates lateral flexion towards the left and rotation towards the right.

NOTE: Values are mean ± SD (median). Abbreviation: deg, degrees.

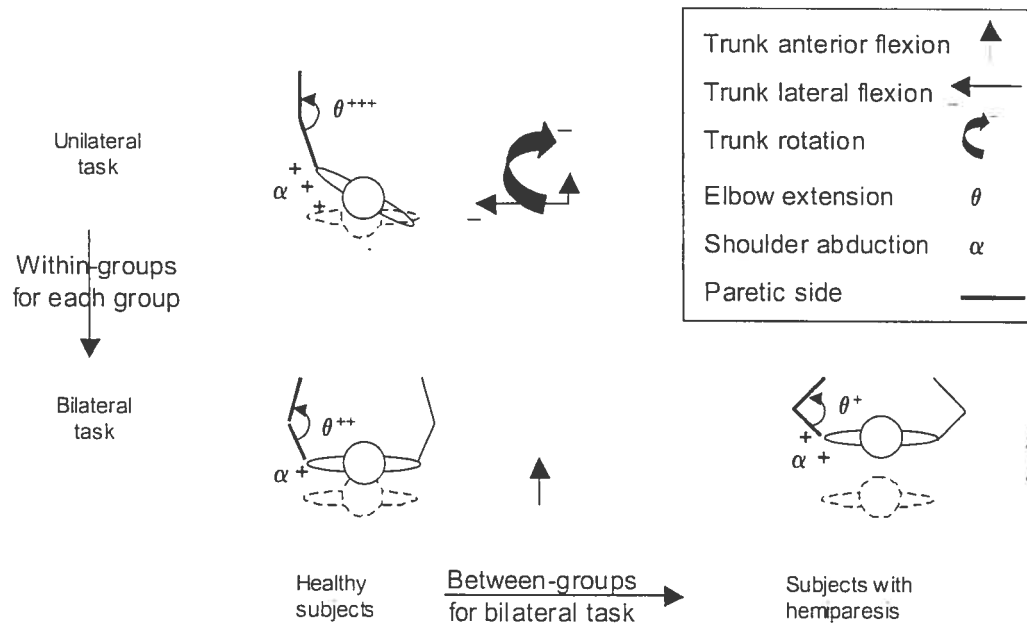


Figure 7.2: Illustrations of within and between groups results in the anterior direction

### **7.5.3 Tasks performed in the non-paretic direction (45° -)**

#### **7.5.3.1 Within-group comparison of the unilateral and bilateral movements**

As for the anterior direction, changes in joint angular amplitudes during the bilateral task compared to the unilateral task were similar in the two groups in the 45° non-paretic direction (-) (dominant direction for healthy subjects). Table 7.4 and Fig. 7.3 shows that in both groups of subjects the bilateral movement generated an increase in shoulder flexion (SF) and adduction (ADD) and a decrease in elbow extension compared to the unilateral movement [SwH: (p values: SF: 0.01, ADD: 0.02, EXT: 0.001); HS: (p values: SF: 0.01, ADD: 0.002, EXT: 0.001)]. Similarly, in both groups, there was an increase in anterior flexion (AF) and lateral flexion (LF) of the trunk and a decrease in rotation during the bilateral movement [SwH: (p values: AF: 0.001, LF: 0.004, ROT: 0.001); HS: (p values: AF: 0.001, LF: 0.001, ROT: 0.001)].

#### **7.5.3.2 Between-group comparison of the bilateral movement**

Comparison of the bilateral movement between the two groups of subjects showed less shoulder adduction and elbow extension in the subjects with hemiparesis than in the healthy subjects (shaded areas in Table 7.4 and Fig.7.3) [ADD: SwH: -9.0°(7.0), HS: -17.8°(6.2),  $p = 0.003$ ; EXT: SwH: 25.1°(11.7), HS: 40.0°(11.5),  $p = 0.004$ ]. In addition, the subjects with hemiparesis showed greater anterior flexion (AF) of the trunk than the healthy subjects [AF: SwH: 29.6°(8.0), HS: 23.4°(4.4),  $p = 0.03$ ].

Table 7.4: Comparison of the angular amplitudes between the paretic upper limb and trunk in the subjects with hemiparesis and the non-dominant upper limb and trunk in the healthy subjects in unilateral and bilateral tasks 45° towards non-paretic side.

Subjects with hemiparesis	a. Paretic upper limb (deg)			b. Trunk (deg)		
	Shoulder Flexion	Shoulder Abduction	Elbow Extension	Anterior Flexion	Lateral Flexion	Rotation
Unilateral task	53.8 ± 9.1 (54.5)	-5.8 ± 7.9 (-6.0)	33.7 ± 13.1 (31.6)	23.8 ± 7.8 (22.8)	5.7 ± 3.4 (6.6)	-21.3 ± 3.9 (-20.6)
Bilateral task	59.1 ± 5.0 (58.7)	-9.0 ± 7.0 (-9.1)	25.1 ± 11.7 (25.3)	29.6 ± 8.0 (25.9)	8.9 ± 2.7 (9.0)	-9.2 ± 4.7 (-8.8)
<i>P</i>	0.01	0.02	0.001	0.001	0.004	0.001

Healthy subjects	a. Non-dominant upper limb (deg)			b. Trunk (deg)		
	Shoulder Flexion	Shoulder Abduction	Elbow Extension	Anterior Flexion	Lateral Flexion	Rotation
Unilateral task	52.2 ± 8.1 (52.8)	-9.3 ± 5.6 (-9.8)	52.0 ± 10.8 (51.5)	16.0 ± 4.0 (17.0)	4.8 ± 2.5 (5.1)	-20.5 ± 3.2 (-19.8)
Bilateral task	58.8 ± 6.0 (61.1)	-17.8 ± 6.2 (-17.5)	40.0 ± 11.5 (40.2)	23.4 ± 4.4 (24.0)	10.1 ± 2.6 (10.2)	-7.0 ± 3.1 (-6.1)
<i>P</i>	0.01	0.002	0.001	0.001	0.001	0.001

The shaded areas indicate the different angular amplitudes in the two groups for the bilateral task. *P* values: 0.003 (light gray); 0.004 (medium gray); 0.03 (dark gray). The (-) sign indicates shoulder adduction and trunk rotation to the right. NOTE: Values are mean ±SD (median). Abbreviation: deg, degrees.

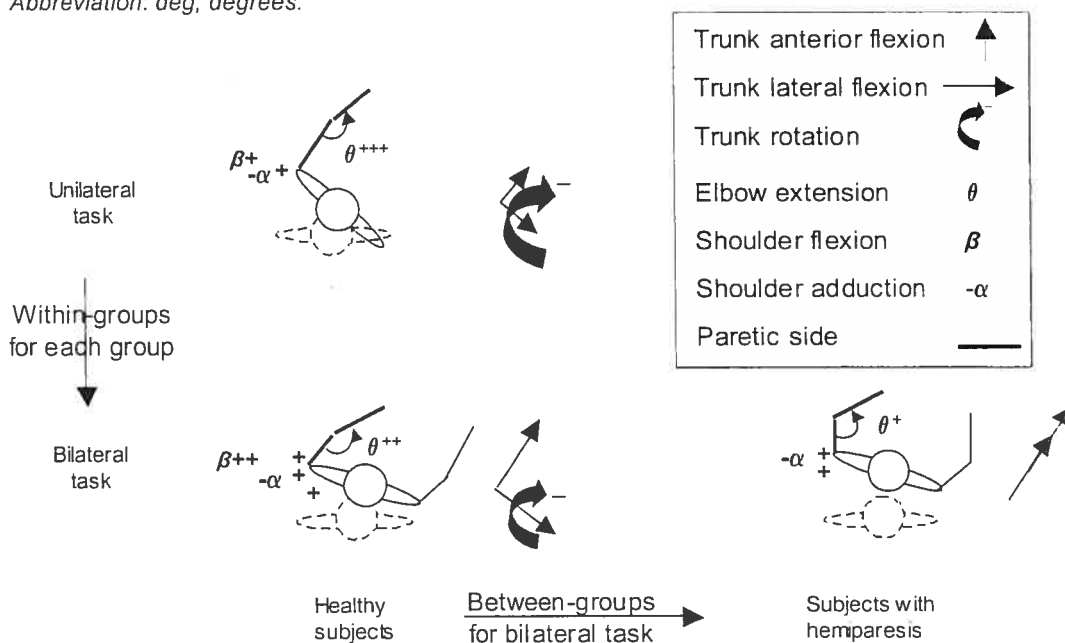


Figure 7.3: Illustrations of within and between groups results at 45° in the non-paretic side

## 7.5.4 Tasks performed in the paretic direction (45° +)

### 7.5.4.1 Within-group comparison of the unilateral and bilateral movements

Overall, comparison of the unilateral and bilateral tasks executed at 45° in the paretic direction (+) (non-dominant direction for healthy subjects) showed similar results for the upper limb as observed for the other two directions. However, the results for trunk rotation were different in the subjects with hemiparesis.

Thus, for the upper limb, Table 7.5 and Fig. 7.4 shows significantly comparable results generally for joint angular amplitudes in the two groups of subjects between the unilateral (UNI) and bilateral (BIL) movements. Although there was no significant difference in shoulder flexion (SF) between the UNI and BIL movements of the subjects with hemiparesis, the results did show a reduction in joint amplitude during the bilateral task in both groups of subjects (SF/SwH: UNI: 42.6°(6.0); BIL: 39.8°(11.4); SF/HS: UNI: 47.7°(7.2); BIL: 41.6°(6.0)). As for the other directions, the bilateral task led to a reduction in shoulder abduction and elbow extension in both groups of subjects [SwH: (p values: ABD: 0.001, EXT: 0.001); HS: (p values: ABD: 0.001, EXT: 0.003)].

For the trunk, changing from the unilateral to the bilateral movement in the paretic direction introduced a more pronounced rotation (ROT) in the subjects with hemiparesis but there was no change in the healthy subjects [ROT/SwH:

$p = 0.01$ ; ROT/HS:  $p = 0.60$ ]). However, as for the other directions, anterior flexion of the trunk was greater during the bilateral task in both groups of subjects [SwH: (AF:  $p = 0.001$ ); HS: (AF:  $p = 0.001$ )].

#### **7.5.4.2 Between-group comparison of the bilateral movement**

Comparison of the bilateral movement between the two groups at  $45^\circ$  in the paretic direction (+) showed that deficits in elbow extension were greater in the subjects with hemiparesis (shaded areas in Table 7.5 and Fig. 7.4) [EXT: SwH:  $38.8^\circ(17.5)$ , HS:  $52.5^\circ(13.5)$ ,  $p = 0.02$ ]. Anterior flexion (AF) of the trunk was more marked in this group [AF: SwH:  $29.0^\circ(7.0)$ , HS:  $23.1^\circ(5.8)$ ,  $p = 0.02$ ]. However, unlike the other two directions, in this direction trunk rotation (ROT) was more pronounced in the subjects with hemiparesis than in the healthy subjects [ROT: SwH:  $9.4^\circ(3.3)$ , HS:  $6.6^\circ(2.1)$ ,  $p = 0.01$ ].

### **7.6 Discussion**

Overall, our results show that, for all three directions, changing from the unilateral task to the symmetrical bilateral task reduced shoulder abduction, which is often present to an exaggerated degree in persons with hemiparesis during a reaching movement of the paretic upper limb.<sup>16</sup> Also, elbow extension was reduced in the paretic upper limb of the subjects with hemiparesis and in the corresponding upper limb (non-dominant) of the healthy subjects. There was an increase in anterior flexion of the trunk in both groups.

Table 7.5: Comparison of the angular amplitudes between the paretic upper limb and trunk in the subjects with hemiparesis and the non-dominant upper limb and trunk in the healthy subjects in unilateral and bilateral tasks 45° towards paretic side.

Subjects with hemiparesis	a. Paretic upper limb (deg)			b. Trunk (deg)		
	Shoulder Flexion	Shoulder Abduction	Elbow Extension	Anterior Flexion	Lateral Flexion	Rotation
Unilateral task	42.6±6.0 (44.7)	26.9±6.2 (26.4)	46.1±16.2 (44.0)	22.7±8.3 (19.6)	-10.0±4.2 (-11.5)	-2.8±5.3 (-2.8)
Bilateral task	39.8±11.4 (39.2)	20.0±5.8 (20.0)	38.8±17.5 (38.3)	29.0±7.0 (26.3)	-8.9±4.4 (-9.9)	9.4±3.3 (8.0)
<i>P</i>	0.31	0.001	0.001	0.001	0.40	0.01

Healthy subjects	a. Non-dominant upper limb (deg)			b. Trunk (deg)		
	Shoulder Flexion	Shoulder Abduction	Elbow Extension	Anterior Flexion	Lateral Flexion	Rotation
Unilateral task	47.7±7.2 (47.5)	28.6±3.7 (28.6)	60.1±13.9 (60.0)	15.7±4.4 (15.1)	-8.9±1.4 (-8.8)	-7.1±2.1 (-7.2)
Bilateral task	41.6±6.0 (39.4)	17.7±4.6 (18.9)	52.5±13.5 (54.3)	23.1±5.8 (24.0)	-8.5±1.9 (-8.6)	6.6±2.1 (6.3)
<i>P</i>	0.02	0.001	0.003	0.001	0.81	0.60

The shaded areas indicate the different angular amplitudes in the two groups in the bilateral task. *P* values: 0.02 (light gray); 0.02 (medium gray); 0.01 (dark gray). For the trunk, the (-) sign indicates lateral flexion towards the left and rotation towards the right.

NOTE: Values are mean ±SD (median). Abbreviation: deg, degrees.

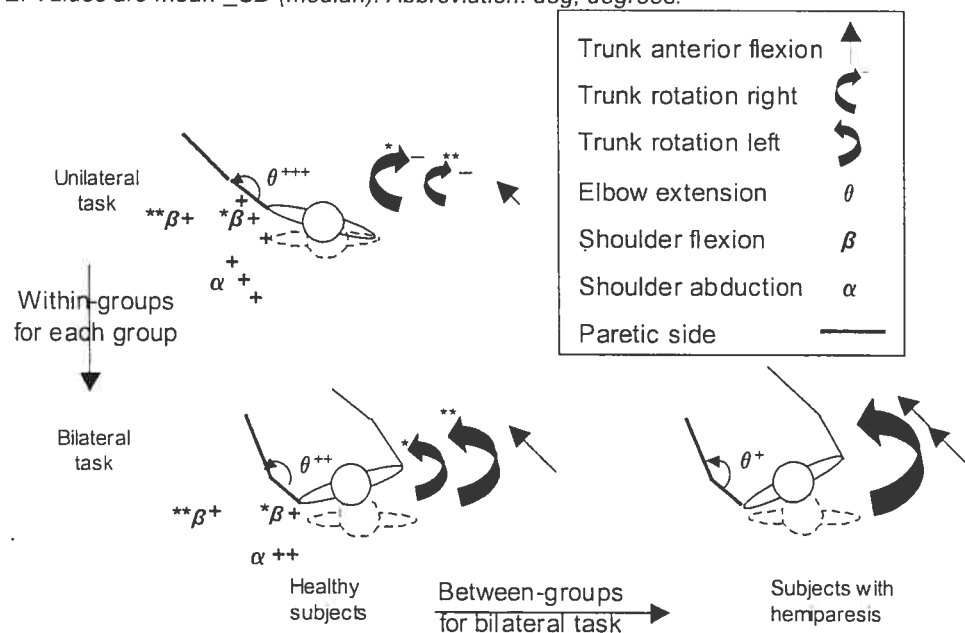


Figure 7.4: Illustrations of within and between groups results at 45° in the paretic side.

NOTE: (\*) indicates healthy subjects within-groups comparison and (\*\*) indicates within-groups comparison concerning subjects with hemiparesis.



However, when we compare the bilateral task between the two groups of subjects, shoulder abduction remained greater, elbow extension was more limited and trunk flexion more pronounced in the subjects with hemiparesis than in the healthy subjects.

From a clinical perspective, it would be important to determine if it is the upper limb impairments that limits the performance of the tasks or rather if it the greater involvement of the trunk in the task performance that limits the use of the paretic upper limb or if it both aspects that contribute. This information would be valuable for the treatment of the person.

Several evidences suggest that the limitations observed in the movement of the upper limb in the present study may result from neurological impairments of the arm. Indeed, the deficits in shoulder and elbow amplitude could be partly explained by the presence of an abnormal synergistic link between shoulder abduction and elbow flexion. In fact, recent studies showed abnormal coactivation between the shoulder abductors and elbow flexors during isometric generation of submaximal forces produced by the paretic upper limb.<sup>17,18</sup> In these studies, the subjects with hemiparesis showed an increase in elbow flexion torque in the paretic upper limb accompanied by greater shoulder abduction than the healthy subjects. Conversely, the residual force in the elbow extension decreased with the increase in shoulder abduction. It is likely that maintaining the shoulder in abduction in our subjects with hemiparesis caused

this type of increase in elbow flexion torque in the paretic upper limb accompanied by a reduction in the capacity to generate elbow extension torque. This abnormal synergy between shoulder abductors and elbow flexors makes extension of the paretic elbow difficult.

It is also possible muscle weakness limits the mobility of the upper limb and accounts for the deficits in the kinematics of the paretic upper limb.<sup>19</sup> According to the literature, to compensate for muscle weakness in the shoulder, when reaching with the paretic upper limb, a person with hemiparesis elevates the shoulder, which is accompanied by a humeral abduction and a decrease in elbow extension.<sup>16,20</sup> Mathiowetz and Bass Haugen<sup>21</sup> suggest that to compensate for muscle weakness in the shoulder, persons with hemiparesis flex the elbow because this strategy shortens the lever arm, making it easier to raise. Thus the presence of muscle weakness in the shoulder could partly explain the reduction in the active extension observed in the elbow. Finally, the limited extension of the paretic elbow could also be indicative of excessive co-contraction between the agonist and antagonist muscles that may be related to limitations in the range of regulation of the threshold of the tonic stretch reflex.<sup>22</sup>

As an alternative to a neurological impairment of the upper limb that impact bilateral motor performance, it is possible that the greater involvement of the trunk limit the use of the upper limb in the performance of the bilateral task. In this line of thought, it was demonstrated that constraining the trunk during a

reaching task may increase elbow extension.<sup>23</sup> It has been suggested by Cirstea and Levin,<sup>24</sup> that greater trunk involvement during unilateral reaching task helped to reduce movement errors in persons with moderate to severe hemiparesis. Our results show that this strategy is also present during a symmetrical bilateral task of the upper limbs, even in subjects with relatively functional motricity as shown by their score in the Fugl-Meyer test (43 to 63).

However, trunk control is impaired in stroke patients even with a good functional recovery. Indeed, we recently showed that the performance of simply flexing the trunk was impaired in this population as compared to healthy subjects.<sup>25</sup> Moreover, some observations in our results also indicate that the trunk control is impaired.

Although deficits in elbow extension and anterior flexion of the trunk during the bilateral movement of the subjects with hemiparesis appeared in all three directions, the paretic direction was notable for one particular aspect of trunk rotation. To execute the movement 45° in the paretic direction, we found that the subjects with hemiparesis rotated the trunk more. This may be attributable to muscle weakness on the paretic side of the trunk in these subjects.<sup>26</sup> By rotating the trunk in the paretic direction, it is possible that the activity of the muscles on the non-paretic side of the trunk predominate, producing more rotation than necessary. Since the muscles on the paretic side of the trunk are weak, they cannot balance and coordinate activity on the two sides of the trunk, which

results in overuse of the muscles on the non-paretic side of the trunk during rotation in the paretic direction.

In conclusion, our results show that the symmetrical bilateral task modifies the characteristics of the unilateral movement of the paretic upper limb in regard to shoulder abduction, elbow extension and anterior flexion of the trunk in both hemiparetic and healthy subjects. However, in the symmetrical bilateral task, shoulder abduction is greater in subjects with hemiparesis. Also, elbow extension is more limited, which is accompanied by an increased anterior flexion of the trunk. Based on the experimental observations, it is suggested that both impairments of the upper limb and trunk control contribute to the impairments observed during performance of bilateral tasks. Both impairments of the arm and trunk control should be addressed when bilateral tasks are used.

Our study has some limitations. The small sample size, coupled with the chronic stage and sensorimotor function (considered good to very good) of our subjects with hemiparesis, limit the generalizability of our results. Moreover, they cannot be generalized to bimanual tasks that only involve hand movements.

## **7.7 Acknowledgements**

The authors would like to thank the subjects for agreeing to participate in the study. We also thank our colleagues for their comments. This study was carried

out with financial support from the Canadian Institutes of Health Research, the Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) and the Fonds de la recherche en santé du Québec-REPAR.

## 7.8 References

1. Heart and Stroke Foundation of Canada. Home page. Ottawa, ON. 2002. Available at: <http://209.5.25.165/Page.asp?PageID=10>
2. The Stroke Association. Home page. London, UK. 2002. Available at: [http://www.stroke.org.uk/media\\_centre/press\\_releases/rotary\\_joins\\_the.html](http://www.stroke.org.uk/media_centre/press_releases/rotary_joins_the.html)
3. Desrosiers J, Malouin F, Richards C, Bourbonnais D, Rochette A, Bravo G. Comparison of changes in upper and lower extremity impairments and disabilities after stroke. *Int J Rehabil Res* 2003; 26: 109-16.
4. Bobath B. *Adult hemiplegia: evaluation and treatment*, (3rd edition). Oxford: Butterworth-Heinemann, 1990.
5. Mudie MH, Matyas TA. Upper extremity retraining following stroke: effects of bilateral practice. *J Neurol Rehabil* 1996; 10: 167-84.
6. Mudie MH, Matyas TA. Can simultaneous bilateral movement involve the undamaged hemisphere in reconstruction of neural networks damaged by stroke? *Disabil Rehabil* 2000; 22: 23-37.
7. Whittall J, McCombe Waller S, Silver KHC, Macko RF. Repetitive bilateral arm training with rhythmic auditory cueing improves motor function in chronic hemiparetic stroke. *Stroke* 2000; 31: 2390-5.
8. Cauraugh JM, Kim S. Two coupled motor recovery protocols are better than one - Electromyogram-triggered neuromuscular stimulation and bilateral movements. *Stroke* 2002; 33: 1589-94.

9. Cauraugh JM, Kim S. Progress toward recovery with active neuromuscular stimulation: muscle activation pattern evidence after a stroke. *J Neurol Sci* 2003; 207: 25-9.
10. Lewis GN, Byblow WD. Neurophysiological and behavioural adaptations to a bilateral training intervention in individuals following stroke. *Clin Rehabil* 2004; 18: 48-59.
11. Levin MF, Michaelson SM, Cirstea CM, Roby-Brami A. Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Exp Brain Res* 2002; 143: 171-80.
12. Michaelson SM, Luta A, Roby-Brami A, Levin MF. Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke* 2001; 32: 1875-83.
13. Fugl-Meyer AR, Jääskö L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. I. A method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med* 1975; 7: 13-31.
14. Dutil É, Arsenault AB, Corriveau H, Prévost R. Protocole d'évaluation de la fonction sensori-motrice : Test de Fugl-Meyer. Montréal, QC: Centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal et de l'École de réadaptation de l'Université de Montréal, 1989.
15. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. New York: Wiley Interscience, 1990.

16. Gillen G. Upper Extremity Function and Management. In: Gillen G, Burkhardt A, eds. Stroke rehabilitation: a function-based approach. St. Louis, MO: Mosby, 1998: 109-51.
17. Dewald JPA, Pope PS, Given JD, Buchanan TS, Rymer WZ. Abnormal muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects. *Brain* 1995; 118: 495-510.
18. Beer RF, Given JD, Dewald JPA. Task-dependent weakness at the elbow in patients with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80: 766-72.
19. Bourbonnais D, Vanden Noven S. Weakness in patients with hemiparesis. *Am J Occup Ther* 1989; 43: 313-9.
20. Carr J, Shepherd R. Neurological rehabilitation: optimizing motor performance. Oxford: Butterworth Heinemann, 2000: 126-153.
21. Mathiowetz V, Bass Haugen J. Motor behavior research: implications for therapeutic approaches to central nervous system dysfunction. *Am J Occup Ther* 1994; 48: 733-45.
22. Levin MF, Selles RW, Verheul MHG, Meijer OG. Deficits in the coordination of agonist and antagonist muscles in stroke patients: implications for normal motor control. *Brain Res* 2000; 853: 352-69.
23. Michaelsen SM, Levin MF. Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: a controlled trial. *Stroke* 2004; 35: 1914-19.
24. Cirstea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain* 2000; 123: 940-53.



25. Messier S, Bourbonnais D, Desrosiers J, Roy Y. Dynamic analysis of trunk flexion after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2004; 85: 1619-24.
26. Bohannon RW. Lateral trunk flexion strength: impairment, measurement reliability and implications following unilateral brain lesion. *Int J Rehabil Res* 1992; 15: 249-51.

#### Suppliers

- a. Nothern Digital Inc, 103 Randall Dr, ON N2V 1C5, Canada.
- b. The Mathworks Inc, 3 Apple Hill Dr, Natick, MA 01760-2098.
- c. SPSS Inc, 233 S Wacker Dr, 11<sup>th</sup> Fl, Chicago, IL 60606.

## **CHAPITRE 8 - ARTICLE 3: ANALYSES CINÉMATIQUES DES MOUVEMENTS UNILATÉRAL ET BILATÉRAL DU MEMBRE SUPÉRIEUR NON-PARÉTIQUE EN POSITION ASSISE CHEZ LES SUJETS AVEC UN ACCIDENT VASCULAIRE CÉRÉBRAL**

---

**Kinematic analysis of unilateral and bilateral movements of non-paretic  
upper limb in sitting position in post-stroke hemiparetic subjects**

Sylvie Messier, MSc, OT<sup>1</sup>, Daniel Bourbonnais, PhD, OT<sup>1</sup>,  
Johanne Desrosiers, PhD, OT<sup>2,3</sup>, Yves Roy, MSc<sup>3</sup>

<sup>1</sup>School of Rehabilitation, Université de Montréal, Centre for Interdisciplinary  
Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Rehabilitation Institute of  
Montreal

<sup>2</sup>Department of Family Medicine, Faculty of Medicine and Health Sciences,  
Université de Sherbrooke

<sup>3</sup>Research Centre on Aging, Sherbrooke University Geriatric Institute

## 8.1 Résumé

**Objectif :** L'objectif de cette étude était de comparer les cinématiques du membre supérieur non-parétique durant une tâche unilatérale et une tâche bilatérale symétrique chez des sujets ayant un accident vasculaire cérébral à celles du membre supérieur correspondant chez les sujets sains, en incluant le mouvement du tronc chez les deux groupes de sujets.

**Design :** Étude comparative

**Établissement :** Centre gériatrique offrant des services de réadaptation

**Sujets :** Un échantillon de convenance de 15 personnes ( $69,4 \pm 12$  ans) qui présentaient un AVC de 3 mois et plus, avec une fonction motrice du membre supérieur parétique qualifiée de bonne à très bonne [résultats de (43 à 63/66) au test de Fugl-Meyer] et 13 personnes saines ( $67,8 \pm 7,5$  ans) ont participé à l'étude.

**Interventions :** Les sujets étaient assis sur une chaise et devaient déplacer un cône avec une main ou deux cônes simultanément avec les deux mains à partir d'une (ou des) cible(s) située(s) près de la poitrine vers une (ou des) cible(s) située(s) devant eux ou à un angle de  $45^\circ$  de chaque côté à une distance standardisée au-delà de la longueur de leur membre supérieur. Un système d'analyse de mouvement Optotrak a été utilisé pour caractériser les mouvements.

**Mesures** : La durée, la vitesse moyenne et les amplitudes angulaires des articulations des membres supérieurs et du tronc ont été déterminées dans les plans sagittal, frontal et horizontal.

**Résultats** : Le membre supérieur non-parétique a tendance à présenter moins d'extension du coude que le membre supérieur correspondant des sujets sains durant la tâche unilatérale avec davantage de flexion du tronc. La tâche bilatérale a eu un effet similaire sur le mouvement du tronc et des membres supérieurs chez les deux groupes de sujets. Cependant, l'extension du coude non-parétique était plus limitée, ou avait tendance à l'être, et la flexion du tronc était plus prononcée chez les sujets avec une hémiparésie comparativement aux sujets sains.

**Conclusion** : Lors de la tâche unilatérale, les cinématiques du mouvement du membre supérieur non-parétique ont semblé être affectées par la participation du tronc chez les sujets avec une hémiparésie. Les cinématiques du mouvement du membre supérieur non-parétique et du tronc des sujets avec une hémiparésie ont montré des différences similaires à celles des sujets sains durant la performance des tâches unilatérale et bilatérale. Toutefois, lors des tâches bilatérales, la flexion du tronc augmentée et l'extension diminuée du membre supérieur non-parétique n'ont pas permis à celui-ci d'offrir un patron moteur normal au membre supérieur parétique.

## 8.2 Abstract

**Objective:** The objective of this study was to compare the kinematics of the non-paretic upper limb during a unilateral task and a symmetrical bilateral task in stroke subjects and of the corresponding upper limb in healthy subjects, as well as trunk movement in both groups.

**Design:** Comparative study.

**Setting:** Geriatric centre offering rehabilitation services.

**Subjects:** A convenience sample of fifteen persons ( $69.4 \pm 12.0$  years) who had had a stroke at least 3 months earlier, resulting in good to very good motor function of the paretic upper limb (scores of (43 to 63)/66 on the Fugl-Meyer test), and thirteen healthy persons ( $67.8 \pm 7.5$  years) participated in the study.

**Interventions:** The subjects were seated on a chair and had to move a cone with one hand or two cones simultaneously with both hands from a proximal location close the chest to target(s) located in front of them or at a  $45^\circ$  angle on either side at a standardized distance beyond their upper limb length. An Optotrak motion analysis system was used to characterize the movements.

**Main measures:** Time, speed and joint angular amplitudes of both upper limbs and trunk were determined in the sagittal, frontal and horizontal planes.

**Results:** The non-paretic upper limb showed a tendency to present less elbow extension than the corresponding upper limb of the healthy subjects during the unilateral task, with more trunk flexion. The bilateral task had a similar effect on trunk movement and the upper limbs in both groups. Elbow extension, however,

was or tended to be more limited, and trunk flexion more pronounced in the subjects with hemiparesis than the healthy subjects.

**Conclusions:** In the unilateral task, movement kinematics of the non-paretic upper limb seemed to be affected by the participation of the trunk in the subjects with stroke. Movement kinematics of the non-paretic upper limb and trunk of the subjects with stroke showed similar differences from those of the healthy participants during the performance of both unilateral and bilateral tasks. In the bilateral tasks, however, increased trunk flexion and less extension of the non-paretic upper limb negatively affected its normalizing characteristics.

### 8.3 Introduction

Many people survive strokes in Canada<sup>1</sup> and the United States.<sup>2</sup> Hemiparesis contralateral to the cerebral lesion is one of the most common sequelae of strokes, and is especially pronounced in the upper limb.<sup>3</sup> Rehabilitation approaches advocate the use of bilateral tasks so that the non-paretic upper limb guides the movement of the paretic upper limb.<sup>4-7</sup> However, it has been found that the performance of the non-paretic upper limb is affected after a cerebrovascular injury, which limits its utility in normalizing the movement of the paretic upper limb.

Significant differences were found on the TEMPA (test evaluating upper limb performance in older adults), especially the two tasks measuring proximal strength and coordination (pouring water from a pitcher) and fine motor skills (handling coins).<sup>8</sup> In a unilateral task, the non-paretic upper limb was found to slow down during a back-and-forth movement involving speed<sup>9</sup> (frequency of hits/10s, 30s). With a comparable movement combining speed and precision (smaller targets), Pohl and collaborators<sup>10</sup> did a kinematic analysis of the path of a stylus held in the hand. By breaking down the duration of the movement into three phases (acceleration, pause, deceleration), they found that the non-paretic upper limb of persons with right hemiparesis paused longer on the target than the corresponding upper limb of healthy subjects. This was not the case for those with left hemiparesis.

From an analysis of the kinematic variables, Fisk and Goodale<sup>11</sup> showed that the basic strategy of the movement directed towards a target was preserved in the non-paretic upper limb of the subjects with left hemiparesis. Trombly<sup>12</sup> reached a similar conclusion after doing a qualitative analysis of the speed profiles of the non-paretic upper limb during pointing movements. These results indicate that the capacity to plan a movement normally is preserved in subjects with left hemiparesis. It has also been shown that sensory loss ipsilateral to the brain damage, evaluated with methods for testing somatosensation (two-point discrimination, touch pressure threshold, kinesthesia), is minimal.<sup>8</sup>

Some researchers suggest that during a bilateral movement, the spatial and temporal linkages in the upper limbs' muscle groups are automatically obliged to work as a functional unit or "coordinative structure".<sup>13,14</sup> Studies on interlimb relationships in healthy subjects have shown a mutual attraction towards bilateral symmetry in terms of movement duration,<sup>15-16</sup> speed<sup>15-17</sup> and acceleration<sup>15,16,18</sup> profiles. In other words, movements that would normally differ when executed individually showed a mutual attraction towards bilateral similarity when executed together, with one of the limbs acting as the dominant pole of attraction.<sup>19</sup>

Moreover, it has been shown that trunk flexion increases during reaching of the paretic upper limb in persons with stroke as compared to healthy subjects.<sup>20</sup>



However, it is not known if this substantial flexion of the trunk is present during movements of the non-paretic upper limb.

However, despite the use of bilateral movement as a rehabilitation intervention strategy in the subjects with hemiparesis, the effect of bilateral symmetrical movements on the non-paretic upper limb performance and of the trunk have not been characterized in this population. It is important to improve understanding of the effects of bilateral movement in hemiparetic individuals in order to clarify its rehabilitation potential.

The first objective was to verify if the joint amplitudes of the non-paretic upper limb and trunk during a unilateral task in the subjects with hemiparesis were similar to those of the healthy subjects. This would confirm that the non-paretic upper limb could offer a model to the paretic upper limb during bilateral training. The second objective was to verify joint amplitudes between unilateral and bilateral tasks of the non-paretic upper limb and trunk in the subjects with hemiparesis and dominant upper limb of the healthy subjects. The aim was to verify if the changes in angle between these two types of movements were similar in the two groups. The third objective was to compare the joint amplitudes of upper limb and trunk during a symmetric bilateral task in subjects with hemiparesis and healthy subjects. The aim was to verify if the characteristics of the non-paretic upper limb and trunk angular displacements of the subjects with hemiparesis remained similar to those of the dominant upper

limb and trunk movements of healthy subjects in the bilateral task. It was hypothesized that, given the persistence of paretic upper limb deficits during bilateral movements, the performance of the non-paretic upper limb and trunk would deteriorate in this type of movement.

## **8.4 Methods**

### **8.4.1 Participants**

Fifteen subjects with post-stroke hemiparesis (average age:  $69.4 \pm 12.0$  years; 7 men and 8 women) participated in the study (Table 8.1). They were included in the study if they had 1) had a cerebrovascular accident which occurred three or more months prior to the study, 2) the capacity to maintain sitting position without support, 3) the capacity to maintain a palmar grasp, and 4) good comprehension of simple verbal instructions. Most of the subjects had had an ischemic stroke ( $n=14$ ) with left hemiparesis ( $n=11$ ). The motor function scores of the paretic upper limb on the Fugl-Meyer test ( $/66$ )<sup>21,22</sup> were considered good to very good (43 to 63) and sensation ( $/20$ ) evaluated by this test was good for all but one of the subjects (14 to 20). Thirteen healthy subjects (average age:  $67.8 \pm 7.5$  years; 6 men and 7 women), all but one right-handed, constituted the comparison group. All the subjects were volunteers and signed a consent form approved by the Research Ethics Committee of the Sherbrooke University Geriatric Institute.

Table 8.1: Characteristics of the subjects with hemiparesis

Subjects	Age (years)	Gender	Type of stroke	Time since stroke (months)	Affected body side	Fugl-Meyer	
						Sensation upper limb	Motor function upper limb
						/20	/66
1	66	F	I / VB	6	Left	18	49
2	77	M	I / Lacunar	5	Right	14	43
3	82	F	I / MCA	17	Left	20	48
4	62	M	I / MCA	31	Left	20	49
5	59	M	I / MCA	132	Left	14	58
6	76	M	I / MCA	60	Left	20	51
7	87	F	I / Lacunar	3	Right	18	60
8	76	F	I / MCA	14	Left	14	55
9	76	M	I / MCA	3	Left	20	59
10	77	F	I / MCA	3	Right	20	61
11	46	M	I / MCA	10	Left	20	61
12	47	M	H / not specified	18	Left	20	59
13	65	F	I / MCA	3	Left	10	61
14	76	F	I / MCA	6	Left	14	61
15	69	F	I / MCA	18	Right	20	63

Abbreviations: M, male; F, female; I, ischemic; H, hemorrhagic; VB, vertebrobasilar; MCA, middle cerebral artery

#### 8.4.2 Experimental set-up

The subjects sat on a chair fixed to the floor in front of a standard height table (Fig. 8.1A). Two pressure switches were placed near the subject on which he/she put his/her closed hands. The subject's upper arms were aligned with the trunk and in light abduction. Two other switches were located 20 cm beyond the full length of the non-paretic upper limb for the subjects with hemiparesis and of the dominant upper limb for the healthy subjects. A cone weighing 150 g (height: 14 cm; base: 5 cm) was placed on the starting target(s). The task was to lift one or two cones and move it (them) to one (two) remote target(s). The switches indicated when the subject left the proximal target and reached the distal target.

The time taken for the movement was defined as the time interval between lift-off of the cone from the first target(s) and touchdown on the end target(s).

Fourteen infrared markers were applied on each upper limb and each side of the trunk of the subjects on the following anatomical points: dorsal face 1) of the head of the second metacarpal; 2) of the head of the fifth metacarpal; and 3) of the joint center of the wrist, aligned with the base of the third metacarpal; 4) the joint center of the elbows, above the epicondyle; 5) the center of the glenohumeral joints, acromion; 6) the ear lobes, aligned with the styloid process; and 7) the center of the hip joints on the greater trochanter. The signals emitted by these markers were captured by three opto-electric units (in front, 90° to the subject's right and 90° to the subject's left) connected to an Optotrak/3020<sup>a</sup> motion analysis system.

The kinematic data were collected at frequencies of 50 Hz. Three-dimensional space for the kinematic measures was calibrated before each experimental session.

During the experiment, the subject sat on the chair with legs parallel and aligned with the shoulders to ensure that the feet were in a standardized position. The subject held a cone in each hand. After being instructed to "Get ready... Go", the subject had to move one or two cones, unilaterally or bilaterally, to one or two targets placed in the standardized position (Fig. 8.1A). After three seconds,

the subject returned to the starting position upon receiving the command "Go back". During the unilateral task, the inactive upper limb remained positioned against the trunk to prevent it from interfering with execution of the task. Three directions were tested, namely, in front of the subject and at a 45° angle on either side (Fig. 8.1B). The sequence used for the directions was as follows: front, 45° non-paretic side (dominant side for healthy subjects) and 45° paretic side (non-dominant side for healthy subjects). Three trials were performed for each condition. The participants executed the task at a comfortable speed. No emphasis was placed on reaction time or the time taken to execute the task.

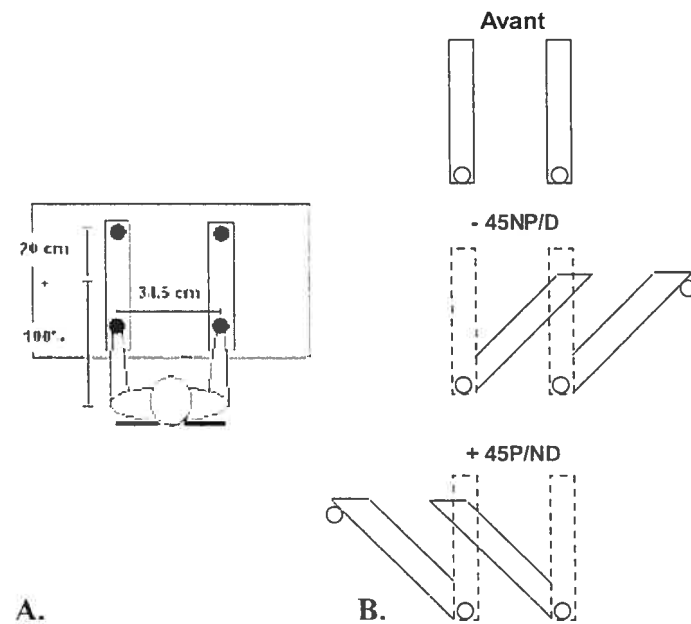


Figure 8.1: Experimental set-up: 45P: 45° paretic side ; 45NP: 45° non-paretic side (for the subjects with hemiparesis); 45ND: 45° non-dominant side; 45D: 45° dominant side (for the healthy subjects).

### 8.4.3 Variables and measures

Time, speed and angular amplitudes of the upper limbs were studied. Angular variables of the upper limbs (flexion and abduction/adduction of the shoulder, extension of the elbow) and trunk (anterior flexion, lateral flexion and rotation) were measured. The angles of upper limbs were expressed in relation to the orientation of the proximal segment.

Shoulder flexion and abduction/adduction were determined with regards to the trunk segment, which in turn was defined from the shoulder and trochanter markers. The upper arm was defined by the shoulder and elbow markers. Positive values indicate abduction. Elbow extension was determined from the upper arm and forearm orientations. The latter was defined from the elbow and wrist markers.

The trunk segment was defined as the bisector of the lines between markers located at the center of both shoulders and both trochanters. The anterior and lateral trunk angles were calculated with regard to the anteroposterior and mediolateral axes of the global frame of reference. The anterior and lateral flexions were expressed in relation to the initial position of the trunk, and as a function of trunk rotation. The latter was calculated by considering the orientation of an axis joining the two shoulder markers with regard to the

mediolateral axis. Positive values for the trunk indicate lateral flexion to the right side and rotation to the left side.

#### **8.4.4 Data and statistical analysis**

The kinematic data were interpolated and filtered with 4th order Butterworth filters. The cut-off frequencies were determined from residual analyses.<sup>23</sup> They were filtered to isolate the signal between 0 and 5 Hz because the main signal of the movements was less than 5 Hz. All the analysis programs were developed using Matlab 5.3.<sup>b</sup> For the analyses, the measures in the subjects with right hemiparesis were reversed, so that the paretic side was the left side for all the hemiparetic subjects. Similarly, the measures of the only healthy left-handed subject were inverted since the rest of the healthy subjects were right-handed. Because of the small sample size and non-normal distribution of the data, non-parametric statistics were used. The Wilcoxon Signed Ranks test was used to verify the differences between the unilateral and bilateral tasks in the subjects with hemiparesis. The Kruskal-Wallis test was used to verify the differences between the two groups for the same task condition. The averaged value of the three trials was taken for the analyses. Data were analyzed using the SPSS statistical package, version 8.0.<sup>c</sup> Because most of our subjects with hemiparesis had left hemiparesis, the right (dominant) side of the healthy subjects was used in the analyses for the comparison with the non-paretic upper limb of the

subjects with hemiparesis. These analyses were carried out for the three directions, in front of the subject and at a 45° angle on either side.

## **8.5 Results**

### **8.5.1 Time and speed**

For the time (not show), the comparison between unilateral and bilateral tasks of the non-paretic upper limb showed a slowing down in the subjects with hemiparesis for the three directions [direction anterior:  $p = 0.01$ ; 45° non-paretic side:  $p = 0.008$ ; 45° paretic side:  $p = 0.003$ ]. For healthy subjects, the time of the dominant upper limb showed a tendency to be less important during a bilateral task for the anterior direction and 45° non-paretic side and the results were significant for the 45° paretic side [direction anterior:  $p = 0.08$ ; 45° non-paretic side:  $p = 0.09$ ; 45° paretic side:  $p = 0.01$ ]. When we compare the speed between unilateral and bilateral tasks (Table 8.2), the results showed a slowing down of the upper limb for both groups, except for 45° non-paretic (dominant) side in healthy subjects where there was a tendency.



Table 8.2: Comparison of the speed between unilateral and bilateral tasks of the non-paretic upper limb in the subjects with hemiparesis and of the dominant in healthy subjects in the three directions

<u>Subjects with hemiparesis</u> --	Unilateral task	Bilateral task	<i>P</i>
<u>Non-paretic upper limb</u>			
Speed (cm/s)			
Anterior direction	37.5±15.8 (32.3)	27.9±8.7 (24.4)	0.004
Direction 45° NP/D	39.9±16.1 (34.3)	31.3±10.9 (27.3)	0.009
Direction 45° P/ND	39.6±14.8 (33.8)	31.1±10.3 (26.2)	0.003
<u>Healthy subjects</u> --			
<u>Dominant upper limb</u>			
Speed (cm/s)			
Anterior direction	59.5±18.7 (54.1)	56.9±19.3 (48.9)	0.05
Direction 45° NP/D	60.2±21.7 (49.7)	55.9±20.1 (51.3)	0.09
Direction 45° P/ND	61.7±17.4 (57.4)	56.2±21.2 (46.2)	0.05

When we compared the bilateral movement of the upper limbs between the two groups of subjects (not show), the results showed, for the two variables, that the non-paretic upper limb was more slow than the dominant upper limb of the healthy subjects (p value < 0.001 for anterior direction and p values = 0.001 for 45° sides).

The following sections show the results of the movement of the non-paretic upper limb during unilateral and bilateral tasks. Only the significant results for

the three directions are discussed (elbow extension; anterior flexion of the trunk) to make data presentation easier.

### **8.5.2 Unilateral movement of the non-paretic upper limb**

The results for the unilateral task (Fig. 8.2 and 8.3), although not significant, show that for all directions the non-paretic upper limb has a tendency to present less extension of the elbow than the corresponding limb, i.e., the dominant upper limb, of the healthy subjects, especially in the anterior direction and 45° towards the non-paretic side (45NP) (anterior:  $p=0.15$ ; 45NP:  $p=0.09$ ; 45° towards the paretic side (45P):  $p=0.24$ ). As for the trunk, flexion tends to be more pronounced in the subjects with hemiparesis for the anterior direction ( $p=0.08$ ) and is significantly greater for the 45NP ( $p=0.02$ ) and 45P ( $p=0.02$ ) directions. In 45P direction, trunk rotation (ROT) was more pronounced in the subjects with hemiparesis than in the healthy subjects [ROT: SwH: 23.6°(4.4), HS: 20.1°(2.1),  $p = 0.03$ ].

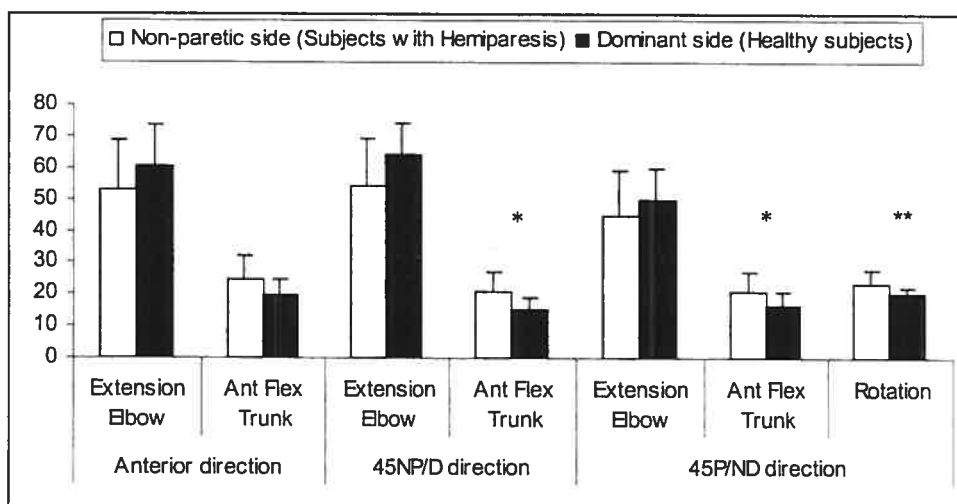


Figure 8.2: Angular changes of the non-paretic upper limb for the subjects with hemiparesis and of the dominant upper limb for the healthy subjects with angular amplitudes of the trunk of both groups during a unilateral task. *Abbreviations:* Ant, anterior; 45NP/D, 45° non-paretic side (for the subjects with hemiparesis)/dominant side (for the healthy subjects); 45P/ND, 45° paretic side (for the subjects with hemiparesis)/ non-dominant side (for the healthy subjects). *P* values with Kruskal-Wallis test. \**P* = 0.02; \*\**P*=0.03

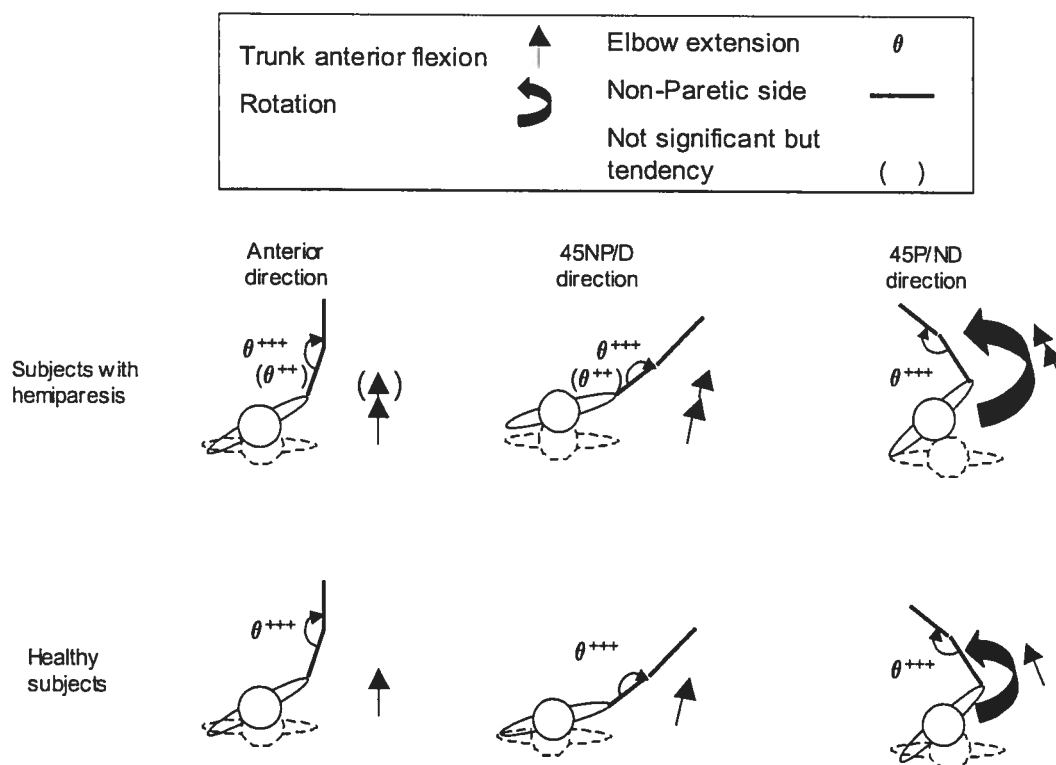
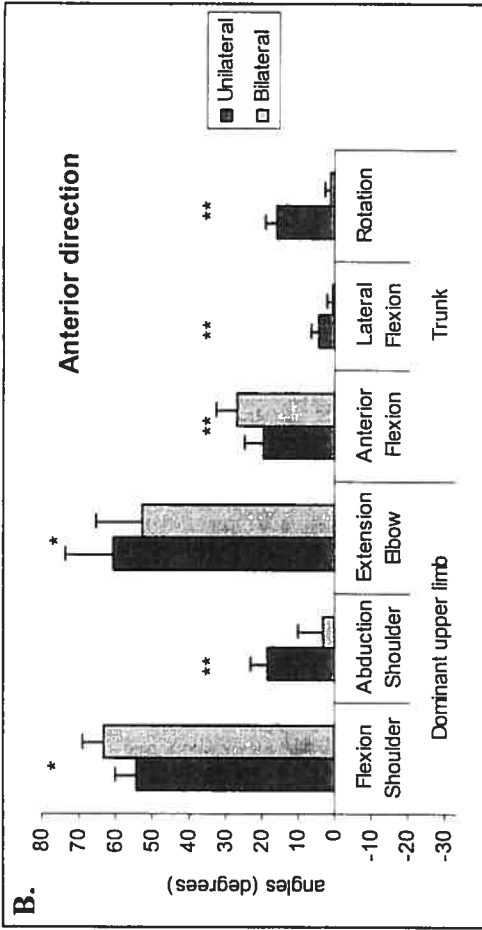


Figure 8.3 : Illustrations of angular changes of the non-paretic upper limb for the subjects with hemiparesis and of the dominant upper limb for the healthy subjects with angular changes of the trunk of both groups during a unilateral task. Symbols in parenthesis show results not significant but with a tendency.

### 8.5.3 Within-group comparison of the unilateral and bilateral movements

For both groups and all three directions, the changes in joint amplitude are similar between the unilateral and bilateral tasks. Therefore, only the results for the anterior direction and 45° paretic side are illustrated (Fig. 8.4). For the anterior direction (Figs. 8.4A, 8.4B), the bilateral task shows greater shoulder flexion (subjects with hemiparesis (SwH):  $p=0.006$ ; healthy subjects (HS):  $p=0.003$ ), less abduction (SwH:  $p=0.001$ ; HS:  $p=0.002$ ) and a reduction in elbow extension (SwH:  $p=0.003$ ; HS:  $p=0.003$ ). For the trunk, anterior flexion is greater in the bilateral task (SwH:  $p=0.001$ ; HS:  $p=0.002$ ), while lateral flexion (LF) and rotation (R) are minimal (LF: SwH:  $p=0.003$ ; HS:  $p=0.002$ ; R: SwH:  $p=0.001$ ; HS:  $p=0.002$ ). For 45° towards the paretic side (Figs. 8.4C, 8.4D), the bilateral task also shows greater shoulder flexion (SwH:  $p=0.03$ ; HS:  $p=0.001$ ), more adduction (SwH:  $p=0.01$ ; HS:  $p=0.004$ ) and reduced elbow extension (SwH:  $p=0.001$ ; HS:  $p=0.001$ ). For the trunk, anterior flexion (AF) and lateral flexion (LF) are greater in the bilateral task (AF: SwH:  $p=0.001$ ; HS:  $p=0.001$ ; LF: SwH:  $p=0.02$ ; HS:  $p=0.001$ ) and rotation smaller (SwH:  $p=0.001$ ; HS:  $p=0.001$ ).

Healthy subjects



Subjects with hemiparesis

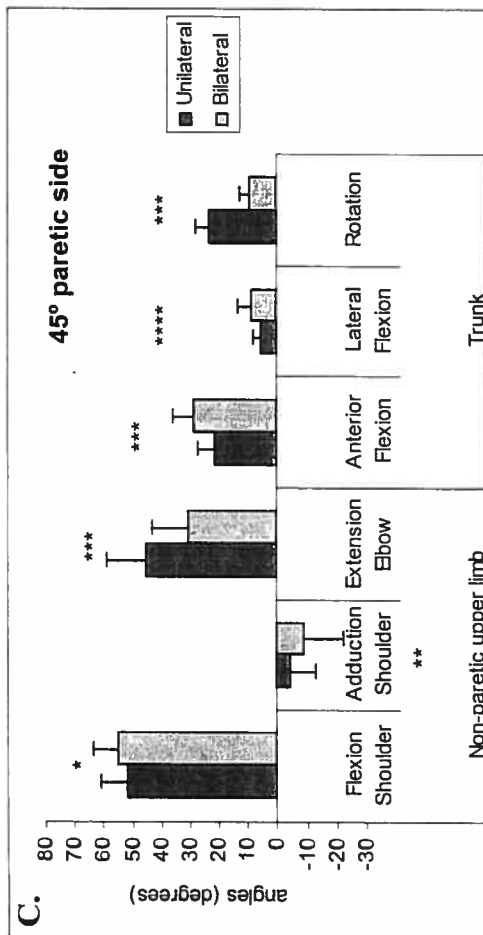
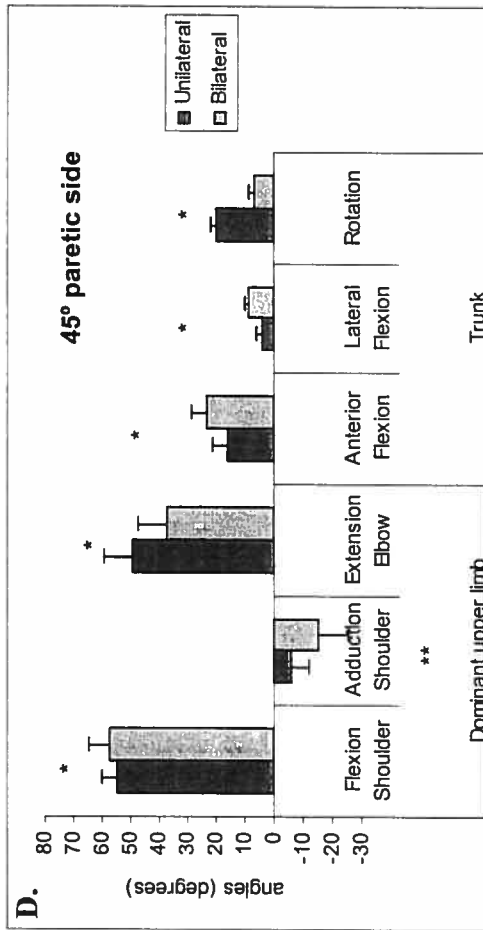
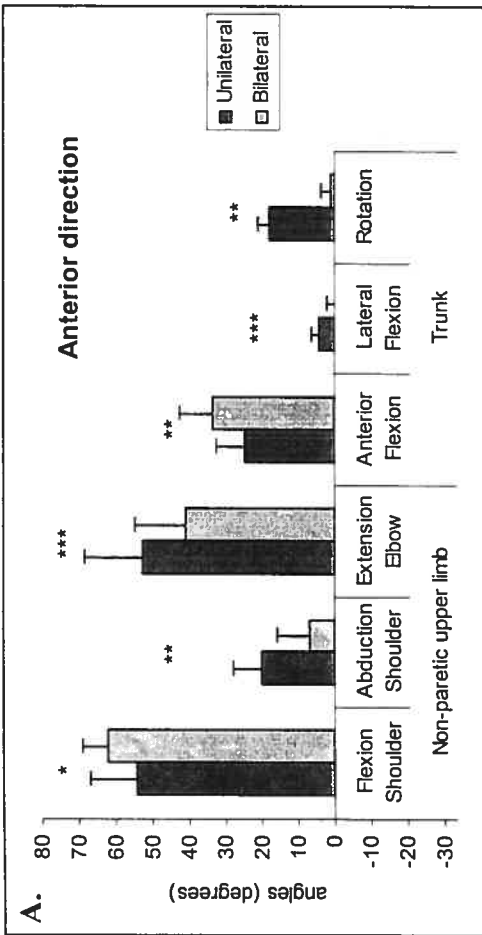


Figure 8.4: Comparison of joint amplitudes (angles in degrees) between unilateral and bilateral tasks for the non-paretic upper limb in the subjects with hemi paresis and for the dominant upper limb in the healthy subjects towards the anterior direction and 45° paretic side. P values with Wilcoxon test.

#### **8.5.4 Bilateral movement of the non-paretic upper limb**

During the bilateral task (Table 8.3 and Fig. 8.5), the non-paretic upper limb of the subjects with hemiparesis shows significantly less or a tendency towards less elbow extension than in the healthy subjects, with greater trunk flexion than in the healthy subjects. The trunk presents the same characteristics as in the unilateral task, namely more pronounced flexion in the subjects with hemiparesis than the healthy subjects. However, like in unilateral task, trunk rotation (ROT) was more pronounced in 45P direction in the subjects with hemiparesis than in the healthy subjects [ROT: SwH: 9.4°(3.3), HS: 6.6°(2.1),  $p = 0.01$ ].

Table 8.3: Angular amplitudes of the non-paretic upper limb for the subjects with hemiparesis and of the dominant upper limb for the healthy subjects with angular amplitudes of the trunk of both groups during a bilateral task.

	Anterior direction		45° non-paretic direction		45° paretic direction		
	Extension Elbow (deg)	Ant Flexion Trunk (deg)	Extension Elbow (deg)	Ant Flexion Trunk (deg)	Extension Elbow (deg)	Ant Flexion Trunk (deg)	Rotation Trunk (deg)
Subjects with hemiparesis ----- Non-paretic upper limb	41.0 ± 13.6 (35.8)	33.7 ± 8.7 (31.2)	43.2 ± 14.3 (38.2)	29.6 ± 8.0 (25.9)	30.7 ± 12.7 (28.0)	29.0 ± 7.0 (26.3)	9.4 ± 3.3 (8.0)
Healthy subjects ----- Dominant upper limb	52.8 ± 12.5 (52.5)	26.8 ± 5.8 (27.0)	52.2 ± 12.2 (53.9)	23.4 ± 4.4 (24.0)	37.4 ± 10.1 (37.0)	23.1 ± 5.8 (24.0)	6.6 ± 2.1 (6.3)
<i>P</i>	0.03	0.04	0.10	0.03	0.12	0.02	0.01

Abbreviations: Ant, anterior; deg, degrees. *P* values with Kruskal-Wallis test.

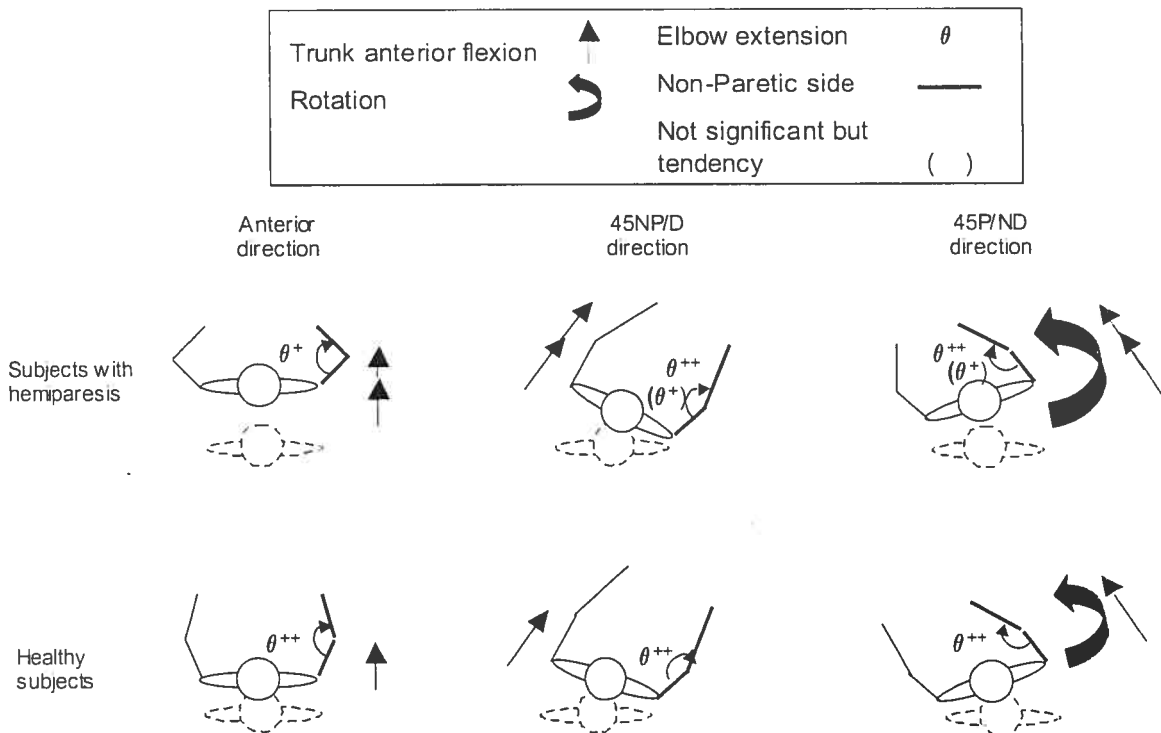


Figure 8.5: Illustrations of angular changes of the non-paretic upper limb for the subjects with hemiparesis and of the dominant upper limb for the healthy subjects with angular changes of the trunk of both groups during a bilateral task.

## 8.6 Discussion

This study shows that elbow extension in the non-paretic upper limb of the subjects with hemiparesis tended to be less than that of the healthy subjects during the unilateral task, with greater anterior flexion of the trunk. The bilateral task changed the movement very similarly for the non-paretic upper limb and the dominant upper limb of the healthy subjects, as well as for the trunk. However, during the bilateral task, the reduced extension of the non-paretic upper limb was or tended to be maintained, while trunk flexion remained greater in the subjects with hemiparesis.

Generally, the results show that the subjects with hemiparesis involve the trunk more when moving the non-paretic upper limb, as has been observed for the paretic upper limb.<sup>20</sup> It is possible that the execution of trunk flexion is affected in this population.<sup>24</sup>

During the bilateral task, the mutual attraction between the upper limbs might also explain the reduced extension of the non-paretic elbow. The studies by Kelso and colleagues<sup>15,16</sup> on the relationship between the upper limbs in healthy subjects showed a mutual attraction towards bilateral symmetry. Subsequent studies reported by Cunningham and collaborators<sup>19</sup> suggest that movements which differ when executed individually show a mutual attraction towards bilateral similarity when executed together, with one of the limbs acting as the dominant pole of attraction.



Limited extension in unilateral task of the paretic elbow has been reported in some studies.<sup>25,26</sup> Also, previous research done by our team on the amplitudes of movement of the paretic upper limb during a bilateral task showed that elbow extension remained reduced in this type of task (see article 2). The results of the present study suggest that the mutual attraction operates in the direction of the non-paretic upper limb towards the paretic upper limb during a bilateral task performed by the subjects with hemiparesis. Under this scenario, the limited extension of the paretic elbow would force the non-paretic upper limb to adopt the same constraint, resulting in limited extension of the elbow in the unaffected upper limb.

Our results suggest that the reduced performance of the paretic upper limb in clients with post-stroke hemiparesis controls the dynamics of the movement of both upper limbs during bilateral movement. Kelso and colleagues<sup>15,16</sup> also found that during a bilateral movement of the upper limbs, the limb that had the most difficulty executing the task led the bilateral activity with the result that the duration of the movement of the two limbs was similar to the duration of the movement for the difficult task in the unilateral condition. Other studies have reported that the non-paretic upper limb adjusts to the performance of the paretic upper limb during difficult bilateral tasks, such as rapid aiming movements at two targets<sup>27</sup> and oscillatory movements against gravity.<sup>28</sup>

In the present study, the bilateral task involved moving a cone in each hand simultaneously towards two distant targets. Although it appears simple, this task, where we observe a degradation of the non-paretic upper limb, may present a high degree of difficulty for subjects with hemiparesis in terms of visuo-spatial and attentional demands.

It has been suggested that the right hemisphere in particular is activated to control movement when there are substantial visuo-spatial<sup>11</sup> or attentional<sup>29</sup> demands. Cunningham and colleagues<sup>19</sup> also suggested that difficulty dividing attention during tasks executed simultaneously is more pronounced in older adults.<sup>30,31</sup> The majority of our subjects were over 60 years of age and had had a right hemispheric lesion. For the bilateral task, the subjects had to touch the two targets simultaneously. The limited extension of the paretic elbow<sup>25,26</sup> and the attention required to keep the paretic upper limb synchronized bilaterally probably made a substantial demand on the subjects with hemiparesis, forcing the non-paretic upper limb to adapt to the dynamics of the paretic upper limb.

Thus the conditions inherent in the bilateral task used in our study, including greater involvement of the trunk and the substantial visuo-spatial and attentional demands probably created a situation that was not conducive to the non-paretic upper limb maintaining a normalizing motor pattern.

## **8.7 Acknowledgements**

The authors would like to thank the subjects for agreeing to participate in the study. We also thank our colleagues for their comments. This study was carried out with financial support from the Canadian Institutes of Health Research, the Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) and the Fonds de la recherche en santé du Québec-REPAR.

## 8.8 References

1. Heart and Stroke Foundation of Canada. Home page. Ottawa, ON 2002. Available at: <http://209.5.25.165/Page.asp?PageID=10>
2. National Stroke Association. Home page. Englewood, CO. 2002. Available at: <http://www.stroke.org/>
3. Desrosiers J, Malouin F, Richards C, Bourbonnais D, Rochette A, Bravo G. Comparison of changes in upper and lower extremity impairments and disabilities after stroke. *Int J Rehabil Res* 2003; 26: 109-16.
4. Bobath B. *Adult hemiplegia: evaluation and treatment*, (3rd edition). Oxford: Butterworth-Heinemann, 1990.
5. Eggers, O. *Occupational therapy in the treatment of adult hemiplegia*. Rockville, MD: An Aspen Publication, 1984.
6. Mudie MH, Matyas TA. Upper extremity retraining following stroke: effects of bilateral practice. *J Neurol Rehabil* 1996; 10: 167-84.
7. Mudie MH, Matyas TA. Can simultaneous bilateral movement involve the undamaged hemisphere in reconstruction of neural networks damaged by stroke? *Disabil Rehabil* 2000; 22: 23-37.
8. Desrosiers J, Bourbonnais D, Bravo G, Roy P-M, Guay M. Performance of the "unaffected" upper extremity in elderly stroke patients. *Stroke* 1996; 27: 1564-570.
9. Baskett JJ, Marshall HJ, Broad JB, Owen PH, Green G. The good side after stroke: ipsilateral sensory-motor function needs careful assessment. *Age and ageing* 1996; 25: 239-44.

10. Pohl PS, Luchies CW, Stoker-Yates J, Duncan PW. Upper extremity control in adults post stroke with mild residual impairment. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2000; 14: 33-41.
11. Fisk JD, Goodale MA. The effects of unilateral brain damage on visually guided reaching: Hemispheric differences in the nature of the deficit. *Exp Brain Res* 1988; 72: 425-35
12. Trombly C. Deficits of reaching in subjects with left hemi paresis: a pilot study. *AJOT* 1992; 46: 887-97.
13. Bernstein NA. *The Coordination and Regulation of Movement*. London: Pergamon; 1967.
14. Tuller B, Turvey MT, Fitch HL. The Bernstein perspective: II. The concept of muscle linkage or co-ordinative structure. In: Kelso JAS, ed. *Human Motor Behavior*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Publishers; 1982:253-70.
15. Kelso JAS, Southard DL, Goodman D. On the nature of human interlimb coordination. *Science* 1979a; 203: 1029-31.
16. Kelso JAS, Southard DL, Goodman D. On the coordination of two-handed movements. *J Exp Psychol: Hum Percept Perform* 1979b; 5: 229-38.
17. Walter CB, Swinnen SP. Asymmetric interlimb interference during the performance of a dynamic bimanual task. *Brain and Cogn.* 1990;14:185-200.
18. Swinnen S, Walter CB, Shapiro DC. The coordination of limb movements with different kinematic patterns. *Brain and Cogn.* 1988;8:326-47.
19. Cunningham CL, Phillips Stoykov ME, Walter CB. Bilateral facilitation of motor control in chronic hemiplegia. *Acta Psychol.* 2002;110:321-37.

20. Levin MF, Michaelson SM, Cirstea CM, Roby-Brami A. Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Exp Brain Res* 2002; 143: 171-80.
21. Fugl-Meyer A, Jääskö L, Leyman I, Olsson I, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. I. A method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med*. 1975;7:13-31.
22. Dutil É, Arsenault AB, Corriveau H, Prevost R. Protocole d'évaluation de la fonction sensori-motrice: Test de Fugl-Meyer. Montreal, QC: Centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal et de l'École de réadaptation de l'Université de Montréal; 1989.
23. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York, NY:Wiley Interscience; 1990.
24. Messier S, Bourbonnais D, Desrosiers J, Roy Y. Dynamic analysis of trunk flexion after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2004; 85: 1619-624.
25. Levin MF. Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Brain* 1996; 119: 281-93.
26. Levin MF, Selles RW, Verheul MHG, Meijer OG. Deficits in the coordination of agonist and antagonist muscles in stroke patients: implications for normal motor control. *Brain Res* 2000; 853: 352-69.
27. Rose DK, Winstein CJ. The co-ordination of bimanual rapid aiming movements following stroke. *Clinical Rehabilitation* 2005; 19: 452-62.
28. Rice MS, Newell KM. Interlimb coupling and left hemiplegia because of right cerebral vascular accident. *Occup Ther J Res* 2001; 21: 12-28.

29. Heilman KM. Attentional asymmetries. In: Davidson R and Hugdahl K, editors. Brain asymmetry. Cambridge, Mass.: MIT Press, 1995: 217-34.
30. McDowd JM, Craik FIM. Effects of aging and task difficulty on divided attention performance. J Exp Psychol Hum Percept Perform 1988; 14: 267-80.
31. McDowd JM, Shaw RJ. Attention and aging: A functional perspective. In: Craik FIM, Salthouse TA eds. The Handbook of Aging and Cognition. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, 2000: 221-92.

#### Suppliers

- a. Nothern Digital Inc, 103 Randall Dr, ON N2V 1C5, Canada.
- b. The Mathworks Inc, 3 Apple Hill Dr, Natick, MA 01760-2098.
- c. SPSS Inc, 233 S Wacker Dr, 11<sup>th</sup> Fl, Chicago, IL 60606.

**CHAPITRE 9 - ARTICLE 4: MISE EN CHARGE SUR LES MEMBRES INFÉRIEURS EN POSITION ASSISE DURANT UN MOUVEMENT BILATÉRAL DES MEMBRES SUPÉRIEURS CHEZ LES SUJETS HÉMIPARÉTIQUES SUITE À UN ACCIDENT VASCULAIRE CÉRÉBRAL**

---

**Weight-bearing on the lower limbs in a sitting position during bilateral movement of the upper limbs in post-stroke hemiparetic subjects**

Sylvie Messier, MSc, OT<sup>1</sup>, Daniel Bourbonnais, PhD, OT<sup>1</sup>,

Johanne Desrosiers, PhD, OT<sup>2,3</sup>, Yves Roy, MSc<sup>3</sup>

<sup>1</sup>School of Rehabilitation, Université de Montréal, Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Rehabilitation Institute of Montreal

<sup>2</sup>Department of Family Medicine, Faculty of Medicine, Université de Sherbrooke

<sup>3</sup>Research Centre on Aging, Sherbrooke University Geriatric Institute

Running title: Weight-bearing on lower limbs in patients after stroke

Publié dans: Journal of Rehabilitation Medicine 2005; 37: 242-6



## 9.1 Résumé

**Objectif :** Vérifier la mise en charge au niveau des pieds en position assise durant un mouvement de pointage dans différentes directions avec un ou les deux membres supérieurs chez un groupe de sujets ayant subi un accident vasculaire cérébral et un groupe de sujets sains.

**Design :** Étude comparative

**Sujets :** Quinze personnes avec une hémiparésie post-AVC présentant une bonne à très bonne récupération motrice et 13 sujets sains ont participé à l'étude.

**Méthodologie :** Les sujets étaient assis sur une chaise avec chaque pied placé sur une plate-forme de force. Ils devaient toucher avec une ou, simultanément avec les deux mains, deux cibles situées devant eux ou à un angle de 45° de chaque côté à une distance standardisée au-delà de la longueur de leur membre supérieur. Le pourcentage de la variation de la mise en charge sous chaque pied a été mesuré.

**Résultats :** La mise en charge sur le pied parétique est réduite durant un pointage unilatéral et bilatéral dans la direction antérieure et à 45° ipsilatéral au côté parétique. Cependant, le pointage unilatéral et bilatéral à 45° controlatéral au côté parétique a produit une mise en charge symétrique sur les pieds parétique et non-parétique.

**Conclusion :** Puisque les muscles parétiques du tronc sont probablement utilisés pour contrôler l'inclinaison du tronc vers le côté non-parétique, les sujets

avec une hémiparésie mettrait plus de poids sur le pied parétique afin de compenser la faiblesse musculaire du tronc et maintenir l'équilibre.

## 9.2 Abstract

**Objective:** Verify weight-bearing on the feet in a sitting position during pointing in different directions with 1 or both upper limbs.

**Design:** Comparative study.

**Subjects:** Fifteen subjects with post-stroke hemiparesis with good to very good motor recovery and 13 healthy subjects participated in the study.

**Methods:** The subjects were seated on a chair with each foot resting on a force plate. They had to touch with 1 or, simultaneously with both hands, 2 target(s) located in front of them or at a 45° angle on either side at a standardized distance beyond their upper limb's length. The percentage of weight loading variation under each foot was measured.

**Results:** Weight-bearing on the paretic foot is reduced during unilateral and bilateral pointing in the anterior direction and 45° ipsilateral to the paretic side. However, both unilateral and bilateral pointing 45° contralateral to the paretic side produced symmetrical weight-bearing on both feet, paretic and non-paretic.

**Conclusion:** Since the paretic muscles of the trunk are probably used to control the leaning of the trunk towards the non-paretic side, the subjects with hemiparesis may put weight on the paretic foot to compensate for trunk weakness and maintain balance.

### 9.3 Introduction

The lower limbs play an important role in supporting body weight during tasks involving the upper limbs in a sitting position.<sup>1-4</sup> During reaching movements beyond the upper limb's length in a sitting position, when weight transfer to the feet is at its greatest,<sup>4</sup> the lower limbs help to brake the forward motion of the body and control balance.<sup>3</sup>

Weight-bearing (WB) on the feet differs depending on the direction of the reaching movements of the upper limb. In healthy subjects, Crosbie et al.<sup>2</sup> found that, during rapid reaching movements towards targets located beyond the upper limb's length, WB was greater on the foot ipsilateral to the direction of the movement (i.e. right foot during movement of the right upper limb towards the right hemicorpus). Other studies with healthy subjects have shown that WB on the right foot was greater during reaching of the right upper limb towards the right and that the maximum WB on the left foot occurred during reaching movements of the right hand across the median line towards the left.<sup>5, 6</sup>

The ability to perform reaching tasks in a sitting position is essential to a person's independence and quality of life.<sup>7</sup> In individuals with post-stroke hemiparesis, it has been shown that WB on the paretic foot presents a loading deficit during reaching movements of the non-paretic upper limb.<sup>3</sup> However, all these studies looked exclusively at unilateral reaching movements of the upper

limb. To our knowledge, no study has examined the impact of bilateral movements of the upper limbs on WB on the feet of subjects with hemiparesis.

The general objective of this study was to verify WB on the feet during pointing in different directions with 1 or both upper limbs. The specific objectives were: (i) to compare WB on the paretic and non-paretic foot during unilateral pointing of the paretic upper limb (PUL) in subjects with hemiparesis; (ii) to compare total WB on the feet between unilateral pointing of the PUL and bilateral pointing in subjects with hemiparesis; (iii) to compare total WB on the feet between unilateral pointing of the non-dominant upper limb (NDUL) and bilateral pointing in healthy subjects; and (iv) to compare WB between the feet during bilateral pointing in subjects with hemiparesis and healthy subjects.

## **9.4 Methods**

### **9.4.1 Participants**

Fifteen subjects with post-stroke hemiparesis (mean age: 69.4 (SD 12.0) years; 7 men and 8 women; mean weight: 70 (SD 15.0) kg) were recruited. They were included in the study if they had: (i) had a stroke which occurred 3 months or more prior to the study; (ii) the capacity to perform in a sitting position without support; (iii) the capacity to grasp and hold a cone in their hands; and (iv) a good understanding of simple verbal instructions. Most of the subjects presented left

hemiparesis (n=11). The motor function scores of the paretic side on the Fugl-Meyer test (maximum score: 100)<sup>8,9</sup> were considered good (63–95) and the lower limb sensation evaluated by this test (maximum score: 12) was very good (range 10–12) for the majority of the subjects. Because most of the participants had left hemiparesis, the confounding effects of left spatial hemineglect and disturbance of verticality can affect postural control.<sup>10,11</sup> Unfortunately, this information was not available and was not measured for our sample of subjects with hemiparesis. However, none of these subjects had any difficulty maintaining a sitting position in a chair without armrests and all completed the task without falling, i.e. pointing a target beyond upper limb length with an object in the hands, in the 3 directions. Thirteen healthy subjects (mean age 67.8 (SD 7.5) years; 6 men and 7 women; mean weight 66.5 (SD 14.6) kg), all but 1 right-handed, formed the control group. All the subjects were volunteers and signed a consent form approved by the Research Ethics Committee of the Sherbrooke University Geriatric Institute.

#### **9.4.2 Experimental set-up and subject preparation**

The subjects sat on a standard chair without armrests, which was fixed to the floor in front of a standard height table. Two force plates (AMTI, Advanced Mechanical Technology, Inc., model OR6-5-1000; size 508\_464 mm; resolution (0.18 N for the mediolateral and anteroposterior forces, 0.72 N for the vertical force for a gain of 4000) were placed on the floor and under their feet to

measure the forces exerted by each foot (Fig. 9.1A). Two starting targets were placed near the subject on which he/she put his/her closed hands (Fig. 9.1B). The position of subject was such that the subject's arms were aligned with the trunk and in light abduction. The standard chair provided approximately three-quarters support under the thighs. Two end targets were located at a distance measured from the subject's starting position and corresponded to the full length of the non-paretic upper limb for the subjects with hemiparesis and of the dominant upper limb for the healthy subjects + 20 cm. Each of the targets was connected to an on/off switch that flashed a signal light when the subject touched or took their hand off the target. A cone weighing 150 g (height 14 cm; base 5 cm) was placed on each of the starting targets.

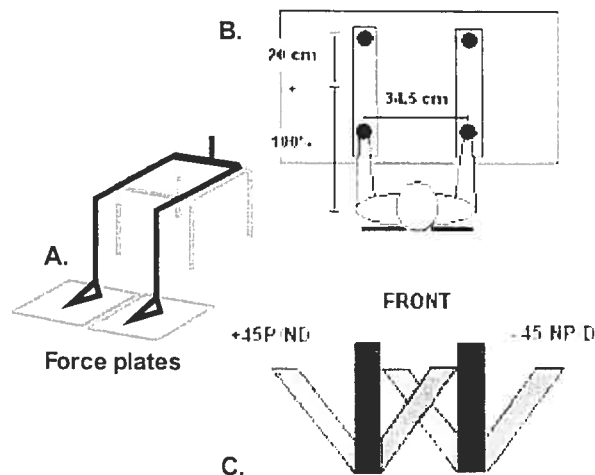


Figure 9.1: Experimental set-up. (A) The subject was seated and 2 force plates were used to measure the forces exerted by each foot. (B) The task of the subject was to bring 1 or 2 cone(s) using 1 or both upper limb(s) from 1 or 2 starting target(s) placed near the subject to 1 or 2 ending target(s) located at a standardized distance beyond the subject's upper limb length. (C) Three directions were tested: front, right and left. *Right* is 45° to the non-paretic side for the subjects with hemiparesis and to the dominant side for the healthy subjects (-45NP/D) and *left* is 45° to the paretic side (defined for the upper limb) for the subjects with hemiparesis and to the nondominant side for the healthy subjects (+45P/ND). P: paretic; ND: non-dominant; NP: non-paretic; D: dominant.

### 9.4.3 Experimental tasks

During the experiment, the subject sat on the chair with lower limbs parallel and aligned with the shoulders to ensure that the feet were in a standardized position. The subject held a cone in 1, or both, hand(s). After being instructed to "Get ready ... Go", the subject had to move a cone or cones unilaterally with the paretic upper limb or bilaterally to 1 or 2 targets placed in the standardized position (Fig. 9.1B). After 3 seconds, the subject returned to the starting position upon receiving the command "Go back". Before each experimental session, subjects practised the task once or twice allowing the experimenter to verify that the task was understood. All the subjects showed sufficiently adapted trunk function to perform the required task. As mentioned previously, all subjects were able to maintain a sitting position without support and to complete the task without falling. During the unilateral task, the inactive upper limb remained near the trunk in order to prevent the subjects from using their thighs for support. Three directions were tested, namely, in front of the subject and at a 45° angle on either side (Fig. 9.1C). The sequence used for the directions was as follows: anterior, 45° contralateral and 45° ipsilateral to the paretic/non-dominant side. Three trials were performed for each condition. The participants performed the task at a comfortable speed. No emphasis was placed on reaction time or the time taken to perform the task.



#### **9.4.4 Variable and measures**

Movement duration was defined as the time interval taken to lift off the cone from the first target(s) (T1) and bring it down to the end target(s) (T2). The kinetic variable measured was the percentage of weight loading variation under each foot between the start (T1) and end (T2) of the upper limb movement. This variable was then normalized by body weight.

#### **9.4.5 Data and statistical analysis**

The kinetic data were filtered with 4th order Butterworth filters. The cutoff frequencies were determined from residual analyses<sup>12</sup> and spectral analyses. All the analysis programs were developed using Matlab 5.3 (Mathworks Inc. 2000). Because of the small sample size and non-normal distribution of the data, non-parametric statistics were used.

In order to assess the reliability of the measures of WB variation across trials, intraclass correlation coefficients were calculated based on a one-way ANOVA. The Wilcoxon non-parametric test was used for each group to verify the differences between the 2 feet and the total weight on each foot between the unilateral task and bilateral task. Data were analysed using the SPSS statistical package, version 8.0 (SPSS Inc. 1998). Since most of our subjects with hemiparesis had left hemiparesis, the unilateral movement of the left (non-

dominant) side of the healthy subjects was compared with the paretic side of the subjects with hemiparesis.

## 9.5 Results

The reliability of WB variation across 3 trials was very good, as demonstrated by intraclass correlation coefficients varying from 0.82 to 0.96. Therefore, the averaged value was taken for further analyses. For each condition, the WB on both feet was compared just before T1.

For both groups of subjects, the WB on each foot was not significantly different at T1 with 1 exception. The WB on the non-dominant foot was more marked than that on the dominant foot in the healthy subjects for the direction 45° contralateral to the non-dominant side.

### 9.5.1 Anterior direction

The results show that during anterior unilateral pointing of the PUL, there was asymmetry in the WB of the subjects with hemiparesis: they put significantly less weight on their paretic foot ( $p=0.003$ ) (Fig. 9.2A). When changing from unilateral pointing of the PUL/NDUL to bilateral pointing (not shown), the total weight on the feet increased in both the subjects with hemiparesis (SwH) and the healthy subjects (HS) (SwH: Uni: 4.2% (2.8); Bil: 7.0% (4.3);  $p=0.003$ ); HS: Uni: 4.1% (3.5); Bil: 7.5% (5.6);  $p=0.001$ ). However, analysis of the WB between the 2 feet during bilateral pointing showed that the increased weight was on the non-

paretic foot in the subjects with hemiparesis (Fig. 9.3A). During bilateral pointing, the subjects with hemiparesis put much less weight on the paretic foot than the non-paretic foot ( $p=0.01$ ). Conversely, the healthy subjects put more weight on the non-dominant foot ( $p=0.01$ ) (Fig. 9.3B).

### 9.5.2 45° directions

During movements of the upper limb 45° ipsilateral to the paretic side, the results for unilateral pointing showed that the paretic foot of the subjects with hemiparesis bore less weight than the non-paretic foot ( $p=0.002$ ) (Fig. 9.2B). During bilateral pointing in this direction by the subjects with hemiparesis (not shown), the total weight on the feet was greater than during unilateral pointing (SwH: Uni: 3.9% (2.7); Bil: 5.7% (4.0);  $p=0.01$ ). In the same task, the healthy subjects showed a tendency to increase total WB (HS: Uni: 3.9% (3.6); Bil: 5.1% (4.2);  $p=0.12$ ).

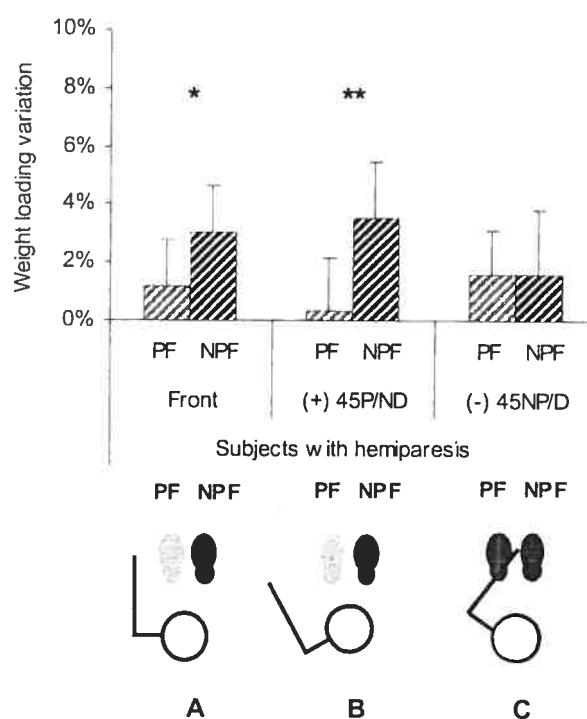


Figure 9.2: Unilateral task with the paretic upper limb of subjects with hemiparesis in the 3 directions (same conventions as in Fig. 9.1). Percentage of weight loading variation (normalized by body weight), i.e. the difference in the loading variation under each foot between the start and end of the movement. The symbols (\* or \*\*) respectively for the front (A) and (+) 45P/ND (B) directions indicate that there was significantly less weight on the paretic foot (PF; light grey colour) than the non-paretic foot (NPF; black colour). For the (-) 45NP/D (C), there is symmetrical weight-bearing on both feet, PF and NPF (dark grey colour for both) \* $p=0.003$ ; \*\* $p=0.002$ . P: paretic; ND: non-dominant; NP: non-paretic; D: dominant.

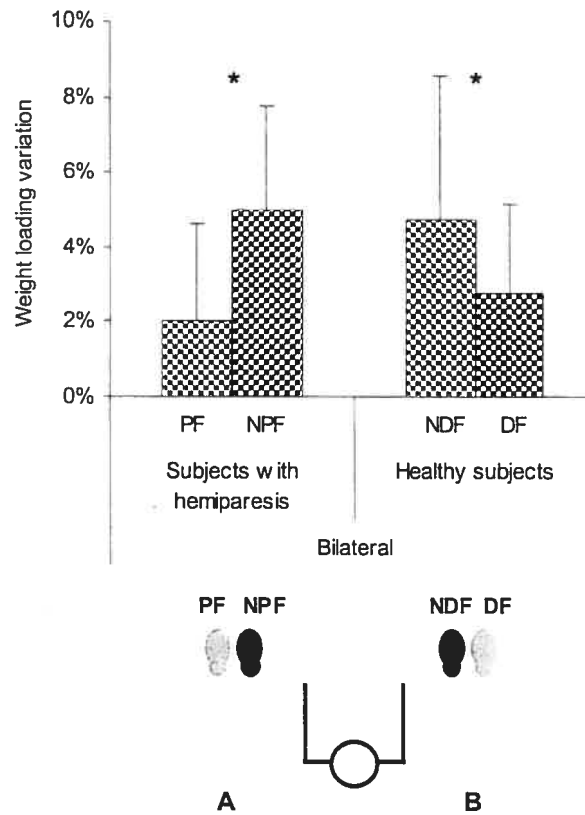


Figure 9.3: Percentage of weight loading variation (see Fig. 9.2 for definition) between the 2 feet during the anterior bilateral task. (A) The subjects with hemiparesis put much less weight on the paretic foot (PF; light grey colour) than the non-paretic foot (NPF; black colour). (B) The healthy subjects put more weight on the non-dominant foot (NDF; black colour) than the dominant foot (DF; light grey colour). \* $p=0.01$ .

As with the anterior condition, WB on the feet during bilateral pointing showed that the increased weight was on the nonparetic foot ( $p=0.001$ ) (Fig. 9.4A) in the subjects with hemiparesis. No significant difference was found between the 2 feet in the healthy subjects ( $p=0.38$ ) (Fig. 9.4B).

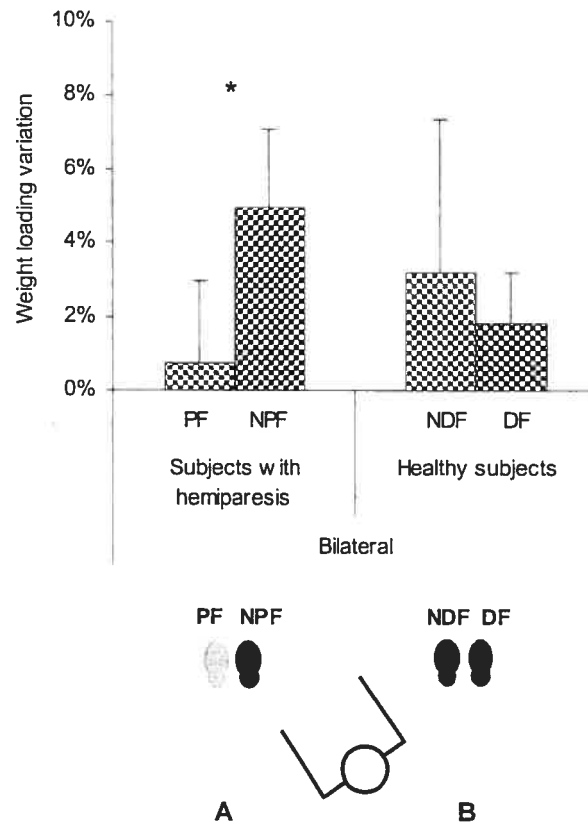


Figure 9.4: Percentage of weight loading variation (see Fig. 9.2 for definition) between the 2 feet during the bilateral task towards (+) 45P/ND (same convention as in Fig. 9.1). (A) The subjects with hemiparesis put much less weight on PF (light grey colour) than the NPF (black colour). (B) No significant difference was found between the 2 feet (NDF and DF: dark grey colour) in the healthy subjects. The convention for the feet is the same as in Fig. 9.3. \* $p=0.001$ . PF: paretic foot; NPF: non-paretic foot; NDF: non-dominant foot; DF: dominant foot.

For the 45° direction contralateral to the paretic side, unilateral pointing in the subjects with hemiparesis produced equal WB on both feet ( $p=0.91$ ) (Fig. 9.2C). Bilateral pointing increased the total weight on the feet in both groups of subjects (not shown) (SwH: Uni: 3.2% (2.8); Bil: 5.2% (3.8);  $p=0.002$ ); HS: Uni: 2.8% (2.8); Bil: 4.7% (4.1);  $p=0.002$ ). The weight was approximately equal on both feet during bilateral pointing in both groups (SwH:  $p=0.69$ ; HS:  $p=0.92$ ) (Figs 9.5A and 9.5B).

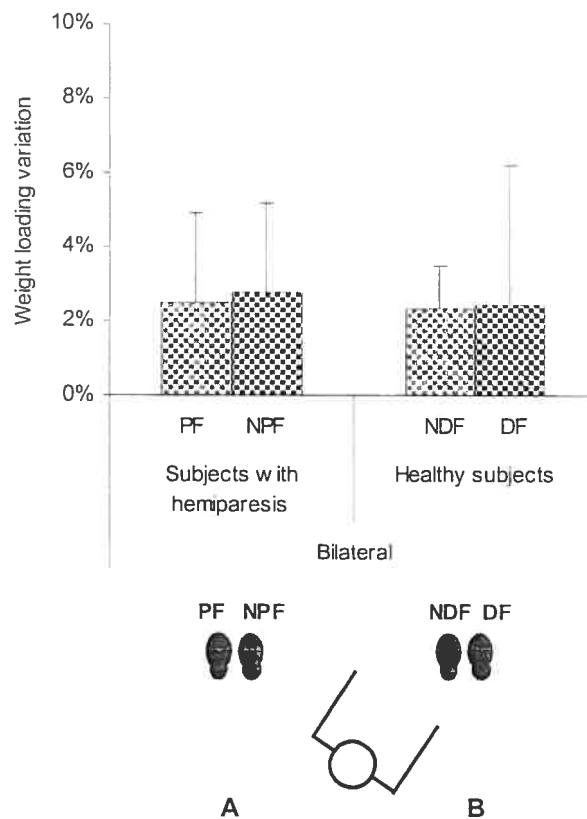


Figure 9.5 (A et B): The percentage of weight loading variation (see Fig. 9.2 for definition) between the 2 feet during the bilateral task towards (-) 45NP/D (same convention as in Fig. 9.1) was approximately equal on both feet (dark grey colour) for both groups. The convention for the feet is the same as in Fig. 9.3. PF: paretic foot; NPF: non-paretic foot; NDF: non-dominant foot; DF: dominant foot.

## 9.6 Discussion

This study showed that WB on the paretic foot was reduced during unilateral pointing of the PUL in the anterior direction and 45° ipsilateral to the paretic side, resulting in more weight being put on the non-paretic foot. Bilateral pointing increased the total weight on the feet. One might assume that this type of movement would increase the weight on the paretic foot. However, the results show that this increased weight was mainly on the non-paretic foot. This behaviour differed from that of the healthy subjects where WB on the feet was the inverse of the subjects with hemiparesis in the bilateral anterior direction (Fig. 9.3B) and the weight was equal on both feet in the bilateral 45° ipsilateral movement (Fig. 9.4B).

On the other hand, for the 45° direction contralateral to the paretic side during unilateral pointing of the PUL, as much weight was put on the paretic foot as the non-paretic foot. Also in this direction, bilateral pointing increased WB on both feet in both groups of subjects when compared to unilateral pointing. Thus WB between the feet remained balanced during bilateral pointing in the subjects with hemiparesis as well as in the healthy subjects (Fig. 9.5B).

This study shows that, unlike the healthy subjects,<sup>2,5,6</sup> the subjects with hemiparesis do not show increased WB on the foot ipsilateral to the upper limb, i.e. on the paretic foot during unilateral pointing of the PUL in the anterior



direction and 45° ipsilateral to the paretic side. Thus our results confirm, like Dean & Shepherds' study,<sup>3</sup> that WB on the paretic foot presents a loading deficit during unilateral pointing. Our study also shows a bilateral pointing task did not resolve this deficit in the anterior direction and 45° ipsilateral to the paretic side. These results may be due to a number of factors. The lower limb muscles used to initiate and brake movement and the stabilization of the ankle and foot during a reaching task<sup>2,4,6</sup> are frequently affected in the paretic lower limb.<sup>3,13</sup> This deficit often results in persons with hemiparesis having a lack of loading on the paretic lower limb.<sup>14,15</sup> It is possible that movements of the upper limbs could elicit associative reactions of the paretic lower limb, since the associated reactions at the lower limb would be expected to consist of an extension of the hip and knee, such associative reactions could result in unloading of the paretic limb. However, the sitting position implies a flexion of the hip, which is thought to minimize these reactions.<sup>16</sup> In addition, the pointing task toward a target situated in front of the subject used in the present study is increasing the flexion of the hip, which would further inhibit these associated reactions. Therefore, one would then expect that associated reactions would not contribute to the unloading of the paretic limb.

In our study, the subjects sat on a standard chair that provided good support under the thighs. Using less support under the thighs, which increases WB on the feet, as was done in some studies,<sup>5, 6</sup> would probably have increased use of the paretic foot.

However, these factors do not seem to have affected performance 45° contralateral to the paretic side. In this direction, our subjects with hemiparesis put more weight on the paretic foot during both unilateral and bilateral pointing. Thus it appears that making a pointing movement in the direction contralateral to the paretic side increases WB on this foot, regardless of the type of pointing (unilateral vs bilateral). This may be attributable to the trunk capacity of persons with hemiparesis. To execute reaching tasks in a sitting position requires a coordinated movement of the trunk and lower limbs to keep the body stable and maintain balance. Reaching movements beyond upper limb length in a sitting position increase postural demands since part of the body weight supported by the thighs on the chair is transferred to the perimeter of the base of support provided by the feet.<sup>4,6</sup> The muscles responsible for controlling the speed of trunk movements in the direction of gravitational force are located on the opposite side of the trunk. The eccentric contraction (controlled and active elongation) of these muscles provides a “braking effect” as long as the body mass of the trunk is moving in the direction of gravity.<sup>17</sup> Trunk flexion in the anterior direction and towards the paretic side requires activation of the trunk extensors on the non-paretic side to control trunk flexion.<sup>17</sup> The combined use of the extensors on the healthy side of the trunk and of the non-paretic foot would thus provide the necessary balance to complete the pointing movement in these directions.

However, trunk flexion towards the non-paretic side requires greater use of the hemiparetic muscles of the trunk. It is possible that muscle weakness on the paretic side of the trunk<sup>17-20</sup> creates an inability to generate enough muscle activity to provide the necessary "braking" when moving the trunk in the non-paretic direction. This inability probably created the need to use the paretic foot in the subjects with hemiparesis to maintain their balance, which thus made the WB on their feet comparable to that of the healthy subjects.

In conclusion, our results show that it is the 45° direction contralateral to the paretic side, more than the bilateral movement itself, which produced similar WB on both feet, making the paretic foot active during both unilateral and bilateral pointing movements. These results could have an impact on treatment objectives and methods when it is necessary to stimulate patients to put more weight on their paretic foot. This means that when a clinician wants to increase WB on the paretic foot of his/her clients, especially those who are most affected and who cannot work in a standing position, material and tasks should be placed on the opposite side to the paretic limbs. Unilateral and bilateral activities of the upper limbs on this side should therefore be encouraged. Studies on the electromyographic activity of the trunk and lower limbs during bilateral pointing movements would add to the information obtained in our study.

## **9.7 Acknowledgements**

We thank the subjects for participating in the study. We also thank our colleagues for their comments. This study was carried out with financial support from the Canadian Institutes of Health Research, the Réseau provincial de recherche en adaptation-réadaptation (REPAR) and the Fonds de la recherche en santé du Québec-REPAR.

## 9.8 References

1. Chari VR, Kirby RL. Lower-limb influence on sitting balance while reaching forward. *Arch Phys Med Rehabil* 1986; 67: 730–733.
2. Crosbie J, Shepherd RB, Squire TJ. Postural and voluntary movement during reaching in sitting: the role of the lower limbs. *J Hum Movement Stud* 1995; 28: 103–126.
3. Dean CM, Shepherd RB. Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke. *Stroke* 1997; 28: 722–728.
4. Dean CM, Shepherd R, Adams R. Sitting balance I: trunk-arm coordination and the contribution of the lower limbs during self-paced reaching in sitting. *Gait Posture* 1999; 10: 135–146.
5. Dean CM, Shepherd R, Adams R. The effect of reach direction and extent of thigh support on the forces through the feet during seated reaching tasks. In: Lee M, Gilleard W, Sinclair P, Smith R, Swain D, eds. *Proceedings of the First Australasian Biomechanics Conference*. Sydney: Faculty of Health Sciences, University of Sydney; 1996, pp. 18–19.
6. Dean CM, Shepherd R, Adams R. Sitting balance II: reach direction and thigh support affect the contribution of the lower limbs when reaching beyond arm's length in sitting. *Gait Posture* 1999; 10: 147–153.
7. Carr J, Shepherd R, eds. *Neurological rehabilitation: optimizing motor performance*. Oxford: Butterworth Heinemann; 2000, pp. 126–153.

8. Fugl-Meyer AR, Jääskö L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The poststroke hemiplegic patient. I. A method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med* 1975; 7: 13–31.
9. Dutil É, Arsenault AB, Corriveau H, Prévost R. Test de Fugl-Meyer. Protocole d'évaluation de la fonction sensori-motrice. Montréal, QC: La librairie de l'Université de Montréal; 1989.
10. Rode G, Tiliket C, Boisson D. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scand J Rehabil Med* 1997; 29: 11–16.
11. Pérennou DA, Amblard B, Leblond C, Pélissier J. Biased postural vertical in humans with hemispheric cerebral lesions. *Neurosci Lett* 1998; 252: 75–78.
12. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. New York, NY: Wiley Interscience; 1990.
13. Adams RW, Gandevia SC, Skuse NF. The distribution of muscle weakness in upper motoneuron lesions affecting the lower limb. *Brain* 1990; 113: 1459–1476.
14. Engardt M, Olsson E. Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scand J Rehabil Med* 1992; 24: 67–74.
15. Ikai T, Kamikubo T, Takehara I, Nishi M, Miyano M. Dynamic postural control in patients with hemiparesis. *Am J Phys Med Rehabil* 2003; 82: 463–469.
16. O'Sullivan SB. Stroke. In: *Physical rehabilitation: assessment and treatment*. 4th edn. O'Sullivan SB, Schmitz TJ (eds). Philadelphia, PA: FA Davis Company; 2001, p. 519–581.

17. Gillen, G. Trunk control: a prerequisite for functional independence. In: Gillen G, Burkhardt A, eds. Stroke rehabilitation: a functionbased approach. St Louis: Mosby; 1998, p. 69–89.
18. Bohannon RW. Lateral trunk flexion strength: impairment, measurement reliability and implications following unilateral brain lesion. *Int J Rehabil Res* 1992; 15: 249–251.
19. Bohannon RW, Cassidy D, Walsh S. Trunk muscle strength is impaired multidirectionally after stroke. *Clin Rehabil* 1995; 9: 47–51.
20. Davies PM. Right in the middle: selective trunk activity in the treatment of adult hemiplegia. New York: Springer-Verlag; 1990.

## CHAPITRE 10 - DISCUSSION

---

L'objectif général de cette thèse était de décrire l'effet de mouvements symétriques et simultanés des membres supérieurs sur la performance motrice du membre parétique. Cet objectif a d'abord permis de documenter la performance motrice du mouvement du membre supérieur parétique lors d'un mouvement bilatéral. La performance du membre supérieur non-parétique a aussi été observée afin de mieux comprendre le patron moteur du mouvement bilatéral chez la personne avec une hémiparésie. Cet objectif a également examiné la contribution des membres inférieurs lors de la réalisation de ce type de mouvement. Considérant la participation du tronc lors d'un mouvement réalisé avec les membres supérieurs, le contrôle de ce dernier a été examiné lors d'une tâche de flexion exécutée dans trois directions différentes soit vers l'avant et à un angle de 45° de chaque côté de la ligne médiane du sujet. De même, l'implication du tronc a été analysée lors du mouvement bilatéral des membres supérieurs.

Les hypothèses émises dans ce projet de recherche ont été confirmées. L'étude du contrôle du tronc (article 1) a démontré un déplacement du CdeP global et une mise en charge sous les pieds réduits chez les sujets hémiparétiques. Ainsi nos résultats suggèrent que les sujets hémiparétiques parviennent à réaliser la tâche de flexion demandée par l'utilisation d'une stratégie compensatoire au niveau de la flexion du tronc supérieur en raison d'une inclinaison antérieure



limitée du bassin. L'analyse du mouvement bilatéral des membres supérieurs (articles 2 et 3) a révélé que les déficits du membre supérieur parétique, observés lors du mouvement unilatéral, persistent ou augmentent lors de la réalisation du mouvement bilatéral. De plus, le membre non-parétique, qui a tendance à présenter moins d'extension du coude dans la tâche unilatérale, s'adapte au mouvement du membre parétique lors de la tâche bilatérale. Le tronc démontre une implication importante pour chacun des mouvements des membres et dans les deux conditions (unilatérale et bilatérale) chez les personnes hémiparétiques. Finalement, l'étude de la contribution des membres inférieurs lors du mouvement des membres supérieurs (article 4) a démontré que la mise en charge sur le pied parétique est perturbée sauf pour la direction controlatérale au membre supérieur parétique, indépendamment de la condition de la tâche (unilatérale ou bilatérale). Ainsi, il semble que ce soit la direction, plus que le mouvement bilatéral des membres supérieurs lui-même, qui favorise la mise en charge sur le pied parétique.

Les aspects traités dans cette discussion générale permettront de traiter en profondeur les différents points soulevés à l'intérieur des articles. La première section abordera les points énoncés dans le premier article en lien avec l'étude du contrôle du tronc chez les participants. La section qui suivra exposera les différents facteurs visant à expliquer l'adaptation du membre supérieur non-parétique au membre supérieur parétique à l'intérieur de la tâche bilatérale demandée. À cette fin, la discussion des articles 2, 3 et 4 sera regroupée

puisqu'ils offrent une vision holistique du corps lors du mouvement simultané et symétrique des membres supérieurs et impliquent à la fois les membres supérieurs, le tronc et les membres inférieurs. Ce regroupement d'articles permettra d'établir des liens qui n'apparaissaient pas dans la présentation individuelle de chacun d'eux.

Enfin, les implications pour la réadaptation, les perspectives et avenues de recherche ainsi que les limites de nos travaux compléteront cette discussion générale.

### **10.1 Contrôle du tronc**

Un aspect intéressant de cette thèse est l'hypothèse émise en lien avec l'inclinaison antérieure limitée du bassin lors d'un mouvement de flexion du tronc chez les personnes hémiparétiques. Cette hypothèse a été déduite à partir du déplacement limité du centre de pression globale ( $C_{deP}$ ) et de la mise en charge moins importante sur les pieds par rapport aux sujets sains lors de la mobilité du tronc.

Le  $C_{deP}$  représente le centre de distribution de la force totale appliquée à la surface de support. Le mouvement du  $C_{deP}$  varie alors en fonction du mouvement du centre de masse ( $C_{deM}$ ), ou le centre de gravité, afin de conserver le  $C_{deM}$  au-dessus de la base de support (Corriveau et al., 2000). Les résultats du premier article ont révélé que le déplacement du  $C_{deP}$  et la mise en

charge sur les pieds selon la direction impliquée étaient réduits chez les sujets avec une hémiparésie et ce, malgré une vitesse et des amplitudes de mouvements du tronc comparables aux sujets sains. Ces résultats supposent une inclinaison antérieure limitée au niveau du bassin suggérant que le mouvement de flexion du tronc est surtout réalisé au niveau du tronc supérieur afin de compenser le mouvement limité du bassin.

Nous suggérons que la faiblesse musculaire ainsi que le côté de la lésion de la personne avec une hémiparésie seraient susceptibles d'appuyer cette hypothèse d'une stratégie compensatoire. Les sous-sections suivantes aborderont de manière plus détaillée cette proposition. Nous y aborderons également les limites des études qui déterminent la qualité d'un bon contrôle du tronc à partir de tests d'équilibre statique du tronc qui n'offrent pas, à notre avis, une vision dynamique de la capacité fonctionnelle du tronc requise pour les activités quotidiennes.

### **10.1.1 Faiblesse musculaire du tronc**

La faiblesse musculaire du tronc chez les personnes avec une hémiparésie (Bohannon et al., 1995a; Tanaka et al., 1997) pourrait expliquer, en partie, la stratégie compensatoire qui consiste en une utilisation plus grande du tronc supérieur afin de compenser une bascule antérieure limitée du bassin lors d'un mouvement de flexion du tronc. Davies (1990) mentionne que ces personnes avec une hémiparésie utilisent une inclinaison postérieure du bassin afin de

compenser une faiblesse musculaire au niveau des abdominaux. Ce comportement produit un déséquilibre musculaire avec une musculature antérieure (abdominaux) raccourcie et une musculature postérieure (extenseurs) allongée entraînant une déstabilisation entre le tronc et le bassin (Gillen, 1998b). Il a été suggéré que les patients deviennent alors «fixés» dans des patrons de mouvements stéréotypés démontrant une perte de flexibilité et d'adaptabilité du mouvement entraînant des raideurs musculaires limitant alors le mouvement (Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Considérant qu'une majorité de nos sujets avec une hémiparésie (n=10) présentait un délai post-AVC de six mois et plus, il est possible que de telles raideurs se soient développées. Puisque le bassin fournit une base de support pour la mobilité du tronc, la fixation du bassin a pu nuire à cette mobilité lors du mouvement de flexion demandé au niveau du tronc.

Il serait possible que cette faiblesse musculaire soit à l'origine de problèmes spécifiques de posture pouvant expliquer également l'inclinaison limitée du bassin lors du mouvement de flexion du tronc dans le but d'éviter une chute. Le déplacement limité du C<sub>de</sub>P, tel que démontré dans l'article 1, témoignerait de ce phénomène. Selon Bohannon (1986), les performances posturales des personnes hémiparétiques dépendent étroitement de la qualité de la récupération d'une force musculaire suffisante pour soutenir et mobiliser les masses corporelles. Le maintien de la bascule postérieure du bassin, issue de la faiblesse musculaire des abdominaux, serait donc une réponse stratégique

liée à des problèmes posturaux en position assise qui seraient davantage présents chez les patients présentant une hémiplégie gauche (Wade et al., 1984; Bohannon et al., 1986; Rode et al., 1997; Pérennou et al., 1999; 2002).

### **10.1.2 Côté de la lésion hémisphérique**

L'influence du côté de la lésion hémisphérique pourrait donc également expliquer nos résultats. Bohannon et ses collègues (1986) ont observé des problèmes posturaux plus importants chez les personnes hémiparétiques gauches que celles hémiparétiques droites. Ils ont alors suggéré que des déficits proprioceptifs plus prononcés chez les personnes hémiparétiques gauches (Smith et al., 1983) pourraient contribuer à un plus grand déséquilibre en position assise, la proprioception étant essentielle dans les mécanismes anti-gravitaires et posturaux (Gillen, 1998b). Bien que la majorité de nos sujets présentait une hémiparésie gauche (n=11), les problèmes proprioceptifs ne présentaient pas un problème majeur chez ces derniers. Il est donc peu probable que des difficultés au niveau de la proprioception puissent expliquer la stratégie compensatoire utilisée entre le tronc supérieur et l'inclinaison antérieure limitée du bassin. Toutefois, le contrôle postural n'a pas été examiné de manière exhaustive (ex. : équilibre assis, réactions posturales, etc.). En examinant davantage le contrôle postural, il aurait été probablement possible de mieux documenter la mobilité du tronc et d'améliorer la compréhension de nos résultats.

Néanmoins, nos sujets avec une hémiparésie démontraient tous un contrôle suffisamment adéquat du tronc pour réussir la tâche. Ainsi, il est possible que le faisceau corticospinal ventral issu des fibres pyramidales qui ne croisent pas et responsable des muscles proximaux et du tronc ainsi que les fibres cortico-réticulo-spinales qui se terminent bilatéralement sur les neurones de ces muscles (Purves et al., 1999) aient permis une préservation relative des capacités posturales axiales à la suite d'un hémisphère lésé. Ce double contrôle moteur bilatéral expliquerait les scores cliniques relativement bons aux différents tests d'évaluations de l'équilibre assis rapportés dans certaines études chez les personnes avec une hémiparésie (Lowen & Anderson, 1990; Sandin & Smith, 1990; Franchignoni et al., 1997). Cependant, ces tests cliniques n'offrent pas un tableau réel du contrôle du tronc nécessaire à l'accomplissement des tâches réalisées avec les membres supérieurs dans la vie quotidienne, d'où l'importance de discuter de la limite à établir un lien entre les tests d'évaluation de l'équilibre assis et les évaluations fonctionnelles.

### **10.1.3 Contrôle du tronc et évaluations cliniques**

La performance évaluée dans les tests d'équilibre assis rapportés dans certaines études (Sandin & Smith, 1990; Franchignoni et al., 1997) a été démontrée être associée à l'indépendance fonctionnelle, définie par des évaluations fonctionnelles telles que l'Indice de Barthel ou la Mesure d'Indépendance Fonctionnelle. L'équilibre assis évalué dans ces études à partir d'un test de réactions d'équilibre assis (Sandin & Smith, 1990) ou d'un outil de

mesure tel que Trunk Control Test (Franchignoni et al., 1997) utilisent des mouvements du tronc qui impliquent surtout une réponse de type réactif (Pollock et al., 2000). Ces tests offrent très peu d'information concernant une catégorie de mouvements fréquemment réalisés dans les évaluations fonctionnelles qui sont davantage de type prédictif (anticipatoire). Cette réponse de type prédictif, décrite comme un ajustement postural anticipatoire, vise à maintenir l'équilibre postural lors d'un mouvement volontaire du tronc ou des extrémités. À cette fin, l'activité d'un groupe musculaire stabilisateur (ex.: ischio-jambiers) précède brièvement l'activité musculaire du segment mobilisé (ex.: deltoïde) (Pérennou et al., 1996; Hines et Mercer, 1997; Pollock et al., 2000; Enoka, 2002). L'établissement d'un lien entre la performance statique ou de contre-poussée des tests d'équilibre assis (type réactif) et la performance dynamique des tâches de mesures fonctionnelles (type prédictif) ne fournit pas un portrait de la qualité d'exécution des mouvements du tronc. La présente étude de contrôle du tronc a démontré que des sujets hémiparétiques qui possèdent un bon équilibre (tous ont maintenu la position assise) sont capables de réaliser une tâche fonctionnelle. Cependant, les données obtenues suggèrent la présence de limites dans l'exécution du mouvement du tronc qui ne sont pas mises en évidence lors de tests d'équilibre assis statique ou de contre-poussée. Selon Gillen (1998b), il est important de vérifier s'il y a une pleine amplitude dans tous les mouvements du tronc (flexion, extension, flexion latérale et rotation). Un manque d'amplitude ne permettra pas d'obtenir un plein contrôle du tronc et pourra entraîner une fonction diminuée.

L'évaluation des mouvements d'amplitude du tronc permet également d'évaluer les limites de stabilité posturale de la personne hémiparétique. La stabilité en position assise est assurée par la base de support fournie au niveau du siège et par la mise en charge sur les pieds (Carr & Shepherd, 2000). L'analyse du déplacement du C<sub>de</sub>P et de la mise en charge sur les pieds a permis de constater que cette stabilité semble compromise chez les personnes hémiparétiques. Il serait alors approprié d'utiliser des échelles cliniques qui évaluent la mobilité du tronc et du bassin dans des situations qui s'apparentent aux activités de la vie quotidienne (ex.: atteindre un objet vers le haut, vers le bas sur les côtés et atteindre un objet en position debout et assise). De plus, Pérennou et ses collaborateurs (1996) rapportent qu'«il y aurait un intérêt à analyser et à quantifier instrumentalement la posture assise» (p. 500). Le premier article de cette thèse a permis d'offrir une contribution en ce sens en identifiant certaines composantes déficitaires lors d'un mouvement de flexion du tronc dans différentes directions. L'article a également soulevé un questionnement concernant la participation du bassin dans ce type de mouvement. En raison de l'absence de marqueurs au niveau des crêtes iliaques de nos participants, cet aspect n'a pu être vérifié. Néanmoins, cette hypothèse représente une avenue intéressante en prévision de recherches futures.

L'étude du contrôle du tronc en position assise combinée à celle de la mise en charge sur les membres inférieurs s'est avérée utile pour mieux comprendre la dynamique du mouvement chez les personnes hémiparétiques. Dans cet ordre de pensée, la section suivante discute des résultats des autres articles afin



d'offrir une vision holistique du mouvement symétrique et simultané des membres supérieurs afin d'expliquer l'adaptation du membre supérieur non-parétique au membre supérieur parétique.

## **10.2 Mouvement bilatéral des membres supérieurs, du tronc et de la mise en charge sur les membres inférieurs**

Cette thèse a mis en évidence que, pour les trois tâches respectives des membres supérieurs, les déficits observés au niveau du membre supérieur parétique dans la tâche unilatérale persistent lors d'un mouvement bilatéral des membres supérieurs ou sont même accentués. En effet, le membre supérieur parétique présente une plus grande abduction de l'épaule et une moindre extension du coude associées à une participation plus importante du tronc. Lors du mouvement bilatéral symétrique, le membre supérieur non-parétique, qui tend vers une extension réduite du coude lors de la tâche unilatérale, s'ajuste au membre supérieur parétique.

Certains facteurs inhérents à la condition de la personne hémiparétique seraient susceptibles d'expliquer cet ajustement du membre supérieur non-parétique au membre supérieur parétique à l'intérieur de la tâche bilatérale expérimentale. Les déficits au niveau du membre supérieur parétique, du tronc et du membre inférieur parétique influenceraient la dynamique du mouvement bilatéral des membres supérieurs contraignant ainsi le membre supérieur non-parétique à s'adapter au membre supérieur parétique.

### **10.2.1 Impact des déficits du membre supérieur parétique sur le mouvement bilatéral des membres supérieurs**

Les limites du membre supérieur parétique lors de la tâche bilatérale pourraient être imputables à la présence de spasticité ou dues à des changements intrinsèques des muscles tel que suggéré par Dietz et collaborateurs (1991). Toutefois, l'étude de Levin (1996) a révélé une corrélation négative entre le niveau de spasticité et la fonction motrice mesurée à l'aide de l'évaluation motrice de Fugl-Meyer. Notre échantillon regroupait des sujets hémiparétiques présentant une bonne mobilité du membre supérieur parétique, tel que démontré au Fugl-Meyer (score de 43 à 63). Il est peu probable que la diminution de la mobilité du membre supérieur parétique soit imputable à une augmentation de la spasticité ou à des contractures.

Les limitations observées dans le mouvement du membre supérieur parétique pourraient aussi être issues des déficits neurologiques. En effet, les déficits au niveau des amplitudes angulaires de l'épaule et du coude lors de la tâche bilatérale pourraient être expliquée en partie par la présence d'un lien synergique anormal entre l'abduction de l'épaule et la flexion du coude. En fait, certaines études ont démontré une co-activation anormale entre les abducteurs de l'épaule et les fléchisseurs du coude durant la génération de forces isométriques produites par le membre supérieur parétique (Dewald et al., 1995; Beer et al., 1999). Dans ces études, les sujets hémiparétiques ont démontré une augmentation des moments de force lors de la flexion du coude du membre

supérieur parétique accompagnée par une abduction plus importante de l'épaule comparativement aux sujets sains. Inversement, la force résiduelle au niveau de l'extension du coude diminuait avec l'augmentation de l'abduction de l'épaule. Il est possible que le maintien de l'épaule en abduction ait entraîné chez les sujets hémiparétiques ce type d'augmentation dans le moment de force de la flexion du coude au niveau du membre supérieur parétique produisant une réduction dans la capacité à générer le moment de force requis pour l'extension du coude. Cette synergie anormale entre les abducteurs de l'épaule et les fléchisseurs du coude nuirait ainsi à l'extension du coude.

Il est possible aussi que la faiblesse musculaire limite la mobilité du membre supérieur parétique et contribue aux déficits observés dans sa cinématique (Bourbonnais et al., 1989). Les sujets hémiparétiques présentent une atteinte des muscles anti-gravitaires entraînant une perte de l'alignement de l'articulation gléno-humérale (Caillet, 1980; Gillen, 1998a). Il a été suggéré que cette perte de l'alignement de l'articulation gléno-humérale nuit à la stabilité et au glissement de l'omoplate contre la cage thoracique pour assurer le contrôle proximal nécessaire lors de la mobilisation du coude.

Mathiowetz et Bass Haugen (1994) suggèrent que pour compenser la faiblesse musculaire à l'épaule, les personnes hémiparétiques fléchissent le coude parce que cette stratégie raccourcit le bras de levier, permettant ainsi de le lever plus facilement. Il est donc possible que la présence d'une faiblesse musculaire à l'épaule de nos sujets AVC ait engendré une diminution de l'extension active du

coude en raison de l'effort musculaire demandé au niveau du membre supérieur parétique pour transporter le cône jusqu'à la cible.

L'extension limitée du coude du côté parétique peut également être expliquée par une activation musculaire antagoniste excessive chez les personnes hémiparétiques (Levin et al., 2000). La présence d'un déficit au niveau du contrôle descendant dû à la lésion hémisphérique produit une régulation inadéquate du seuil du réflexe d'étirement tonique. Ceci produit des zones articulaires dans lesquelles il y aurait une co-activation anormale lors des mouvements actifs. Ces chercheurs proposent que la difficulté à dissocier le membre supérieur parétique du patron anormal des synergies d'extension peut également expliquer les difficultés qu'éprouvent la personne hémiparétique à étendre son membre supérieur parétique.

Bien que notre échantillon regroupait des sujets hémiparétiques avec une motricité relativement fonctionnelle du membre supérieur parétique, il est probable que l'ajout d'un poids en distal (cône) ait contribué à augmenter les moments requis, principalement au niveau des fléchisseurs de l'épaule qui jouent un rôle important pour stabiliser le membre en proximal afin de permettre le transport de l'objet sur la cible. Le transport d'un cône, même si de poids léger, a probablement demandé un effort musculaire plus important contribuant à exacerber des séquelles existantes (synergie anormale abducteurs/épaule-fléchisseurs/coude, faiblesse musculaire, co-contraction des agonistes/antago-

nistes déficitaire) et empêchant le membre supérieur parétique de bénéficier du modèle offert par le membre supérieur non-parétique qui, au contraire, a dû s'ajuster. Cette adaptation du membre supérieur non-parétique a également été observée lors de tâches bilatérales plus difficiles telles que lors de mouvements rapides vers une cible (Rose & Winstein, 2005) et lors de mouvements oscillatoires du coude (Rice & Newell, 2001) dans lesquels le transport d'un objet dans la main n'est pas requis.

On pourrait donc penser que la tâche bilatérale demandée dans la présente étude, quoique simple en apparence, s'est révélée beaucoup plus difficile à réaliser pour les personnes hémiparétiques. Dans notre tâche bilatérale, les sujets devaient partager leur attention entre le mouvement combiné des membres supérieurs et les deux cibles à atteindre simultanément ce qui a probablement contribué à augmenter le niveau de difficulté de la tâche bilatérale. À cet effet, Trombly (1992) suggère que l'utilisation de la vision peut servir à guider le mouvement du membre supérieur chez la personne hémiparétique. Le chercheur propose que des déficits proprioceptifs modérés des sujets de son étude les auraient contraint à guider le membre supérieur parétique à l'aide du feedback visuel afin de corriger la trajectoire. Le rôle de la proprioception est requise pour maintenir la coordination entre les membres durant la réalisation du mouvement bilatéral (Jackson et al., 2000). Les capacités liées à la proprioception peuvent être perturbées chez les sujets avec une lésion cérébrovasculaire (Duncan & Badke, 1987; Carey 1996) et

compensées par la vision (O'Sullivan, 2001). Bien que nous ayons peu d'information concernant cet aspect à propos de nos sujets, il est possible que certains déficits proprioceptifs chez certains d'entre eux aient encouragé l'utilisation de la vision pour guider le membre supérieur parétique. Ce support visuel a probablement divisé l'attention visuelle lors de la tâche bilatérale de manière importante encourageant le membre supérieur non-parétique à s'adapter au membre supérieur parétique.

De plus, il a été suggéré que l'hémisphère droit est particulièrement sollicité dans le contrôle du mouvement en présence de demandes visuo-spatiales (Fisk et Goodale, 1988; Winstein & Pohl, 1995) ou attentionnelles (Heilman, 1995). La majorité de nos sujets constituait une clientèle présentant une lésion hémisphérique droite. Les déficits du membre supérieur parétique ajoutés à l'attention requise pour maintenir les membres supérieurs en synchronie bilatérale ont pu avoir imposé une demande visuelle importante chez les sujets avec une hémiparésie pour guider le mouvement du membre supérieur parétique, obligeant ainsi le membre supérieur non-parétique à s'adapter au mouvement de celui-ci.

Une autre contrainte possible pour expliquer les limites observées dans la performance bilatérale peut être attribuée à une implication plus importante du tronc limitant ainsi l'utilisation des membres supérieurs dans la performance de la tâche bilatérale.

### **10.2.2 Impact du tronc sur le mouvement bilatéral des membres supérieurs**

Une stratégie similaire (augmentation de la flexion du tronc, réduction de l'abduction de l'épaule et de l'extension du coude) a été utilisée par les sujets hémiparétiques et les sujets sains lors de la comparaison de la performance des tâches unilatérale et bilatérale. Ces données suggèrent que la planification motrice grossière («synergie globale») du mouvement bilatéral est préservée chez les sujets avec une hémiparésie. Toutefois, durant ce mouvement, l'abduction est plus importante, l'extension du coude est davantage réduite et est accompagnée par une augmentation plus prononcée de la flexion du tronc chez les sujets hémiparétiques.

La participation importante du tronc chez les sujets hémiparétiques serait associée aux déficits du membre supérieur parétique précédemment mentionnés. L'utilisation plus importante du tronc permettant le transport de l'objet à la cible chez ces sujets illustrerait aussi le phénomène d'équivalence motrice (Rosenbaum et al., 1995). Ce phénomène indique que, parmi le nombre de degrés de liberté disponible pour réaliser un mouvement, les différentes composantes peuvent être combinées de différentes façons pour atteindre un même but. Compte tenu des restrictions du membre supérieur parétique, les sujets hémiparétiques favorisent une plus grande participation du tronc au détriment de l'extension du coude pour compléter le mouvement de transport de l'objet vers la cible.

Cette relation entre la flexion prononcée du tronc et l'extension limitée du coude a également été observée lors d'un pointage unilatéral du membre supérieur parétique (Levin et al., 2002). Levin et ses collègues ont examiné la cinématique du membre supérieur parétique et du tronc en demandant à des sujets hémiparétiques de prendre un cône situé à des distances rapprochées et une distance éloignée qui s'apparente à celle de notre étude. Les distances rapprochées correspondaient à la moitié et à la pleine longueur du membre supérieur étendu. La distance éloignée représentaient une fois et un tiers la longueur du membre supérieur. Le membre supérieur parétique était comparé au membre supérieur dominant de sujets sains. À l'aide d'un marqueur placé au niveau du sternum, les chercheurs ont démontré que la contribution du tronc, exprimée en terme de pourcentage par rapport au déplacement total, est significativement plus grande chez les sujets hémiparétiques pour les distances considérées. La contribution de l'extension du coude, exprimée en fonction du pourcentage de la longueur du membre supérieur, a aussi été examinée. Les chercheurs rapportent que l'excursion du membre supérieur parétique a tendance à être réduite, ou est réduite, lors du parcours pour ces distances.

Levin et ses collègues (2002) indiquent aussi que le déplacement du tronc était inversement corrélé à la gravité du déficit moteur mesuré à l'aide de l'évaluation motrice de Fugl-Meyer. En effet, les sujets hémiparétiques démontrant des symptômes cliniques légers utilisent une coordination entre le tronc et le membre supérieur parétique similaire aux sujets sains : l'extension du membre



supérieur prédomine pour les distances rapprochées et le tronc contribue davantage dans le dernier tiers du trajet pour la distance éloignée. Pour les sujets modérément ou sévèrement atteints, le tronc contribue plus tôt au mouvement d'atteinte et de préhension du cône pour ces mêmes distances.

En somme, toutes ces données indiquent que ce sont, à la fois, le contrôle moteur du tronc et celui du membre supérieur parétique qui sont atteints chez les sujets avec un AVC. La contribution prononcée de la flexion du tronc, la synergie anormale de l'abduction de l'épaule et de la flexion du coude apparaissent comme proportionnellement planifiées dans un mouvement global illustrant le principe d'équivalence motrice défini comme étant la capacité d'atteindre les mêmes buts avec différentes combinaisons des effecteurs (Rosenbaum, 1995). Ainsi, malgré les limitations du tronc et du membre supérieur parétique, les sujets hémiparétiques parviennent à réaliser la tâche bilatérale demandée.

La mise en charge perturbée sur le pied parétique a pu également contribuer à rendre la réalisation de la tâche bilatérale plus difficile pour les sujets hémiparétiques n'offrant pas la base de stabilité normalement requise lors du mouvement du tronc et des membres supérieurs. Ce manque de stabilité a pu contribuer à favoriser l'accommodation du membre supérieur non-parétique au lieu de diriger le membre supérieur parétique vers une posture normalisante.

### **10.2.3 Impact de la mise en charge perturbée sur le pied parétique sur le mouvement bilatéral des membres supérieurs**

Lors du mouvement bilatéral, l'augmentation de la mise en charge sur les pieds correspond à une augmentation de la mise en charge appliquée sur le pied non-parétique. La sur-utilisation du pied non-parétique représente une stratégie utilisée pour compenser le déficit au niveau de la mise en charge du pied parétique. Il semble, cependant, que c'est uniquement lorsque cette stratégie d'utilisation du pied non-parétique est compromise lors de la direction controlatérale que le sujet hémiparétique sollicite son pied parétique. Les résultats obtenus dans l'article 4 lors du mouvement bilatéral des membres supérieurs réalisé vers chacune des directions illustrent bien cet aspect.

L'importance du tronc et des membres inférieurs pour assurer la stabilité requise lors des mouvements d'atteinte des membres supérieurs a déjà été soulignée. Lorsque le sujet hémiparétique effectue le mouvement bilatéral vers les directions avant et à 45° ipsilatéralement au côté parétique, il utilise son pied non-parétique en combinaison avec les muscles préservés du côté non-parétique du tronc. Il peut ainsi assurer le ralentissement, le «freinage» et la stabilité requise lors du mouvement. Par contre, lors du mouvement vers la direction controlatérale au côté parétique, la musculature hémiparétique du tronc (Bohannon, 1992; Bohannon et al., 1995a) ne lui permet pas d'assurer le contrôle graduel et l'arrêt nécessaires. Cette lacune obligerait alors le sujet à

recruter son pied parétique pour garantir l'équilibre essentiel à l'aide des deux pieds pour accomplir la tâche demandée.

Ce constat suggère que les sujets hémiparétiques possèdent une façon de remédier aux déficits moteurs du pied parétique. Ils démontrent également une capacité à utiliser ce pied lorsque nécessaire. Autrement, ces personnes ont tendance à l'éviter et ce, malgré de bons scores aux évaluations cliniques, comme c'est le cas pour les sujets de notre étude. Les patrons moteurs compensatoires sont des mouvements adaptés qui reflètent les effets de la lésion et les caractéristiques mécaniques du système moteur face aux demandes environnementales (Shepherd, 1992). Les mesures cliniques fonctionnelles ne peuvent pas toujours différencier entre la récupération neurologique et les stratégies compensatoires (récupération fonctionnelle). L'évaluation en laboratoire, telle que réalisée dans nos travaux, offre une information utile concernant ces stratégies puisqu'elle permet de mieux expliquer les mécanismes sous-jacents.

En somme, les déficits observés au membre supérieur parétique, probablement exacerbés par l'ajout d'un poids et le manque de mise en charge sur le pied parétique suggèrent que les exigences de la tâche bilatérale ont créé un patron de mouvement instable chez le sujet hémiparétique. Ce dernier a alors été contraint d'utiliser des stratégies compensatoires au niveau du tronc et du membre inférieur non-parétique (directions avant et à 45° ipsilatéralement au

côté parétique dans ce dernier cas). Ces compensations ont probablement empêché de créer une situation favorable à l'émergence de liens inter-hémisphériques par l'utilisation du membre supérieur non-parétique afin de favoriser un patron moteur plus adéquat au niveau du membre supérieur parétique. Certains mécanismes neurophysiologiques, tels que la réorganisation corticale au niveau du tissu intact de l'hémisphère endommagé, l'activation bilatérale des aires motrices et des fibres ipsilatérales de l'hémisphère non-endommagé peuvent avoir été favorisés au cours de la tâche expérimentale.

### **10.3 Mécanismes neurophysiologiques**

La récupération de la fonction motrice suivant un AVC s'établit à partir d'un réseau complexe de réorganisation corticale, sous-corticale ou spinale. Différents mécanismes neurologiques reliés cette réorganisation ont été identifiés. L'un d'entre eux représente les changements compensatoires au niveau de l'hémisphère endommagé dans l'organisation fonctionnelle du tissu intact entourant la lésion (Calautti et Baron, 2003; Werhahn et al., 2003). Chez les personnes hémiparétiques post-AVC, la voie corticospinale latérale controlatérale à la lésion est endommagée. La perte de l'intégrité de cette voie, qui représente les trois-quarts du faisceau pyramidal et qui est responsable des mouvements distaux, favorise l'utilisation du membre supérieur parétique comme membre assistant à l'intérieur des tâches de la vie quotidienne impliquant ainsi un mouvement beaucoup plus grossier de celui-ci. Considérant

la chronicité de la majorité de nos sujets hémiparétiques, il est probable que ceux-ci présentent une meilleure réorganisation de la représentation corticale proximale au niveau de l'hémisphère endommagé au détriment des segments distaux.

À cet effet, Nudo et Milliken (1996) ont examiné la réorganisation corticale après avoir induit, chez des singes adultes ( $n=5$ ), à l'aide de techniques de micro-stimulation intra-corticale, de petits infarctus ischémiques dans une région de la portion distale du membre supérieur (doigts, poignet, avant-bras) du cortex moteur primaire, une région fréquemment impliquée lors d'un AVC. Un second groupe de singes adultes ( $n=4$ ) servait de groupe témoin. Cinq mois plus tard, leurs données ont révélé un rétrécissement de la représentation distale sauvegardée et un envahissement des représentations corticales proximales du membre supérieur controlatéral à la lésion hémisphérique. Les chercheurs ont observé que les singes utilisaient ce membre supérieur pour grimper mais très peu pour prendre des objets. En comparant ces résultats avec des études de tâches d'entraînement du membre supérieur, où ce phénomène d'extinction n'est pas rapporté, les chercheurs concluent que la perte dans le temps des représentations distales préservées lors des techniques, pourrait être due, du moins en partie, par le non-usage de la musculature affectée.

Il est aussi possible qu'un phénomène de réorganisation corticale semblable se soit installé chez notre groupe de sujets hémiparétiques. Considérant le délai

écoulé depuis l'AVC chez ces derniers et l'utilisation du membre supérieur parétique surtout comme membre assistant dans les tâches de la vie quotidienne, la réorganisation corticale a probablement favorisé les aires motrices reliées au mouvement global de ce membre au détriment des zones distales. On peut émettre l'hypothèse que la représentation corticale proximale est mieux préservée au niveau du cortex endommagé. Cette préservation a probablement permis de réussir la tâche bilatérale expérimentale de soulever l'objet et le transporter jusqu'à la cible éloignée grâce aux articulations proximales, sans toutefois être en mesure de dépasser les contraintes de l'articulation distale du coude parétique.

L'utilisation des structures cérébrales disponibles au niveau de l'hémisphère intact pourrait expliquer, du moins en partie, les résultats observés. Quoique la majorité des fibres pyramidales de l'hémisphère intact exerce un contrôle contralatéral, le reste des fibres ne croisent pas et offrent un contrôle ipsilatéral grâce au faisceau corticospinal ventral. Ces fibres, issues des régions du cortex moteur et responsables de la musculature des épaules et du tronc, peuvent permettre une partie du contrôle moteur de ces segments lors de la réalisation des tâches par le côté parétique.

De plus, l'hémisphère intact peut assurer un certain degré de contrôle moteur grâce au contrôle bilatéral exercé par les projections du cortex moteur sur le noyau rouge et la formation réticulée au niveau du tronc cérébral. Les fibres

innervant le noyau rouge provenant des régions du cortex moteur projettent vers les parties latérales de la moëlle épinière (contrôle distal); les fibres destinées à la formation réticulaire sont issues des régions qui projettent vers les parties médianes (contrôle axial et proximal). Toutefois, cette voie indirecte empruntant les relais de la formation réticulée et du noyau rouge ne permet qu'un contrôle grossier et non-raffiné (Kuypers,1981; Purves et al., 1999), permettant ainsi le transport et le maintien de l'objet vers la cible.

Les conditions de la tâche auraient donc permis aux sujets hémiparétiques d'utiliser les ressources les mieux préservées au niveau du système nerveux central, notamment, les voies cortico-réticulospinale et cortico-rubrospinale de même que les fibres ipsilatérales de l'hémisphère affecté. Ainsi, le «pool» neuronal compromis de l'hémisphère cérébral a contraint le membre supérieur parétique à ses dynamiques de mouvement préférés plutôt que de bénéficier du modèle offert par le membre supérieur non-parétique. Le pool neuronal relativement non-compromis de l'hémisphère cérébral non-lésé (Coslett et al., 1993) a fourni plus de flexibilité aux mouvements du membre supérieur non-parétique s'accommodant alors aux contraintes auxquelles le membre supérieur parétique a été confronté durant la tâche bilatérale.

En d'autres mots, les sujets hémiparétiques auraient été limités à un patron moteur qui a été plus simple et économique en termes de coordination motrice. Les conditions favorisant une meilleure organisation neuronale qui leur aurait

permis de dépasser les contraintes inhérentes à la condition sensori-motrice du membre supérieur parétique étaient peu propices pour en assurer la planification.

#### **10.4 Implications pour la réadaptation**

L'aspect novateur de cette thèse, qui offre une vision holistique de la tâche bilatérale des membres supérieurs en considérant le tronc et les membres inférieurs, suggère la nécessité d'évaluer l'ensemble des mouvements corporels afin de mieux comprendre l'adaptation générale de la personne hémiparétique aux exigences de la tâche demandée. Cette thèse soulève l'importance de cibler le traitement sur l'ensemble du mouvement afin d'améliorer la performance du membre supérieur. Contrairement aux éléments considérés dans les études antérieures, une thérapie axée sur l'approche bilatérale des membres supérieurs doit considérer non seulement les membres supérieurs mais aussi d'autres points-clés tels que le tronc et le bassin de même que la mise en charge sur les membres inférieurs afin de favoriser une utilisation adéquate des membres supérieurs dans le quotidien de la personne hémiparétique. Mentionnons, toutefois, que ces recommandations s'appliquent principalement aux personnes présentant une hémiparésie chronique à la suite d'un AVC puisqu'elles constituent la majorité de notre échantillon.



L'utilisation simultanée et conjointe des membres supérieurs représente un mouvement naturellement utilisé dans les AVQ (ex.: ouvrir un tiroir, transporter un cabaret ou une boîte, déplacer un meuble, retirer un chandail). À notre avis, l'approche bilatérale symétrique doit être encouragée dans le traitement de la clientèle démontrant une hémiparésie chronique. Toutefois, nos résultats indiquent que certains aspects sont à considérer lors de l'utilisation du mouvement bilatéral et symétrique des membres supérieurs dans le cadre d'une intervention thérapeutique auprès des personnes hémiparétiques.

Il apparaît que le contrôle du tronc est une composante importante à contrôler pour améliorer la performance du membre supérieur parétique. D'ailleurs, il a été démontré que la restriction des mouvements du tronc améliore l'extension du coude parétique lors d'un mouvement unilatéral d'atteinte (Michaelsen et al., 2004a). Il est possible que les améliorations du membre supérieur parétique, observées dans certaines études (Whitall et al., 2000; Cunningham et al., 2002; Rose et Winstein, 2005) soient causées, en partie, à la combinaison de leur intervention avec la stabilisation du mouvement du tronc.

La combinaison d'une approche bilatérale avec d'autres interventions semblent, en effet, être une avenue intéressante pour améliorer la performance du membre supérieur parétique. Les études dans lesquelles ce type de combinaison a été retenu, ont obtenu des améliorations de la performance du membre supérieur parétique. Par exemple, Cauraugh et Kim (2002; 2003) ont

combiné le mouvement bilatéral des membres supérieurs à la stimulation neuromusculaire assistée par électromyographie. De leur côté, Whitall et ses collègues (2000) ont combiné le mouvement bilatéral à un appareil imposant un mouvement rythmique de flexion/extension des membres supérieurs à l'aide d'un indice sonore.

Dans le même ordre d'idées, puisque cette étude a démontré que la mise en charge des membres inférieurs est déficitaire chez les sujets hémiparétiques, un entraînement ciblé sur cette composante lors du mouvement bilatéral des membres supérieurs est primordial. Une combinaison du mouvement bilatéral avec un entraînement de mise en charge sur les pieds à l'aide d'un appareil offrant une rétroaction de cette mise en charge serait à exploiter comme mode d'intervention thérapeutique. La direction du mouvement est également un aspect à considérer. En effet, un mouvement dirigé vers la direction controlatérale au côté parétique encourage la mise en charge sur le pied parétique. De même, un entraînement axé sur la mobilité et le contrôle du tronc et du bassin lors de l'utilisation du mouvement bilatéral des membres supérieurs peut s'avérer bénéfique pour améliorer la performance du membre supérieur. La façon dont l'individu hémiparétique intègre ces entraînements respectifs au niveau de l'encodage des hémisphères et utilise cette information dans le mouvement bilatéral des membres supérieurs dans son quotidien demeure toutefois à préciser.

Enfin, considérant que les personnes hémiparétiques chroniques, à la suite d'un AVC, démontrent quand même une capacité d'apprentissage (Eng et al., 2003), cette thèse questionne également le devenir de cette clientèle et l'orientation future de nos interventions en réadaptation.

Les personnes qui ont eu ou auront un AVC reconnaissent l'importance des bienfaits de l'exercice physique pour maintenir une condition physique optimale. Ces personnes entreprendront un programme de réadaptation avec la conviction des bienfaits de l'exercice physique pour améliorer et maintenir leurs acquis à la suite de la réadaptation intensive réalisée en milieu hospitalier. Cependant, face aux restrictions budgétaires actuelles, il est probable que le milieu de santé actuel ne dispose pas des ressources nécessaires pour assurer ce suivi. Il serait possible d'entrevoir éventuellement le développement d'un réseau de services communautaires où les professionnels de la santé pourraient intervenir en ce sens afin de combler cette lacune.

### **10.5 Perspectives et avenues de recherches**

La description du mouvement bilatéral des membres supérieurs telle qu'effectuée dans le cadre de cette recherche a permis de soulever différentes avenues de recherches susceptibles d'être intéressantes à explorer.

L'étude du mouvement du tronc et du bassin lors d'un mouvement bilatéral des membres supérieurs et le lien à établir avec la mise en charge sur les membres inférieurs permettrait de mesurer l'implication du rôle de chacun lors de l'exécution de ce type de mouvement. De plus, une étude électromyographique permettrait de compléter cette information en fournissant plus d'information sur les muscles compensateurs.

Il serait également intéressant de mesurer le mouvement bilatéral des membres supérieurs à la suite de l'injection de toxine botulinique afin de vérifier si le blocage de la conduction nerveuse dans les muscles qui nuisent au mouvement du membre supérieur parétique permet une normalisation de ce type de mouvement. L'effet de la combinaison d'une approche de traitement bilatéral des membres supérieurs et de l'injection de toxine botulinique sur la performance du membre supérieur parétique pourrait être une avenue intéressante à explorer. En libérant le membre supérieur parétique de ses contraintes habituelles, l'individu hémiparétique serait susceptible d'obtenir un meilleur feedback sensoriel permettant probablement une amélioration de l'intégration sensori-motrice inter-hémisphérique nécessaire à la modélisation interne du mouvement.

Enfin, la poursuite de la quantification de la performance bilatérale des membres supérieurs, au moyen de mesures effectuées en laboratoire, et la comparaison de ces résultats aux évaluations cliniques aident à mieux documenter les

capacités réelles de l'individu et à développer des évaluations cliniques qui reflètent davantage celles-ci.

### **10.6 Limites de nos travaux**

Les limites inhérentes à tout projet de recherche clinique sont inévitables et nos résultats doivent être considérés dans le contexte de ces limites. Tout d'abord, la petite taille de l'échantillon de nos études pourrait être soulevée comme limite à la généralisation de nos résultats. À cause de cet échantillon réduit et de la distribution non-normale des données, les statistiques non-paramétriques ont été utilisées. Ce type d'analyses statistiques est très sévère pouvant expliquer, à l'occasion, des résultats indiquant des tendances plutôt que d'atteindre le niveau de signification. Avoir recruté quelques sujets de plus, dans certains cas, aurait peut-être permis d'obtenir plus de résultats significatifs.

De plus, le recrutement de nos sujets effectué sur une base volontaire au sein d'un milieu urbain et semi-urbain peut avoir créé un biais de sélection (région géographique, niveau d'activité physique). Dans le même sens, l'échantillon sélectionné dans cette étude présentait une fonction motrice relativement bonne et les résultats ne peuvent être appliqués à une clientèle hémiparétique plus gravement atteinte. De même, cette thèse a été effectuée auprès de sujets hémiparétiques chroniques et ne considère pas la clientèle hémiparétique en stade aigu et subaigu. Toutefois, il serait intéressant de vérifier si les déficits du

mouvement bilatéral symétrique des membres supérieurs sont de même importance entre ces deux groupes.

L'impact du côté de la lésion hémisphérique sur les résultats n'a pas été analysé dans cette étude en raison de la petite taille. La majorité de nos sujets présentaient une hémiparésie gauche. Certaines études (Wade et al., 1984; Bohannon et al., 1986; Rode et al., 1997; Pérennou et al., 1999; 2002). suggèrent des problèmes spécifiques de posture chez ces personnes. De plus, il a été suggéré que l'hémisphère droit est particulièrement sollicité dans le contrôle du mouvement en présence de demandes visuo-spatiales (Fisk et Goodale, 1988; Winstein & Pohl, 1995) ou attentionnelles (Heilman, 1995), lesquelles étaient particulièrement sollicitées lors de la tâche bilatérale. Il serait éventuellement important de contrôler ce facteur afin de généraliser nos résultats.

Les résultats issus de nos travaux offre un volet beaucoup plus proximal du mouvement bilatéral des membres supérieurs qui n'implique pas une préhension avec ouverture et fermeture sur l'objet pendant la tâche. Il s'agit d'un mouvement plus direct vers la cible sans avoir considéré l'approche de la main vers l'objet. Or, il a été démontré que les muscles proximaux sont souvent rapportés comme étant moins gravement affectés à la suite d'un AVC que les muscles distaux (Colebatch et Gandevia, 1989). Bien que les muscles distaux étaient requis pour maintenir l'objet, les sujets hémiparétiques n'avaient pas à

gérer l'ouverture et la fermeture de la main. Il a été établi, chez ces personnes, que lors d'un mouvement d'atteinte et de préhension, l'implication du tronc était reliée aux mouvements proximaux et à l'orientation de la main du membre supérieur parétique lors de l'approche de l'objet (Michaelsen et al., 2004b). Ainsi, nos résultats ne peuvent être généralisés à une tâche bilatérale impliquant une approche de préhension vers l'objet.

Nous n'avons pas considéré les déplacements du centre de pression à l'intérieur des études portant sur les mouvements des membres supérieurs et du tronc. Puisque le type de tâche demandée demandait aux sujets un déplacement de l'ensemble de ces segments vers l'avant, on aurait pu estimer que le centre de pression se déplace aussi vers l'avant et que les forces sous les pieds augmentent. De plus, nous n'avons pas discuté des forces horizontales qui sont impliquées lors du freinage du mouvement qui induisent une décélération des segments. Ces décélérations modifient la position du centre de pression. En effet, la position du centre de pression par rapport à la projection du centre de masse (distance CM-COP) est déterminée par les accélérations horizontales; la différence entre le COP et le CM est proportionnelle à l'accélération horizontale du CM (Gage et al., 2003). De plus, Gage et ses collaborateurs (2003) ont démontré que les mouvements horizontaux du CM dans les directions antéro-postérieure et médio-latérale de l'ensemble du corps et des segments corporels augmentent linéairement en amplitude avec la hauteur des marqueurs. Puisque les tâches unilatérale et

bilatérale étudiées se produisait principalement à la partie supérieure du corps (membres supérieurs et tronc) et comportaient un mouvement vers l'avant et sur les côtés, l'examen des déplacements du centre de pression et des forces horizontales auraient fournies des informations complémentaires pour expliquer nos résultats.

Cette thèse n'a pas examiné non plus la contribution de la ceinture scapulaire lors du mouvement du membre supérieur vers la cible. Bien qu'il y ait une altération du rythme scapulo-huméral chez la personne avec une hémiparésie (Gillen, 1998a), le but de cette thèse visait principalement à donner un aperçu global du mouvement combiné des membres supérieurs, du tronc et des membres inférieurs lors d'un mouvement bilatéral des membres supérieurs.

Enfin, en dernier lieu, mentionnons que différentes sources d'erreurs peuvent être issues de l'utilisation des appareils. Les principales sources d'erreurs associées à la mesure cinématique proviennent d'erreurs sur la position des marqueurs et des erreurs dues aux mouvements des tissus mous (Allard et Blanche., 1996). Une autre source d'erreur potentielle, tant au niveau cinématique que cinétique, est la présence d'un biais (ou erreur systématique) issu d'un écart entre la mesure réelle et la mesure obtenue à l'aide des instruments utilisés (Contandriopoulos et al., 1990). Toutefois, afin de minimiser ces erreurs, différentes dispositions ont été prises dans cette étude et sont détaillées dans la méthodologie. Notons en dernier lieu, que pour effectuer les



analyses cinématiques, il est supposé que le tronc est un corps rigide. Il demeure néanmoins que quelques sources d'erreurs peuvent provenir de mouvements produits au niveau, par exemple de la ceinture scapulaire ou des segments de la colonne vertébrale.

## CHAPITRE 11 - CONCLUSION

---

L'objectif de cette thèse était d'offrir une description holistique de l'effet de mouvements symétriques et simultanés des membres supérieurs sur la performance motrice du membre parétique en examinant la participation du tronc et des membres inférieurs. Les résultats démontrent que les déficits dans le membre supérieur parétique observés durant la tâche unilatérale persistent, ou même augmentent, durant la tâche bilatérale et que le mouvement du membre supérieur non-parétique s'adapte à celui du membre supérieur parétique. Cette étude a également mis en évidence une plus grande implication du tronc chez les personnes hémiparétiques lors du mouvement bilatéral symétriques des membres supérieurs. L'examen spécifique du contrôle moteur du tronc à l'intérieur de cette thèse, effectué à l'aide d'un mouvement de flexion, indique que celui-ci est atteint chez les personnes. En dernier lieu, les résultats de nos travaux ont démontré que la direction du mouvement, plus que la condition de la tâche elle-même (unilatérale ou bilatérale), favorise une mise en charge sur le pied parétique.

Les résultats présentés suggèrent que la tâche bilatérale symétrique examinée dans cette thèse s'est révélée très exigeante à réaliser pour les sujets hémiparétiques favorisant ainsi l'adaptation du mouvement du membre supérieur non-parétique à celui du membre supérieur parétique. Les limites du membre supérieur parétique, les demandes visuo-spatiales et attentionnelles,

l'ajout d'un poids (cône) et le manque de mise en charge sur le pied parétique ont probablement contribué à exacerber les déficits du membre supérieur parétique. Cette situation a contraint le membre supérieur non-parétique à se conformer au mouvement du membre supérieur parétique.

Notre étude indique que les personnes hémiparétiques chroniques parviennent à être fonctionnelles grâce à l'utilisation de stratégies compensatoires. Elle questionne l'association qui est établie entre les tests d'équilibre assis et les évaluations fonctionnelles de même que le suivi de ces individus et l'orientation future des interventions en réadaptation auprès de cette clientèle. Considérant que celle-ci démontre des capacités d'apprentissage, la poursuite des interventions s'avèrerait utile pour améliorer l'utilisation bilatérale des membres supérieurs.

Ces interventions devraient inclure un traitement au niveau des différents segments corporels participant aux mouvements des membres supérieurs c'est-à-dire, le tronc, incluant le bassin, de même que les membres inférieurs afin de permettre l'utilisation d'un patron moteur plus adéquat lorsque la personne hémiparétique entre en relation avec son environnement.

## RÉFÉRENCES

---

Adams RW, Gandevia SC, Skuse NF. The distribution of muscle weakness in upper motoneuron lesions affecting the lower limb. *Brain* 1990; 113: 1459–76.

Allard P, Blanchi JP. *Analyse du mouvement humain par la biomécanique*. Mont-Royal, QC.: Décarie, 1996.

Alsenawi D Cooke J. Matching movements made independently by two arms in normal humans. *Journal of Motor Behavior* 1985;17: 321-34.

Andres FG, Mima T, Schulman AE, Dichgans J, Hallett M, Gerloff C. Functional coupling of human cortical sensorimotor areas during bimanual skill acquisition. *Brain* 1999; 122: 855-70.

Baskett JJ, Marshall HJ, Broad JB, Owen PH, Green G. The good side after stroke: ipsilateral sensory-motor function needs careful assessment. *Age and ageing* 1996; 25: 239-44.

Beer RF, Given JD, Dewald JPA. Task-dependent weakness at the elbow in patients with hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1999; 80: 766-72.

Bernstein NA. The coordination and regulation of movement. Oxford: Pergamon Press, 1967.

Bobath B. Adult hemiplegia evaluation and treatment (3rd edition). Oxford: Heinemann Medical Books, 1990.

Bohannon RW, Smith MB, Larkin PA. Relationship between independent sitting balance and side of hemiparesis. *Physical Therapy* 1986; 66: 944-5.

Bohannon RW. Lateral trunk flexion strength: impairment, measurement reliability and implications following unilateral brain lesion. *International Journal of Rehabilitation Research* 1992;15:249-51.

Bohannon RW, Cassidy D, Walsh S. Trunk muscle strength is impaired multidirectionally after stroke. *Clinical Rehabilitation* 1995a;9:47-51.

Bohannon RW. Recovery and correlates of trunk muscle strength after stroke. *International Journal of Rehabilitation Research* 1995b; 18: 162-167.

Bourbonnais D, Vanden Noven S. Weakness in patients with hemiparesis. *American Journal of Occupational Therapy* 1989; 43: 313-19.

- Brinkman J, Kuypers HG. Cerebral control of contralateral and ipsilateral arm, hand and finger movements in the split-brain rhesus monkey. *Brain* 1973; 96: 653-74.
- Brinkman C, Porter R. Supplementary motor area in the monkey: activity of neurons during performance of a learned motor task. *Journal of Neurophysiology*. 1979; 42: 681-709.
- Brinkman, C. Supplementary motor area of the monkey's cerebral cortex: short- and long-term deficits after unilateral ablation and the effects of subsequent callosal section. *Journal of Neuroscience* 1984; 4: 918-29.
- Brown SH, Hefter H, Mertens M, Freund H-J. Disturbances in human arm movement trajectory due to mild cerebellar dysfunction. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 1990; 53: 306-13.
- Brunnstrom S. *Movement therapy in hemiplegia*. New-York, N.Y.: Harper & Row Publishers Inc., 1970.
- Byrne DP, Ridgeway EM. Considering the whole body in treatment of the hemiplegic upper extremity. *Topics in Stroke Rehabilitation* 1998; 4: 14-34.

Caillet R. The shoulder in hemiplegia. Philadelphia, PA: F.A. Davis Company, 1980.

Calautti C, Baron JC. Functional neuroimaging studies of motor recovery after stroke in adults. *Stroke* 2003; 34: 1553-66..

Campbell FM, Ashburn AM, Pickering RM, Burnett M. Head and pelvic movements during a dynamic reaching task in sitting: implications for physical therapists. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001; 82:1655-60.

Carey LM, Oke LE, Matyas TA. Impaired limb position sense after stroke: a quantitative test for clinical use. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1996; 77: 1271-8.

Carr J, Shepherd R. *Neurological Rehabilitation: Optimizing Motor Performance*. Oxford: Butterworth Heinemann, 2000.

Castiello U, Bennett KMB, Stelmach GE. The bilateral reach to grasp. *Behavioural Brain research* 1993; 56: 43-57.

- Cauraugh JM, Kim S. Two coupled motor recovery protocols are better than one - Electromyogram-triggered neuromuscular stimulation and bilateral movements. *Stroke* 2002; 33: 1589-94.
- Cauraugh JM, Kim S. Progress toward recovery with active neuromuscular stimulation: muscle activation pattern evidence after a stroke. *Journal of Neurological Sciences* 2003; 207: 25-9.
- Chari VR, Kirby RL. Lower-limb influence on sitting balance while reaching forward. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1986; 67: 730-3.
- Cheng P-T, Liaw M-Y, Wong M-K, Tang F-T, Lee M-Y, Lin P-S. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1998;79:1043-6.
- Chou SW, Woong AMK, Leong CP, Hong WS, Tang FT, Lin TH. Postural control during sit-to-stand and gait in stroke patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2003;82:42-7.
- Cirstea CM, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain* 2000; 123: 940-53.



Colebatch JG, Gandevia SC. The distribution of muscular weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm. *Brain* 1989; 112: 749-63.

Contandriopoulos Ad, Champagne F, Potvin L, Denis JL, Boyle P. *Savoir préparer une recherche: la définir, la structurer, la financer*. Montréal, QC: Les Presse de l'Université de Montréal, 1990.

Corriveau H, Hébert R, Prince F, Raïche M. Intrasession reliability of the "center of pressure minus center of mass" variable of postural control in the healthy elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2000; 81: 45-8.

Corriveau H, Hébert R, Prince F, Raïche M. Postural control in the ederly: An analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001; 82: 80-5.

Coslett HB, Schwartz MF, Goldberg G, Hass D, Perkins J. Multimodal hemispacial defects after left hemisphere stroke. A disorder of attention? *Brain* 1993; 116: 527-32.

Crosbie J, Shepherd RB, Squire TJ. Postural and voluntary movement during reaching in sitting: the role of the lower limbs. *Journal of Human Movement Studies* 1995; 28: 103-26

Crossman AR. Functional anatomy of movement disorders. *Journal of Anatomy* 2000; 196: 519-25.

Cunningham CL, Phillips Stoykov ME, Walter CB. Bilateral facilitation of motor control in chronic hemiplegia. *Acta Psychologica* 2002; 110: 321-37.

Davies PM. Right in the middle: selective trunk activity in the treatment of adult hemiplegia. New-York: Springer-Verlag, 1990.

Dean CM, Shepherd RB, Adams R. Intersegmental coordination during reaching in seated subjects. Proceedings of the 12<sup>th</sup> International congress of World Confederations of Physical therapy Whashington. APTA 1995; 720.

Dean CM, Shepherd R, Adams R. The effect of reach direction and extent of thigh support on the forces through the feet during seated reaching tasks. In: Lee M, Gilleard W, Sinclair P, Smith R and Swain D, editors. Proceedings of the First Australasian Biomechanics Conference. Sydney: Faculty of Health Sciences, University of Sydney; 1996, p. 18-19.

Dean CM, Shepherd RB. Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke. *Stroke* 1997; 28: 722-8.

Dean CM, Shepherd R, Adams R. Sitting balance I: Trunk-arm coordination and the contribution of the lower limbs during self-paced reaching in sitting. *Gait and Posture* 1999a; 10: 135-46.

Dean CM, Shepherd R, Adams R. Sitting balance II: Reach direction and thigh support affect the contribution of the lower limbs when reaching beyond arm's length in sitting. *Gait and Posture* 1999b; 10: 147-53.

de Sèze M, Wiart L, Bon-Saint-Côme A, Debelleix X, de Sèze M, Joseph P-A, Mazaux J-M, Barat M. Rehabilitation of postural disturbances of hemiplegic patients by using trunk control retraining during exploratory exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001;82:793-800.

Desrosiers J, Bourbonnais D, Bravo G, Roy P-M, Guay M. Performance of the "unaffected" upper extremity in elderly stroke patients. *Stroke* 1996; 27: 1564-70.

Desrosiers J, Malouin F, Richards C, Bourbonnais D, Rochette A, Bravo G. Comparison of changes in upper and lower extremity impairments and disabilities after stroke. *International Journal of Rehabilitation Research* 2003; 26: 109-16.

- Dettman MA, Linder MT, Sepic SB. Relationship among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *American Journal of Physical Medicine* 1987; 66: 83
- Dewald JPA, Pope PS, Given JD, Buchanan TS, Rymer WZ. Abnormal muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects. *Brain* 1995; 118: 495-510.
- Dickstein R, Hocherman S, Amdor G, Pillar T. Reaction and movement times in patients with hemiparesis for unilateral and bilateral elbow flexion. *Physical Therapy* 1993; 73: 374-80.
- Dietz V, Trippel M, Berger W. Reflex activity and muscle tone during elbow movements in patients with spastic paresis. *Annals of Neurology* 1991; 30: 767-78.
- Donato SM, Pulaski KH. Overview of balance impairments: functional implications. In: Gillen G and Burkhardt A, editors. *Stroke rehabilitation: a function-based approach*. St Louis: Mosby, 1998: p 90-108.
- Donchin O, Gribova A, Steinberg O, Bergman H, Vaadia E. Primary motor cortex is involved in bimanual coordination. *Nature* 1998; 395: 274-8.

Donchin O, Gribova A, Steinberg O, Mitz AR, Bergman H, Vaadia E. Single-unit activity related to bimanual arm movements in the primary and supplementary motor cortices. *Journal of Neurophysiology* 2002; 88: 3498-517.

Duncan PW, Badke MB. Determinants of abnormal motor control. In Duncan PW and Badke MB, editors. *Stroke rehabilitation*. Chicago: Mosby, 1987.

Duncan PW. Stroke disability. *Physical Therapy* 1994; 74: 399-407.

Duque J, Mazzocchio R, Dambrosia J, Murase N., Olivier E., Cohen LG. Kinematically specific interhemispheric inhibition operating in the process of generation of a voluntary movement. *Cerebral Cortex* 2005; 15: 588-93.

Dutil É , Arsenault AB, Corriveau H, Prévost R. Protocole d'évaluation de la fonction sensori-motrice: Test de Fugl-Meyer. Montréal (QC): Centre de Recherche, Institut de Réadaptation de Montréal and École de Réadaptation, Faculté de Médecine, Université de Montréal; 1989.

Eggers O. *Occupational therapy in the treatment of adult hemiplegia*. Maryland: Aspen Systems Corporation, 1984.

Eng JJ, Chu KS, Maria Kim C, Dawson AS, Carswell A, Hepburn KE. A community-based group exercise program for persons with chronic stroke. *Medicine Science in Sports Exercise* 2003; 35: 1271-78.

Engardt M, Olsson E. Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1992; 24: 67-74.

Enoka RM. *Neuromechanics of human movement* (3rd edition). Windsor: Human Kinetics, 2002.

Esparza DY, Archambault PS, Winstein CJ, Levin MF. Hemispheric specialization in the co-ordination of arm and trunk movements during pointing in patients with unilateral brain damage. *Experimental Brain Research* 2003; 148: 488-97.

Fisk JD, Goodale MA. The effects of unilateral brain damage on visually guided reaching: Hemispheric differences in the nature of the deficit. *Experimental Brain Research* 1988; 72: 425-35

Fondation des maladies du coeur du Canada (1998). *Accidents vasculaires cérébraux: prévention, traitement et réadaptation*. Saint-Laurent, QC: Éditions du Trécarré.

Franchignoni FP, Tesio L, Ricupero C, Martino MT. Trunk control test as an early predictor of stroke rehabilitation outcome. *Stroke* 1997; 28:1382-85.

Franz EA, Zelaznik HN, McCabe G. Spatial topological constraints in a bimanual task. *Acta Psychologica* 1991; 77: 137-51.

Franz EA, Eliassen J, Ivry RB, Gazzaniga MS. Dissociation of spatial and temporal coupling in the bimanual movements of callosotomy patients. *Psychological Science*. 1996; 7: 306-10.

Franz EA, Waldie KE, Smith MJ. The effect of callosotomy on novel versus familiar bimanual actions: A neural dissociation between controlled and automatic processes? *Psychological Science*. 2000; 11: 82-5.

Fugl-Meyer AR, Jääskö L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. I: A method for evaluation of physical performance. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1975;7:13-31.

Gage WH, Winter DA, Frank JS, Adkin AL. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait and Posture* 2004; 124-32.

- Ghez C, Krakauer J. The organization of movement. In: Kandel ER, Schwartz JH and Jessel TM, editors. Principles of Neural Science (4th edition). Montreal: McGraw-Hill, 2000: 653-673.
- Gillen G. Upper Extremity Function and Management. In: Gillen G and Burkhardt A, editors. Stroke rehabilitation: a function-based approach. St. Louis, MO: Mosby, 1998a: 109-51.
- Gillen G. Trunk control: A prerequisite for functional independence. In: Gillen G and Burkhardt A, editors. Stroke rehabilitation: A function-based approach. St-Louis: Mosby, 1998b: 69-89.
- Goldberg G. Supplementary motor area structure and function: review and hypotheses. The Behavioural and Brain Sciences 1985; 8: 567-616.
- Haaland KY, Harrington D. Limb sequencing deficits after left but not right hemisphere damage. Brain and Cognition 1994; 24: 104-22.
- Hallett M. (2001) Plasticity of the human motor cortex and recovery from stroke. Brain Research Reviews 36, 169-174.



Halsband U, Ito N, Tanji J, Freund H-J. The role of premotor cortex and the supplementary motor area in the temporal control of movement in man.

Brain 1993; 116: 243-66.

Hatzitaki V, McKinley P. Bilateral reaching to asymmetrical targets: Muscle and joint dynamic interlimb adaptations. Research Quarterly for Exercise and Sport 1998; 69: 344-54.

Heart and Stroke Foundation of Canada. Home page. Ottawa, ON. 2002.

Available at: <http://209.5.25.165/Page.asp?PageID=10>

Heilman KM. Attentional asymmetries. In: Davidson R and Hugdahl K, editors.

Brain asymmetry. Cambridge, Mass.: MIT Press, 1995: 217-34.

Hesse S, Schauer M, Malezic M, Jahnke M, Mauritz K-H. Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine 1994; 26:161-6.

Hines C, Mercer V. Anticipatory postural adjustments: an update. Neurology Report 1997; 21: 17-22.

- Hömberg V, Stephan KM, Netz J. Transcranial stimulation of motor cortex in upper motor neurone syndrome: its relation to the motor deficit. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 1991; 81: 377-88.
- Ikai T, Kamikubo T, Takehara I, Nishi M, Miyano S. Dynamic postural control in patients with hemiparesis. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2003; 82: 463-9.
- Jackson GM, Jackson SR, Husain M, Harvey M, Kramer T, Dow L. The coordination of bimanual prehension movements in a centrally deafferented patient. *Brain* 2000; 123: 380-93.
- Jeannerod M. Intersegmental coordination during reaching at natural visual objects. In: Long J and Baddeley A, editors. *Attention and Performance*, Vol. 9. Hillsdale (NJ): Erlbaum, 1981:153-68.
- Jeannerod, M. The timing of natural prehension movements. *Journal of Motor Behavior* 1984; 16: 235-40.
- Jonhson KA, Bennett JE, Georgiou N, Bradshaw JL, Chiu E, Cunnington R, Iansek R. Bimanual co-ordination in Huntington's disease. *Experimental Brain Research* 2000; 134: 483-9.

- Kaminski TR, Bock C, Gentile AM. The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. *Experimental Brain Research* 1995; 106: 457-66.
- Karol EA, Pandya DN. The distribution of the corpus callosum in the rhesus monkey. *Brain* 1971; 94: 471-86.
- Kelso JAS, Southard DL, Goodman D. On the nature of human interlimb coordination. *Science* 1979a; 203: 1029-31.
- Kelso JAS, Southard DL, Goodman D. On the coordination of two-handed movements. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* 1979b; 5: 229-38.
- Kelso JAS, Holt KG, Ruben P, Kugler PN. Patterns of human interlimb coordination emerge from the properties of non-linear, limit cycle oscillatory processes: theory and data. *Journal of Motor Behavior* 1981; 13:226-61.
- Kelso, J.A.S., Putnam, C.A., Goodman, D. On the space-time structure of human interlimb coordination. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology* 1983; 35A:347-75.

Kermadi I, Liu Y, Rouiller EM. Do bimanual motor actions involve the dorsal premotor (PMd), cingulate (CMA) and posterior parietal (PPC) cortices? Comparison with primary and supplementary motor cortical areas. *Somatosensory and Motor Research*. 2000; 17: 255-71.

Knott M, Voss D. *Proprioceptive neuromuscular facilitation* (2d edition). New York: Harper & Row, 1968.

Kuypers HGJM, Brinkman J. Precentral projections to different parts of the spinal intermediate zone in the rhesus monkey. *Brain Research* 1970; 24: 29-48.

Kuypers HGJM. Anatomy of the descending pathways. In Brooks VB, editor. *Handbook of Physiology, Section 1: The Nervous system, volume II, Motor Control, Part I*. American Physiological Society, 1981.

Lacroix S, Havton LA, McKay H, Yang H, Brant, A., Roberts, J., Tuszynski M. Bilateral corticospinal projections arise from each motor cortex in the macaque monkey: a quantitative study. *The Journal of Comparative Neurology* 2004; 473: 147-61.

Levin MF. Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Brain* 1996; 119: 281-93.

- Levin MF, Selles RW, Verheul MHG, Meijer OG. Deficits in the coordination of agonist and antagonist muscles in stroke patients: implications for normal motor control. *Brain Research* 2000; 853: 352-69.
- Levin MF, Michaelsen SM, Cirstea CM, Roby-Brami A. Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Experimental Brain Research* 2002; 143: 171-80.
- Lewis GN, Byblow WD. Neurophysiological and behavioural adaptations to a bilateral training intervention in individuals following stroke. *Clinical Rehabilitation* 2004; 18: 48-59.
- Loewen SC, Anderson BA. Predictors of stroke outcome using objective measurement scales. *Stroke* 1990; 21:78-81.
- Luft AR, McCombe-Waller S, Whitall J, Forrester LW, Macko R, Sorkin JD, Schulz JB, Goldberg AB, Hanley DF. Repetitive bilateral arm training and motor cortex activation in chronic stroke: a randomized clinical trial. *The Journal of the American Medical Association* 2004; 292: 1853-61.
- Ma S, Feldman AG. Two functionally different synergies during arm reaching movements involving the trunk. *Journal of Neurophysiology* 1995; 73: 2120-22.

- Mark LS, Nemeth K, Gardner D, Dainoff MJ, Paasche J, Duffy M, Grandt K. Postural dynamics and the preferred critical boundary for visually guided reaching. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance* 1997; 23: 1365-79.
- Marteniuk RG, MacKenzie CL, Baba DM. Bimanual movement control: information processing and interaction effects. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology* 1990; 36A: 335-65.
- Mathiowetz V, Bass Haugen J. Motor behavior research: implications for therapeutic approaches to central nervous system dysfunction. *American Journal of Occupational Therapy* 1994; 48: 733-45.
- McDowd JM, Craik FIM. Effects of aging and task difficulty on divided attention performance. *Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance* 1988; 14: 267-80.
- McDowd JM, Shaw RJ. Attention and aging: A functional perspective. In: Craik FIM and Salthouse TA, editors. *The Handbook of Aging and Cognition*. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, 2000: 221-92.

- Messier S, Bourbonnais D, Desrosiers J, Roy Y. Dynamic analysis of trunk flexion after stroke. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* 2004; 85: 1619-24.
- Michaelsen SM, Luta A, Roby-Brami A, Levin, MF. Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke* 2001; 32: 1875-83.
- Michaelsen SM, Levin MF. Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: a controlled trial. *Stroke* 2004a; 35: 1914-19.
- Michaelsen SM, Jacobs S, Roby-Brami A, Levin MF. Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemi paresis. *Experimental Brain Research* 2004b; 157: 162-73.
- Mizrahi J, Solzi P, Ring H, Nisell R. Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Medical and Biological Engineering and Computing* 1989; 27: 181-90.
- Mudie MH, Matyas TA. Upper extremity retraining following stroke: effects of bilateral practice. *Journal of Neurologic Rehabilitation* 1996; 10: 167-84.

Mudie MH, Matyas TA. Can simultaneous bilateral movement involve the undamaged hemisphere in reconstruction of neural networks damaged by stroke? *Disability and Rehabilitation* 2000; 22: 23-37.

Mudie MH, Winzeler-Mercay U, Radwan S, Lee L. Training symmetry of weight distribution after stroke: a randomized controlled pilot study comparing task-related reach, Bobath and feedback training approaches. *Clinical Rehabilitation* 2002;16:582-92.

Muntner P, Garrett E, Klag MJ, Coresh J. Trends in stroke prevalence between 1973 and 1991 in the US population 25 to 74 years of age. *Stroke* 2002; 33: 1209-13.

National Stroke Association. 2002. Available at: <http://www.stroke.org>. Accessed January 9, 2004.

Nudo RJ, Milliken GW. Reorganization of movement representations in primary motor cortex following focal ischemic infarcts in adult squirrel monkeys. *Journal of Neurophysiology* 1996; 75: 2144-49.

O'Sullivan SB. Stroke. In O'Sullivan SB and Schmitz TJ, editors. *Physical rehabilitation: assessment and treatment* (4th edition). Philadelphia, PA: F.A. Davis, 2001.



Pérennou D, Pélissier J, Amblard B. La posture et le contrôle postural cérébrolésé vasculaire: une revue de la littérature. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 1996; 39: 497-513.

Pérennou DA, Amblard B, Leblond C, Pélissier J. Biased postural vertical in humans with hemispheric cerebral lesions. *Neuroscience Letters* 1998; 252: 75-8.

Pérennou D, Bénéïm C, Rouget E, Rousseaux M, Blard JM, Pélissier J. Posture et équilibre après accident vasculaire cérébral: désavantage de l'hémisphère droit. *Revue Neurologique (Paris)* 1999;155:281-90.

Pérennou DA, Amblard B, Laassel M, Benaim C, Hérisson C, Pélissier J. Understanding the pusher behavior of some stroke patients with spatial deficits: a pilot study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2002; 83: 570-5.

Pigeon P, Yahia L, Mitnitski AB, Feldman AG. Superposition of independent units of coordination during pointing movements involving the trunk with and without visual feedback. *Experimental Brain Research* 2000: 131: 336-49.

- Pohl PS, Luchies CW, Stoker-Yates J, Duncan PW. Upper extremity control in adults post stroke with mild residual impairment. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2000; 14: 33-41.
- Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ. What is balance? *Clinical Rehabilitation* 2000; 14: 402-6.
- Preilowski BFB. Possible contribution of the anterior forebrain commissures to bimanual motor coordination. *Neuropsychologia* 1972; 10: 267-77.
- Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D, Katz LC, LaMantia A-S, McNamara JO. *Contrôles descendants des circuits spinaux. Neurosciences* (Coquery JM, traduction de la 1<sup>re</sup> édition américaine). Bruxelles: De Boeck Université, 1999: 311-27.
- Rice MS, Newell KM. Interlimb coupling and left hemiplegia because of right cerebral vascular accident. *The Occupational Therapy Journal of Research* 2001; 21: 12-28.
- Roby-Brami A, Fuchs S, Mokhtari M, Bussel B. Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients. *Motor Control* 1997; 1: 72-91.

- Rode G, Tiliket C, Boisson D. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 1997;29:11-6.
- Rose DK, Winstein CJ. The coordination of binatural rapid aiming movements following stroke. *Clinical Rehabilitation* 2005; 19: 452-62.
- Rosenbaum DA, Loukopoulos LD, Meulenbroek RG, Vaughan, J, Engelbrecht SE. Planning reaches by evaluating stored postures. *Psychological Review* 1995; 102: 28-67.
- Rossi E, Mitniski A, Feldman AG. Sequential control signals determine arm and trunk contributions to hand transport during reaching in humans. *Journal of Physiology* 2002; 538: 659-71.
- Sandin KJ, Smith BS. The measure of balance in sitting in stroke rehabilitation prognosis. *Stroke* 1990; 21: 82-86.
- Serrien DJ, Wiesendanger M. Temporal control of bimanual task in patients with cerebellar dysfunction. *Neuropsychologia* 2000; 38: 558-65.
- Shepherd RB. Adaptive motor behaviour in response to perturbations of balance. *Physiotherapy Theory and Practice* 1992; 8: 137-43.

- Sherwood DE. Hand preference, practice order and spatial assimilations in rapid bimanual movement. *Journal of Motor Behavior* 1994; 26: 123-43.
- Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway biofeedback: Its effect on re-establishing stance stability in hemiplegic patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1988;69: 395-400.
- Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: Theory and Practical Applications* (2d edition). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- Smith DL, Akhtar AJ, Garraway WM. Proprioception and spatial neglect after stroke. *Age and ageing* 1983; 12: 63-9.
- Soechting JF, Lacquaniti F. Invariant characteristics of a pointing movement in man. *The Journal of Neurosciences* 1981; 1: 710-20.
- Son K, Miller JAA, Shultz AB. The biomechanical role of the trunk and lower extremities in a seated weight-moving task in the sagittal plane. *Journal of Biomechanical Engineering* 1988; 110: 97-103.
- Spijkers W, Heuer H. Structural constraints on the performance of symmetrical bimanual movements with different amplitudes. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology* 1995; 48A: 716-40.

Spijkers W, Heuer H. (2004). Behavioral principles of interlimb coordination. In: Swinnen, SP, Duysens, J. (Eds), Neuro-Behavioral determinants of interlimb coordination: a multidisciplinary approach. Kluwer, Boston, pp 223-58.

Stein JF, Glickstein M. Role of the cerebellum in visual guidance of movement. *Physiological Review* 1992; 72: 967-1017.

Stinear JW, Byblow WD 2004. Disinhibition in the motor cortex is enhanced by synchronous upper limb movements *The Journal of Physiology* 543, 307-16.

Swinnen, S., Walter, C.B., Shapiro, D.C. (1988). The coordination of limb movements with different kinematic patterns. *Brain and cognition*, 8, 326-47

Tanaka S, Hachisuka K, Ogata H. Trunk rotary muscle performance in post-stroke hemiplegic patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 1997;76:366-9.

Tanji, J, Okano, K, Sato, K. Neuronal activity in cortical motor areas related to ipsilateral, contralateral and bilateral digit movement of the monkey. *Journal of Neurophysiology* 1988; 60: 325-43.

The Stroke Association. Home page. London, UK. 2002. Available at:  
[http://www.stroke.org.uk/media\\_centre/press\\_releases/rotary\\_joins\\_the.html](http://www.stroke.org.uk/media_centre/press_releases/rotary_joins_the.html)

Toyokura M, Muro I, Komiya T, Obara M. Relation of bimanual coordination to activation in the sensorimotor cortex and supplementary motor area: analysis using functional magnetic resonance imaging. *Brain Research Bulletin* 1999; 48: 211-17.

Trombly C. Deficits of reaching in subjects with left hemi paresis: a pilot study. *American Journal of Occupational Therapy* 1992; 46: 887-97.

Trombly CA, Wu CY. Effect of rehabilitation tasks on organisation of movement after stroke. *American Journal of Occupational Therapy* 1999; 53: 333-44.

Trombly CA. Optimizing motor behavior using the Brunnstrom movement therapy approach. In: Trombly CA and Radomski MV, editors. *Occupational therapy for physical dysfunction* (5th edition). Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins; 2002: 543-60.

Tuller B, Turvey MT, Fitch HL. The Bernstein perspective: II. The concept of muscle linkage or coordinative structure. In: Kelso JAS, editors. *Human*

motor behavior: an introduction. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, 1982: 253-70.

Van den Berg C, Beek PJ, Wagenaar RC, Wieringen PCW. Coordination disorder in patients with Parkinson's disease: a study of paced rhythmic forearm movements. *Experimental Brain Research* 2000; 134: 174-86.

Voss DE, Ionta MK, Myers BJ. *Proprioceptive neuromuscular facilitation*, (3rd edition). Philadelphia, PA: Harper & Row, 1985.

Wade DT, Hower RL, Wood VA. Stroke: Influence of patient's sex and side of weakness on outcome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1984;65:513-6.

Walter CB, Swinnen SP. Asymmetric interlimb interference during the performance of a dynamic bimanual task. *Brain and Cognition* 1990; 14: 185-200.

Walter CB, Swinnen SP, Dounskaia N, Van Langendonk H. Systematic error in the organization of physical action. *Cognitive Science* 2001; 25: 393-422.

- Walter CB, Swinnen SP, Dounskaia NV. Generation of bimanual trajectories of disparate eccentricity: levels of interference and spontaneous change over practice. *Journal of Motor Behavior* 2002; 34: 183-95.
- Wenderoth, N., Debaere, F., Swinnen SP. Neural networks involved in cyclical interlimb coordination interlimb as revealed by medical imaging techniques. In: Swinnen SP and Duysens J, editors. *Neuro-Behavioral determinants of interlimb coordination: a multidisciplinary approach*. Boston: Kluwer, 2004: 187-222.
- Werhahn KJ, Conforto AB, Kadom N, Hallett M, Cohen LG. Contribution of the ipsilateral motor cortex to recovery after chronic stroke. *Annals of Neurology* 2003; 54: 464-72.
- Whitall J, McCombe Waller S, Silver KHC, Macko RF. Repetitive bilateral arm training with rhythmic auditory cueing improves motor function in chronic hemiparetic stroke. *Stroke* 2000; 31: 2390-5.
- Wiesendanger M, Rouiller EM, Kazennikov O, Perrig S. Is the supplementary motor area a bilaterally organized system? *Advances in Neurology* 1996; 70: 85-93.



- Winstein CJ, Pohl PS. Effects of unilateral brain damage on the control of goal-directed hand movements. *Experimental Brain Research* 1995; 105: 163-74.
- Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. New York: Wiley Interscience; 1990.
- Wu SH, Huang HT, Lin CF, Chen MH. Effects of a program on symmetrical posture in patients with hemiplegia: a single-subject design. *American Journal of Occupational Therapy* 1996; 50:17-23.
- Wyke M. Influence of direction on the rapidity of bilateral arm movements. *Neuropsychological* 1969; 7: 189-194.
- Wyke M. The effects of brain lesions on the performance of bilateral arm movements. *Neuropsychologia* 1971; 9: 33-42.
- Zelaznik HN, Schmidt RA, Gielen S. Kinematics properties of rapid aimed hand movements. *Journal of Motor Behavior* 1986; 18: 353-72.

## **ANNEXE A: CERTIFICAT D'ÉTHIQUE**

---



## ATTESTATION DU COMITÉ D'ÉTHIQUE DE L'ÉTABLISSEMENT

Membres du comité	Champs d'activités
BERNIER, Jean-Pierre	Président du comité d'éthique Professeur, Faculté de médecine, Département de neurologie, Université de Sherbrooke
BRIÈRE, Élisabeth	Notaire, Étude Sylvestre, Robillard
DESCLOS, Jean	Doyen, Faculté de théologie, éthique et philosophie, Université de Sherbrooke
LORRAIN, Dominique	Professeure, Faculté des lettres et sciences humaines, Département de psychologie, Université de Sherbrooke Chercheuse - Centre de recherche en gérontologie et gériatrie
MACOIR, Joël	Chercheur - Centre de recherche en gérontologie et gériatrie
O'NEIL, Louis	Personne retraitée
PATENAUDE, Johanne	Professeure, Faculté de médecine, Département de chirurgie, Université de Sherbrooke
TESSIER, Daniel	Médecin gériatre, Institut universitaire de gériatrie de Sherbrooke Chercheur, Centre de recherche en gérontologie et gériatrie

Le comité d'éthique de l'établissement certifie avoir examiné les modifications au projet de recherche suivant :

**Titre :** Étude biomécanique des effets d'un programme de rééducation des membres supérieurs suivant un accident vasculaire cérébral

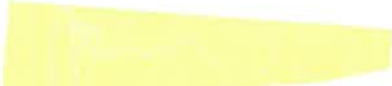
**Chercheur(e) principal(e) :** Dre Johanne Desrosiers

**Organisme subventionnaire:** FRSQ

et a conclu qu'elles sont entièrement conformes aux normes déontologiques, telles qu'énoncées dans les règles de la déontologie de la recherche sur l'humain.

**DÉCISION :** Favorable  Unanime   
Défavorable  Majoritaire

Extrait du procès-verbal du comité d'éthique de la recherche du 17 avril 2000

  
D<sup>r</sup> Jean-Pierre Bernier, MD  
Président du comité d'éthique

Date : 4 mai 2000

**Note :** Cette approbation devra être renouvelée chaque année, et ce jusqu'à la fin du projet de recherche

## **ANNEXE B: FORMULAIRES DE CONSENTEMENT**

---

**Formulaire de consentement pour les sujets hémiparétiques**

## **FORMULAIRE DE CONSENTEMENT POUR MA PARTICIPATION À UN PROJET DE RECHERCHE**

**TITRE DU PROJET:** Étude des mouvements des membres supérieurs suivant un accident vasculaire cérébral

**RESPONSABLES:** Dre Johanne Desrosiers, Université de Sherbrooke  
Dr Daniel Bourbonnais, Université de Montréal

### **OBJECTIF DU PROJET:**

Ce projet de recherche vise à mieux comprendre les changements des mouvements des bras suite à la survenue d'un accident vasculaire cérébral. Vous avez eu un accident vasculaire cérébral et correspondez au profil des personnes que nous recherchons.

---

### **NATURE DE MA PARTICIPATION:**

Si j'accepte de participer à ce projet de recherche, je devrai me soumettre à une évaluation détaillée des mouvements de mes bras et de ma posture. Cette évaluation se fera au Laboratoire de posture du Centre de recherche en une seule rencontre. On étudiera d'abord ma performance à réaliser des tâches avec mes deux bras et ce, à l'aide de marqueurs et de détecteurs de mouvements. Les marqueurs sont de petites rondelles lumineuses qui seront placés sur mes bras et mon tronc. Ces rondelles transmettront des signaux qui seront captés par trois détecteurs de mouvements. J'aurai 18 tâches à faire avec mes deux bras. Toutes ces tâches seront faites en position assise face à une table. Les tâches consistent à toucher une balle de mousse ou à prendre et déplacer un cône avec mes mains à différents endroits sur la table, parfois près de mon corps, parfois plus loin sur la table. Mes mains travailleront une à la fois ou les deux ensemble, au centre, à gauche ou à droite de mon corps. On me demandera aussi de toucher à un objet avec ma tête pour évaluer les mouvements de mon tronc. Chacune de ces tâches sera répétée trois fois. De plus, j'aurai à réaliser avec mes bras d'autres tâches reliées à des activités quotidiennes, comme verser de l'eau dans un verre, faire un café et attacher un foulard autour du cou. Finalement, on mesurera la force de mes mains. Toute cette procédure devrait prendre au maximum deux heures de mon temps.

### **AVANTAGES POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION**

Ma participation à cette partie du projet de recherche ne m'apportera pas de bénéfices directs. Toutefois, elle me permettra de contribuer à l'avancement des connaissances scientifiques sur les mouvements des bras suivant un accident vasculaire cérébral. Mes frais de déplacements me seront remboursés.

## **INCONVÉNIENTS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION**

Il n'y a pas d'inconvénient direct pouvant découler de ma participation sauf une fatigue qui pourrait survenir. Les collants utilisés pour fixer les rondelles ne devraient pas causer d'irritations mais pourraient causer de très petites rougeurs temporaires sur la peau. Ils sont jetés après chaque usage.

## **RISQUES**

Il est entendu que ma participation à ce projet ne me fait courir sur le plan médical aucun risque que ce soit. Il est entendu que ma participation n'aura aucun effet sur tout traitement auquel je pourrais éventuellement être soumis.

## **CONSENTEMENT**

Je soussigné, \_\_\_\_\_, accepte de participer au projet de recherche intitulé «Étude des mouvements des membres supérieurs suivant un accident vasculaire cérébral». Je reconnais avoir pris connaissance et compris les informations sur le projet en titre.

## **RETRAIT DE MA PARTICIPATION**

Il est entendu que ma participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait volontaire et que je reste, à tout moment, libre de mettre fin à ma participation sans avoir à motiver ma décision ni à subir de préjudice de quelque nature que ce soit. Advenant que je me retire de l'étude, je demande que les documents écrits qui me concernent soient détruits: Oui [  ] Non [  ].

## **ACCÈS À MON DOSSIER MÉDICAL**

J'accepte que les personnes responsables et l'assistant de recherche de ce projet aient accès à mon dossier médical de l'Institut universitaire de gériatrie de Sherbrooke. Pour ce faire, j'ai pris connaissance et remplis la feuille «Autorisation de communiquer des renseignements contenus au dossier», qui sera annexé à mon dossier médical :  
Oui → [  ] Non → [  ]

## **ÉTUDES ULTÉRIEURES**

Il se peut que les résultats obtenus suite à cette étude donnent lieu à une autre recherche. Dans cette éventualité, j'autorise les personnes responsables de ce projet à me recontacter et à me demander si je serais intéressé(e) à participer à une nouvelle recherche : Oui → [  ] Non → [  ]

## **INFORMATION**

J'accepte que l'information recueillie puisse être utilisée pour fins de communication scientifique et professionnelle.  
Oui → [  ] Non → [  ]

## CONFIDENTIALITÉ

L'équipe de recherche m'a assuré que les informations recueillies demeureront strictement confidentielles. Afin d'assurer cette confidentialité, mon nom sera remplacé par un code dont seuls les chercheurs et l'assistant de recherche auront accès. Toutes les données seront conservées sous clé pour une période maximale de 5 ans. Elles seront ensuite détruites.

---

## PERSONNES À CONTACTER

Pour toute information en regard du déroulement de la recherche ou de la survenue d'un incident, pour discuter des modalités et des conséquences d'un éventuel retrait ou pour toute urgence, veuillez contacter Dre Johanne Desrosiers, responsable du projet ou Madame Catherine Boutin, professionnelle de recherche. Ces deux personnes peuvent être rejointes au [REDACTED]

Pour tout problème éthique concernant les conditions dans lesquelles se déroule votre participation à ce projet, vous pouvez, après en avoir discuté avec la responsable du projet, expliquer vos préoccupations au président du comité d'éthique, le Dr Jean-Pierre Bernier (346-1110, extension 14586).

## DÉCLARATION

Je déclare avoir lu ou compris les termes du présent formulaire. J'ai été informé(e) de façon satisfaisante sur la nature de ma participation au projet.

## SIGNATURES

\_\_\_\_\_  
Signature du participant

\_\_\_\_\_  
Signature du témoin

Fait à \_\_\_\_\_, le \_\_\_\_\_

---

Je soussigné(e) \_\_\_\_\_, certifie: a) avoir expliqué au signataire intéressé les termes du présent formulaire; b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard; c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus.

\_\_\_\_\_  
Signature du chercheur ou de son représentant

Fait à \_\_\_\_\_, le \_\_\_\_\_



**Formulaire de consentement pour les sujets sains**

## **FORMULAIRE DE CONSENTEMENT POUR MA PARTICIPATION À UN PROJET DE RECHERCHE**

**TITRE DU PROJET:** Étude biomécanique des effets d'un programme de rééducation des membres supérieurs suivant un accident vasculaire cérébral

**RESPONSABLES:** Dre Johanne Desrosiers, Université de Sherbrooke  
Dr Daniel Bourbonnais, Université de Montréal  
Sylvie Messier, étudiante au doctorat, U de Montréal

### **OBJECTIF DU PROJET:**

Ce projet de recherche vise à vérifier l'impact d'un programme de rééducation sur les capacités motrices des membres supérieurs des personnes hémiplegiques ayant subi un accident vasculaire cérébral. Pour être en mesure de bien interpréter les résultats, nous désirons comparer leur performance avec celle de personnes n'ayant pas subi un accident vasculaire cérébral. C'est la raison pour laquelle nous faisons appel à vous.

---

### **NATURE DE MA PARTICIPATION:**

Si j'accepte de participer à ce projet de recherche, je devrai me soumettre à une évaluation détaillée des mouvements de mes bras et de ma posture. Cette évaluation se fera au Laboratoire de posture du Centre de recherche de l'Institut universitaire gériatrie de Sherbrooke. On étudiera ma performance à réaliser des tâches à partir de trois caméras qui filmeront mes mouvements à l'aide de marqueurs. Ces marqueurs sont de petites rondelles lumineuses qui seront placés sur mes bras et mon tronc. Ces rondelles transmettront des signaux qui seront captés par les trois caméras. J'aurai une seule tâche à faire avec mon tronc et 18 courtes tâches à faire avec mes deux bras. Toutes ces tâches seront faites en position assise face à une table. La tâche à faire avec mon tronc consiste à toucher une balle de mousse avec ma tête pour évaluer les mouvements de mon tronc. Les tâches à réaliser avec mes bras seront d'atteindre une petite cible en prenant et déplaçant un cône avec mes mains à différents endroits sur la table, parfois près de mon corps, parfois plus loin sur la table. Mes mains travailleront une à la fois ou les deux ensemble, au centre, à gauche ou à droite de mon corps. Chaque tâche sera répétée trois fois. Des plates-formes de force placées sous mes pieds permettront de mesurer les forces causées par le changement de mon poids lors des différents mouvements. Toute cette procédure devrait prendre environ une heure et demie de mon temps.

### **AVANTAGES POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION**

Ma participation à ce projet de recherche ne m'apportera pas de bénéfices directs. Toutefois, elle me permettra de contribuer à l'avancement des connaissances scientifiques sur l'impact biomécanique du programme de rééducation des bras suivant un accident vasculaire cérébral.

### **INCONVÉNIENTS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION**

Il n'y a pas d'inconvénient direct pouvant découler de ma participation. Les collants utilisés pour fixer les rondelles ne devraient pas causer d'irritations mais pourraient causer de très petites rougeurs temporaires sur la peau. Ils sont jetés après chaque usage.

### **RISQUES**

Il est entendu que ma participation à ce projet de recherche ne me fait courir sur le plan médical aucun risque que ce soit.

### **CONSENTEMENT**

Je soussigné, \_\_\_\_\_, accepte de participer au projet de recherche intitulé «Étude biomécanique des effets d'un programme de rééducation des membres supérieurs suivant un accident vasculaire cérébral». Je reconnais avoir pris connaissance et compris les informations sur le projet en titre.

### **RETRAIT DE MA PARTICIPATION**

Il est entendu que ma participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait volontaire et que je reste, à tout moment, libre de mettre fin à ma participation sans avoir à motiver ma décision ni à subir de préjudice de quelque nature que ce soit. Advenant que je me retire de l'étude, je demande que les documents écrits qui me concernent soient détruits: Oui [  ] Non [  ].

### **ÉTUDES ULTÉRIEURES**

Il se peut que les résultats obtenus suite à cette étude donnent lieu à une autre recherche. Dans cette éventualité, j'autorise les personnes responsables de ce projet à me recontacter et à me demander si je serais intéressé(e) à participer à une nouvelle recherche : Oui → [  ] Non → [  ]

### **INFORMATION**

J'accepte que l'information recueillie puisse être utilisée pour fins de communication scientifique et professionnelle.

Oui → [  ] Non → [  ]

## CONFIDENTIALITÉ

L'équipe de recherche m'a assuré que les informations recueillies demeureront strictement confidentielles. Afin d'assurer cette confidentialité, mon nom sera remplacé par un code dont seuls les chercheurs et l'assistant de recherche auront accès. Toutes les données seront conservées sous clé pour une période maximale de 5 ans. Elles seront ensuite détruites.

## PERSONNES À CONTACTER

Pour toute information en regard du déroulement de la recherche ou de la survenue d'un incident, pour discuter des modalités et des conséquences d'un éventuel retrait ou pour toute urgence, veuillez contacter Dre Johanne Desrosiers, responsable du projet ou M. Miche Raïche, coordonnateur de la [REDACTED]

Pour tout problème éthique concernant les conditions dans lesquelles se déroule votre participation à ce projet, vous pouvez, après en avoir discuté avec la responsable du projet, expliquer vos préoccupations au président du comité d'éthique, le Dr Jean-Pierre Bernier (346-1110, extension 14586).

## DÉCLARATION

Je déclare avoir lu ou compris les termes du présent formulaire. J'ai été informé(e) de façon satisfaisante sur la nature de ma participation au projet.

## SIGNATURES

\_\_\_\_\_  
Signature du participant

\_\_\_\_\_  
Signature du témoin

Fait à \_\_\_\_\_, le \_\_\_\_\_

Je soussigné(e) \_\_\_\_\_, certifie: a) avoir expliqué au signataire intéressé les termes du présent formulaire; b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard; c) lui avoir clairement indiqué qu'il reste, à tout moment, libre de mettre un terme à sa participation au projet de recherche décrit ci-dessus.

\_\_\_\_\_  
Signature du chercheur (ou de son représentant)

Fait à \_\_\_\_\_, le \_\_\_\_\_

**ANNEXE C: DESCRIPTION DE L'ÉVALUATION DE LA  
FONCTION SENSORI-MOTRICE**

---

## TEST DE FUGL-MEYER

Ce test a été développé par Fugl-Meyer et collaborateurs (1975) puis traduit avec la permission de l'auteur par Dutil et collaborateurs (1989). Il possède de bonnes qualités métrologiques. Différents types de validité ont été démontrés ainsi qu'une bonne fidélité intra et inter-évaluateurs (Berglund & Fugl-Meyer, 1986; De Weerdt & Harrison, 1985; Duncan et al., 1983 ; Fugl-Meyer et al., 1975).

Dans le cadre de cette thèse, la fonction sensori-motrice a été quantifiée à l'aide des sections évaluant la sensibilité et la fonction motrice des membres supérieur et inférieur. Le test de la fonction motrice est basé sur les stades de récupération motrice proposés par Brunnstrom (1970) et nécessite la réalisation de mouvements d'une complexité croissante en fonction de ces stades. La cotation est faite à l'aide d'un système de cotation numérique et cumulatif. Pour la plupart des paramètres, la cote indique si le sujet ne peut faire le mouvement (0), peut l'exécuter en partie (1) ou peut exécuter en entier (2). Les scores cumulatifs maximums pour la sensibilité des membres supérieur et inférieur sont de 20 et 12 respectivement. Les scores cumulatifs maximums pour la fonction motrice des membres supérieur et inférieur sont de 66 et 34 respectivement.

Liste des tâches évaluées:Évaluation de la sensibilité des membres supérieur et inférieur

## 1 – Toucher léger

antérieur: épaule, bras, avant-bras, main, doigts, jambe

postérieur: épaule, bras, avant-bras, main, doigts, pied

## 2 – Sens de position

membre supérieur: épaule (flexion et abduction)  $0^{\circ}$  -  $90^{\circ}$

coude (flexion)  $0^{\circ}$  -  $120^{\circ}$

poignet (flexion – extension)  $60^{\circ}$  -  $60^{\circ}$

pouce (flexion – extension)  $15^{\circ}$  -  $20^{\circ}$

membre inférieur: hanche (flexion – extension)

genou (flexion – extension)

cheville (flexion – extension)

gros orteil (flexion – extension)

Fonction motrice du membre supérieur

## 1 – Activité réflexe

a) fléchisseurs (biceps, fléchisseurs des doigts)

b) extenseurs (tricipital)

## 2 – Synergies de flexion et d'extension

- a) amener la main à l'oreille
- b) amener la main vers le genou sain

### 3 – Mouvements combinant les synergies de flexion et d'extension

- a) amener la main au niveau lombaire
- b) amener l'épaule de 0° à 90° de flexion
- c) faire un mouvement de pro-supination avec le coude à 90°

### 4 – Mouvements volontaires effectués avec peu ou en dehors des synergies

- a) amener l'épaule de 0 à 90° d'abduction
- b) amener l'épaule de 90 à 180° de flexion
- c) faire un mouvement de pro-supination avec le coude en extension

### 5 – Activité réflexe normale

biceps, fléchisseurs des doigts et triceps

### 6 – Fonction du poignet

Position coude à 90°, avant-bras en pronation

- a) extension du poignet
- b) flexion-extension alternée répétitive

Position coude en extension, avant-bras en pronation

- a) extension du poignet
- b) flexion-extension alternée répétitive



- c) circumduction

## 7 – Fonction de la main

Position coude à 90°, avant-bras en pronation

- a) flexion massive
- b) extension massive

Position coude à 90°, avant-bras en pronation ou semi-pronation

- c) prise en crochet
- d) pince latérale
- e) pince par opposition pouce-index
- f) prise cylindrique
- g) prise sphérique

## 8 – Coordination/vitesse (doigt-nez, 5 fois)

- a) vitesse
- b) tremblement
- c) dysmétrie

## Fonction motrice du membre inférieur

### 1 – Activité réflexe

- a) fléchisseurs (réflexe achilléen, fléchisseurs du genou)
- b) extenseurs (réflexe rotulien)

## 2 – Synergies de flexion

### Flexion

hanche flexion

genou flexion

cheville flexion dorsale

### Extension

hanche extension

adduction

genou extension

cheville flexion plantaire

## 3 – Mouvements combinant les synergies de flexion et d'extension

a) flexion du genou au-delà de 90°

b) dorsiflexion de la cheville

## 4 – Mouvements volontaires effectués avec peu ou en dehors des synergies

a) flexion du genou (>90°) sans flexion de la hanche

b) dorsiflexion de la cheville

## 5 – Activité réflexe normale

achilléen rotulien et fléchisseurs du genou

6 – Coordination/vitesse (talon-genou du côté opposé, 5 fois)

- a) vitesse
- b) tremblement
- c) dysmétrie

## **ANNEXE D: LETTRES D'ÉDITEURS**

---

September 13, 2004

Our ref: MessierCIRRGMML9-04

Sylvie Messier, MSc. OT  
Centre for Interdisciplinary Research  
in Rehabilitation of Greater Montreal,  
Site of the Rehabilitation Institute of  
Montreal  
6300 Darlington  
Montreal, Quebec H3S 2J4  
Canada  
[REDACTED]

Dear Dr. Messier:

***Publication: ARCHIVES OF PHYSICAL MEDICINE AND REHABILITATION, in press, Messier et al:  
"Dynamic analysis of...", copyright 2004 The American Congress of Rehabilitation Medicine and the American  
Academy of Physical Medicine and Rehabilitation.***

As per your letter dated September 9, 2004, we hereby grant you permission to reprint the aforementioned material at no charge in your thesis subject to the following conditions:

1. If any part of the material to be used (for example, figures) has appeared in our publication with credit or acknowledgement to another source, permission must also be sought from that source. If such permission is not obtained then that material may not be included in your publication/copies.
2. Suitable acknowledgment to the source must be made, either as a footnote or in a reference list at the end of your publication, as follows:  
"Reprinted from Publication title, Vol. number, Author(s), Title of article, Pages No., Copyright (Year), with permission from The American Congress of Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation."
3. Reproduction of this material is confined to the purpose for which permission is hereby given.
4. This permission is granted for non-exclusive world English rights only. For other languages please reapply separately for each one required. Permission excludes use in an electronic form. Should you have a specific electronic project in mind please reapply for permission.
5. This includes permission for University Microfilms to supply single copies, on demand, of the complete thesis. Should your thesis be published commercially, please reapply for permission.

Yours sincerely,


Michael J. Lacovara for Elsevier

AUTHORIZATION OF THE JOURNAL EDITOR

1. Journal identification

Journal name: Journal of Rehabilitation Medicine  
Publisher: Taylor & Francis Group health sciences

2. Editor identification

Mrs. 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  


3. Article identification

Authors: Sylvie Messier, Daniel Bourbonnais, Johanne Desrosiers, Yves Roy

Title: Weight-bearing on the lower limbs in a sitting position during bilateral movement of the upper limbs in post-stroke hemiparetics subjects.

Editorial reference: # no 104075

Student Sylvie Messier is authorized to include the above-mentioned article in her doctoral thesis entitled "Effet de mouvements symétriques et simultanés sur la performance motrice du membre parétique chez le sujet ayant un accident vasculaire cérébral" for microfilming and publication of the thesis.

Mrs. Agneta Andersson  
Editor name

  
Signature

2005-06-13  
Date

## **ANNEXE E: CONTRIBUTIONS DES DIFFÉRENTS AUTEURS AUX ARTICLES DE LA THÈSE**

---

### **Article 1: Dynamic analysis of trunk after stroke**

Auteurs: Sylvie Messier, Daniel Bourbonnais, Johanne Desrosiers et Yves Roy

L'étude présentée dans cet article a été réalisée à l'aide du financement d'un projet de recherche par le Fonds de Recherche en Santé du Québec. Ce projet concernait l'étude d'un programme de rééducation des membres supérieurs basé sur l'utilisation des tâches bilatérales suite à un accident vasculaire cérébral. Sylvie Messier a conçu, en collaboration avec Dr Daniel Bourbonnais et Dre Johanne Desrosiers, le protocole de recherche spécifique à cette partie de la programmation de recherche qui visait à vérifier les changements cinématiques et cinétiques des mouvements de pointage lors de mouvements bilatéraux des membres supérieurs. Sylvie Messier et Yves Roy ont réalisé conjointement la collecte de données. L'analyse des données et la rédaction de l'article ont été faites par Sylvie Messier. Dr Daniel Bourbonnais et Dre Johanne Desrosiers ont révisé le manuscrit et ont encadré l'ensemble du processus.

**Article 2: Kinematic analysis of unilateral and bilateral movements of paretic upper limb in sitting position in post-stroke hemiparetic subjects**

Auteurs: Sylvie Messier, Daniel Bourbonnais, Johanne Desrosiers et Yves Roy

L'étude présentée dans cet article a été réalisée à l'aide du financement d'un projet de recherche par le Fonds de Recherche en Santé du Québec. Ce projet concernait l'étude d'un programme de rééducation des membres supérieurs basé sur l'utilisation des tâches bilatérales suite à un accident vasculaire cérébral. Sylvie Messier a conçu, en collaboration avec Dr Daniel Bourbonnais et Dre Johanne Desrosiers, le protocole de recherche spécifique à cette partie de la programmation de recherche qui visait à vérifier les changements cinématiques et cinétiques des mouvements de pointage lors de mouvements bilatéraux des membres supérieurs. Sylvie Messier et Yves Roy ont réalisé conjointement la collecte de données. L'analyse des données et la rédaction de l'article ont été faites par Sylvie Messier. Dr Daniel Bourbonnais et Dre Johanne Desrosiers ont révisé le manuscrit et ont encadré l'ensemble du processus.



**Article 3: Kinematic analysis of unilateral and bilateral movements of non-paretic upper limb in sitting position in post-stroke hemiparetic subjects**

Auteurs: Sylvie Messier, Daniel Bourbonnais, Johanne Desrosiers et Yves Roy

L'étude présentée dans cet article a été réalisée à l'aide du financement d'un projet de recherche par le Fonds de Recherche en Santé du Québec. Ce projet concernait l'étude d'un programme de rééducation des membres supérieurs basé sur l'utilisation des tâches bilatérales suite à un accident vasculaire cérébral. Sylvie Messier a conçu, en collaboration avec Dr Daniel Bourbonnais et Dre Johanne Desrosiers, le protocole de recherche spécifique à cette partie de la programmation de recherche qui visait à vérifier les changements cinématiques et cinétiques des mouvements de pointage lors de mouvements bilatéraux des membres supérieurs. Sylvie Messier et Yves Roy ont réalisé conjointement la collecte de données. L'analyse des données et la rédaction de l'article ont été faites par Sylvie Messier. Dr Daniel Bourbonnais et Dre Johanne Desrosiers ont révisé le manuscrit et ont encadré l'ensemble du processus.

**Article 4: Weight-bearing on the lower limbs in a sitting position during bilateral movement of the upper limbs in post-stroke hemiparetic subjects**

Auteurs: Sylvie Messier, Daniel Bourbonnais, Johanne Desrosiers et Yves Roy

L'étude présentée dans cet article a été réalisée à l'aide du financement d'un projet de recherche par le Fonds de Recherche en Santé du Québec. Ce projet concernait l'étude d'un programme de rééducation des membres supérieurs basé sur l'utilisation des tâches bilatérales suite à un accident vasculaire cérébral. Sylvie Messier a conçu, en collaboration avec Dr Daniel Bourbonnais et Dre Johanne Desrosiers, le protocole de recherche spécifique à cette partie de la programmation de recherche qui visait à vérifier les changements cinématiques et cinétiques des mouvements de pointage lors de mouvements bilatéraux des membres supérieurs. Sylvie Messier et Yves Roy ont réalisé conjointement la collecte de données. L'analyse des données et la rédaction de l'article ont été faites par Sylvie Messier. Dr Daniel Bourbonnais et Dre Johanne Desrosiers ont révisé le manuscrit et ont encadré l'ensemble du processus.

## **ANNEXE F: DÉCLARATIONS DES COAUTEURS**

---

## Déclaration des coauteurs d'un article

### 1. Identification de l'étudiant et du programme

Nom de l'étudiante: Sylvie Messier

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

### 2. Description de l'article

Auteurs: Sylvie Messier, Daniel Bourbonnais, Johanne Desrosiers et Yves Roy

Titre: Dynamic analysis of trunk flexion after stroke

Revue: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2004; 85: 1619-24

### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Sylvie Messier inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre «Effet de mouvements symétriques et simultanés sur la performance motrice du membre parétique chez le sujet ayant un accident vasculaire cérébral».

Daniel Bourbonnais



Signature

22 août 2005

Date

Johanne Desrosiers

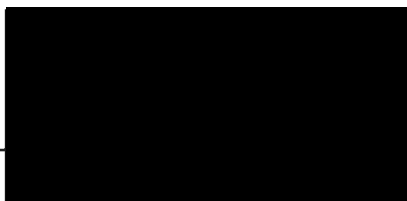


Signature

12 août 2005

Date

Yves Roy



Signature

14/08/2005

Date

## Déclaration des coauteurs d'un article

### 1. Identification de l'étudiant et du programme

Nom de l'étudiante: Sylvie Messier

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

### 2. Description de l'article

Auteurs: Sylvie Messier, Daniel Bourbonnais, Johanne Desrosiers et Yves Roy

Titre: Kinematic analysis of unilateral and bilateral movements of paretic upper limb in sitting position in post-stroke hemiparetic subjects

### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Sylvie Messier inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre «Effet de mouvements symétriques et simultanés sur la performance motrice du membre parétique chez le sujet ayant un accident vasculaire cérébral».

Daniel Bourbonnais

  
Signature

22 août 2005

Date

Johanne Desrosiers

  
Signature

12 août 2005

Date

Yves Roy

  
Signature

14/08/2005

Date

## Déclaration des coauteurs d'un article

### 1. Identification de l'étudiant et du programme

Nom de l'étudiante: Sylvie Messier

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

### 2. Description de l'article

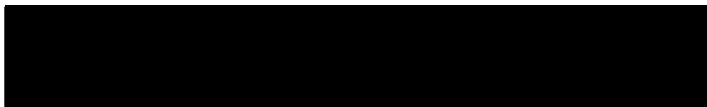
Auteurs: Sylvie Messier, Daniel Bourbonnais, Johanne Desrosiers et Yves Roy

Titre: Kinematic analysis of unilateral and bilateral movements of non-paretic upper limb in sitting position in post-stroke hemiparetic subjects

### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Sylvie Messier inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre «Effet de mouvements symétriques et simultanés sur la performance motrice du membre parétique chez le sujet ayant un accident vasculaire cérébral».

Daniel Bourbonnais



Signature

22 août 2005

Date

Johanne Desrosiers

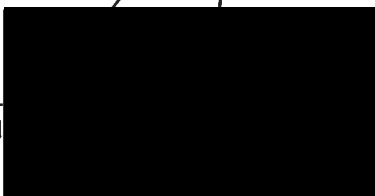


Signature

12 août 2005

Date

Yves Roy



Signature

14/10/2005

Date

## Déclaration des coauteurs d'un article

### 1. Identification de l'étudiant et du programme

Nom de l'étudiante: Sylvie Messier

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

### 2. Description de l'article

Auteurs: Sylvie Messier, Daniel Bourbonnais, Johanne Desrosiers et Yves Roy

Titre: Weight-bearing on the lower limbs in a sitting position during bilateral movement of the upper limbs in post-stroke hemiparetic subjects

Revue: Journal of Rehabilitation Medicine 2005; 37: 242-6

### 3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Sylvie Messier inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre «Effet de mouvements symétriques et simultanés sur la performance motrice du membre parétique chez le sujet ayant un accident vasculaire cérébral».

Daniel Bourbonnais

  
Signature

22 août 2005

Date

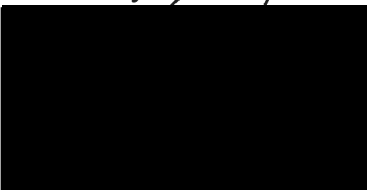
Johanne Desrosiers

  
Signature

12 août 2005

Date

Yves Roy 



14/08/2005

Date

