

Université de Montréal

Effet de l'entraînement des mouvements d'atteinte et de saisie avec la restriction des compensations chez les patients avec hémiparésie.

par

Stella Maris Michaelsen

École de réadaptation

Faculté de médecine

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

décembre, 2004

© Stella Maris Michaelsen, 2004



w
4
U58
2005
v.061

Direction des bibliothèques

AVIS

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

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

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

NOTICE

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

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

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

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée :
Effet de l'entraînement des mouvements d'atteinte et de saisie avec la restriction des
compensations chez les patients avec hémiparésie.

présentée par
Stella Maris Michaelsen

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes

Dr Daniel Bourbonnais
Président-rapporteur

Dr Mindy F. Levin
Directeur de recherche

Dr Joyce Fung
Membre du jury

Dr Francine Falouin
Examinatrice externe

Dr Sylvie Nadeau
Représentant du doyen de la FES

RÉSUMÉ

Le déficit moteur du bras contribue fortement à l'incapacité après l'AVC. L'amélioration fonctionnelle du bras parétique après l'incident peut être accompagnée d'une augmentation du déplacement du tronc compensant les déficits moteurs du bras. À court terme, les compensations améliorent la performance, mais elles peuvent, à long terme, limiter la récupération du bras. Les quatre études effectuées visaient à déterminer l'effet de la restriction du tronc sur la récupération des mouvements du bras à partir d'évaluations cliniques et cinématiques (Optotrak) de tâches d'atteinte et de saisie.

Onze sujets ayant une hémiparésie et onze sujets en santé ont participé à la première étude. Ils devaient atteindre et saisir un cône. La cinématique des mouvements du bras et du tronc a été enregistrée avec le tronc libre ou restreint. Pendant la restriction, les mouvements d'atteinte et de saisie étaient accompagnés d'une augmentation de l'extension du coude, de l'adduction horizontale de l'épaule et d'une meilleure coordination inter-articulaire. La restriction révèle des capacités motrices qui ne sont pas exprimées lorsque le tronc est libre.

La deuxième étude comparait les effets d'un court entraînement, avec ou sans restriction du tronc, sur les amplitudes actives de mouvement du bras lors de mouvements d'atteinte chez des sujets ayant une hémiparésie. Les sujets ont été répartis aléatoirement dans deux groupes : le premier avec le tronc restreint et le second avec la consigne de ne pas bouger le tronc. L'enregistrement cinématique de tâches d'atteinte et de saisie d'un objet placé à la longueur du bras s'est effectué avant et après l'entraînement. Immédiatement après l'entraînement, le groupe avec restriction a diminué le déplacement antérieur du tronc et augmenté l'extension du coude. Ces améliorations ont été retenues durant au moins 24 heures. Les résultats suggèrent que la pratique des mouvements d'atteinte et de saisie avec restriction des compensations est plus efficace que la répétition de la tâche avec consignes verbales.

La troisième étude a déterminé le rôle du tronc dans la compensation des déficits d'atteinte et de préhension. Dix-neuf sujets ayant une hémiparésie chronique et sept sujets en santé ont atteint et saisi un cylindre placé à la longueur du bras, vis-à-vis la ligne médiane ou à 45° de celle-ci. Les résultats ont montré que, lorsque les déficits distaux sont présents, l'orientation de la main est corrélée avec le déplacement du

tronc, lequel est utilisé pour assister le transport et l'orientation de la main pour la préhension.

La quatrième étude a vérifié si les changements observés suite à un court entraînement persistaient après une intervention plus longue et s'ils étaient accompagnés d'une diminution du déficit moteur et d'une amélioration de la fonction du bras. Trente sujets ayant une hémiparésie chronique ont été stratifiés selon le niveau du déficit moteur (Fugl-Meyer) et répartis aléatoirement dans deux groupes. Un entraînement progressif des tâches d'atteinte et de préhension a été pratiqué (3x/s x 5 semaines) au domicile, avec (groupe expérimental) ou sans (groupe contrôle) la restriction du tronc. Des évaluations à l'aveugle ont été répétées après l'intervention ainsi qu'au suivi. L'entraînement orienté vers la tâche a été plus effectif avec une restriction du tronc pour l'amélioration des mouvements articulaires et de la fonction du bras. Ces résultats sont plus évidents dans le groupe plus affecté.

MOTS CLÉS : accident vasculaire cérébral, hémiparésie, membre supérieur, compensations, tâches d'atteinte et de saisie, réadaptation

SUMMARY

Arm impairment is a major contributor to disability after stroke. Functional improvement of the paretic arm in the months following stroke may be accompanied by increases in trunk displacement to compensate for arm motor impairments. While compensations movements may improve outcomes in the short-term, they may also limit arm recovery in the long-term. The goal of these four studies was to determine the effect of trunk restraint on the recovery of arm movement patterns as determined by clinical and kinematic (Optotrak) evaluation of reach-to-grasp tasks.

Eleven subjects with hemiparesis and 11 healthy subjects participated in the first study. Subjects reached to grasp a cone and movement kinematics were recorded in two conditions: trunk free and trunk-fixed. During trunk restraint, reach-to-grasp movements were accompanied by increases in elbow extension and shoulder horizontal adduction and improved interjoint coordination. Trunk restraint thus allowed patients to use joint ranges that were present but not recruited during unrestrained reaching.

The second study compared the effects of short-term reaching training with or without trunk restraint on active arm joint ranges in patients with chronic hemiparesis. Subjects were assigned to two groups: one practised a series of reaching tasks during which compensatory trunk movements were restrained and the second practised the same tasks while instructed not to move the trunk. Movement kinematics were recorded without trunk restraint before and after training while subjects reached and grasped objects placed at arm's length. Immediately after training, the trunk restraint group used less anterior trunk displacement and greater elbow extension than control. Improvements were retained for at least 24 hours. The results suggest that practice of reach-to-grasp movements with restriction of compensations may be more effective than practice alone

In the third study, we determined the role of the trunk in compensating grasping as well as reaching deficits. Nineteen subjects with chronic hemiparesis and seven healthy subjects reached and grasped a cylinder placed in the midline or at 45° from midline at arm's length. Main findings were that when distal deficits are present, hand orientation correlated with trunk displacement, and trunk movements were used to assist in smooth hand transport and to orient the hand for grasping.

In the fourth study, we evaluated if changes in arm movement patterns observed following short-term training persisted after a longer intervention and whether they may be related to decreases in arm impairments and functional improvement. Thirty patients with chronic hemiparesis were stratified according to impairment level (Fugl-Meyer) and assigned to 2 groups. One group (experimental) received progressive reach-to-grasp training (3x/wk x 5 weeks) while trunk movements were prevented. The other group (control) practiced similar tasks without trunk restraint. Evaluations were repeated post-intervention and at follow-up by blind evaluators. Task-related training with trunk restraint was more effective than task-related training alone to improving active joint movement and arm function. Results showed that patients with more severe impairment benefited the most from trunk restraint training.

KEY WORDS : stroke, hemiparesis, upper limb, compensations, reach to grasp tasks, rehabilitation

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ.....	iii
SUMMARY.....	v
TABLE DES MATIÈRES.....	vii
LISTE DES FIGURES.....	xi
LISTE DES TABLEAUX.....	xiv
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	xv
REMERCIEMENTS.....	xvii
CHAPITRE I : INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE II : RECENSION DES ÉCRITS.....	4
2.1 Le mouvement d'atteinte et de préhension chez le sujet sain.....	4
2.1.1 Mouvements à l'intérieur de la longueur du bras.....	5
2.1.1.1 Coordination inter-articulaire épaule – coude.....	7
2.1.1.2 Synergies fonctionnelles ou structures coordonnatrices.....	10
2.1.1.3 La coordination intra-segmentaire entre le bras et la main....	13
2.1.2. Mouvements au-delà de la longueur du bras.....	16
2.1.2.1 Le rôle du tronc dans les tâches de préhension chez le sujet normal.....	16
2.2 Les mouvements d'atteinte et de préhension chez les personnes avec une hémiparésie.....	18
2.2.1 Les déficits moteurs au niveau du bras à la suite d'un AVC.....	18
2.2.2 La cinématique des mouvements faits avec le bras parétique.....	19
2.2.2.1 Déficits lors du mouvement d'atteinte.....	19
2.2.2.2 Déficits de l'orientation de la main.....	26
2.2.2.3 Déficits de la saisie.....	27
2.2.3 La cinématique du mouvement du bras ipsilatéral à la lésion hémisphérique.....	28
2.3 Les mouvements compensatoires.....	28
2.3.1 Études chez l'homme.....	29
2.4 Récupération motrice du membre supérieur.....	32
2.4.1 Plasticité et apprentissage à la suite d'une lésion dans le SNC.....	33
2.4.1.1 La plasticité.....	33
2.4.1.2 L'apprentissage moteur.....	36
2.4.2 Approches physiothérapeutiques.....	38
2.4.2.1. Rééducation basée sur l'amélioration de la capacité motrice	38
2.4.2.2 Le modèle écologique et l'approche orientée vers la tâche....	40
2.4.2.3 Récupération ou compensation motrice.....	42

2.5 Hypothèses.....	43
2.5.1 Hypothèse 1.....	43
2.5.2 Hypothèse 2.....	43
2.5.3 Hypothèse 3.....	43
2.5.4 Hypothèse 4.....	44
2.5.5 Hypothèse 5.....	44
2.5.6 Hypothèse 6.....	44
CHAPITRE III PROBLÉMATIQUE.....	45
3.1 Objectif général.....	45
3.2 Objectifs spécifiques.....	45
3.3 Problématiques spécifiques des articles.....	46
3.3.1 Problématique du premier article.....	46
3.3.2 Problématique du second article.....	46
3.3.3 Problématique du troisième article.....	47
3.3.4 Problématique du quatrième article.....	47
CHAPITRE IV : MÉTHODOLOGIE.....	49
4.1 Le recrutement des sujets.....	49
4.1.1 Les critères d'inclusion et exclusion.....	50
4.1.2 Stratification et randomisation.....	51
4.1.3 Taille de l'échantillon (Article 4).....	51
4.2 Les tests cliniques.....	52
4.2.1 Récupération motrice.....	52
4.2.2 La dextérité - <i>Box and Block Test</i> (BBT).....	52
4.2.3 La fonction du membre supérieur –TEMPA.....	53
4.2.4 La coordination du mouvement d'atteinte.....	53
4.2.5 L'équilibre.....	54
4.3 La collecte de données cinématiques.....	54
4.3.1 Première collecte de données.....	55
4.3.2 Seconde série de collecte de données.....	55
4.3.3 Troisième collecte de données.....	56
4.3.4 Quatrième série de collecte de données.....	57
4.4 L'analyse cinématique et les paramètres étudiés.....	58
4.4.1 Les trajectoires.....	58
4.4.2 Les paramètres temporels.....	58

4.4.3 Le déplacement du tronc et les angles.....	59
4.4.4 L'orientation de la main et la préhension (Article 3).....	59
4.4.5 La coordination.....	60
4.5 L'intervention dans l'étude clinique (Article 4).....	60
4.6 Analyse statistique.....	62
CHAPITRE V - ARTICLE 1 : Effet de la restriction du tronc dans la récupération du mouvement d'atteinte chez les patients ayant une hémiparésie.....	64
5.1 Abstract.....	65
5.2 Introduction.....	66
5.3 Methods.....	67
5.4 Results.....	71
5.5 Discussion.....	81
5.6 References.....	86
CHAPITRE VI - ARTICLE 2 : Les effets à court terme de la pratique avec la restriction du tronc dans les mouvements d'atteinte chez les patients ayant un AVC chronique : Un essai contrôlé.....	90
6.1 Abstract.....	91
6.2 Introduction.....	92
6.3 Methods.....	93
6.4 Results.....	98
6.5 Discussion.....	102
6.6 References.....	104
CHAPITRE VII - ARTICLE 3: Les compensations dans le cas des déficits distaux lors de la préhension chez des adultes ayant une hémiparésie.....	106
7.1 Abstract.....	107
7.2 Introduction.....	108
7.3 Methods.....	110
7.4 Results.....	117
7.5 Discussion.....	126
7.6 References.....	130
CHAPITRE VIII - ARTICLE 4 : Effet de l'entraînement orienté vers la tâche avec la restriction du tronc sur la récupération du bras chez des sujets ayant une hémiparésie: Un essai randomisé et contrôlé	135
8.1 Abstract.....	136

8.2 Introduction.....	137
8.3 Methods.....	138
8.4 Results.....	141
8.5 Discussion.....	149
8.6 References.....	150
CHAPITRE IX : DISCUSSION.....	153
9.1 Effet de la restriction du tronc sur la cinématique du mouvement lors d'une tâche d'atteinte et de saisie faite avec le bras parétique (Article 1) : résumé des résultats.....	153
9.2 Effet de l'entraînement d'une tâche d'atteinte et de saisie avec la restriction du tronc sur la cinématique du mouvement (Article 2).....	155
9.3 Chez les sujets avec déficits distaux, le tronc peut aussi compenser les changements d'orientation de la main pour permettre la saisie (Article 3)...	157
9.4 L'effet de l'entraînement orienté à la tâche avec la restriction du tronc sur la récupération motrice du bras (Article 4).....	160
9.5 Les critères d'inclusion et exclusion	163
9.6 Les outils de mesure de la fonction du membre supérieur.....	164
9.7 L'apport des études cinématiques pour l'étude de l'efficacité des moyens thérapeutiques.....	165
9.8 Limites des études.....	166
CHAPITRE X : CONCLUSION.....	168
CHAPITRE XI : SOURCES DOCUMENTAIRES.....	169
ANNEXES	
A Certificats d'éthique.....	xix
B Formulaire de consentement.....	xxxiv
C Contributions des coauteurs.....	liv
D Déclaration des coauteurs.....	lvi
E Permission de l'éditeur.....	lxi

LISTE DES FIGURES

Méthodologie		
Figure 1	Ceintures vue de face, boucle et sangle.....	62
ARTICLE 1 : Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients		
Figure 1	Experimental setup.....	69
Figure 2	Endpoint and trunk trajectories.....	72
Figure 3	Index of curvature for endpoint trajectories and coefficients of variability.....	73
Figure 4	Shoulder-elbow interjoint coordination patterns for unrestrained movements.....	74
Figure 5	Shoulder-elbow interjoint coordination patterns to target 2 trunk free versus trunk restrained.....	75
Figure 6	Individual values for elbow extension and shoulder horizontal adduction when the trunk was free and restrained.....	79
Figure 7	Slopes and correlation coefficients for shoulder-elbow coordination when the trunk was free and restrained.....	80
ARTICLE 2 : Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: A controlled trial		
Figure 1	Experimental design.....	95
Figure 2	Mean and individual changes in trunk displacement and elbow extension for trunk restraint and control group between pre-test and retention test.....	99
Figure 3	Temporal coordination index in a healthy subject and for a patient before and after training with trunk restraint.....	101
ARTICLE 3 : Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemiparesis		
Figure 1	Experimental setup.....	114
Figure 2	Stick figures for reaches to Target 1 and 2 for a healthy individual and two participants with hemiparesis.....	119

Figure 3	Hand orientation (roll and azimuth) during a reaching movement toward.	120
Figure 4	Examples of spatial relationship between transport and grip aperture. Temporal relationship between arm tangential velocity and grip aperture.....	121
Figure 5	Mean values of maximal grip aperture (MA), time to maximal grip aperture (TMA), time to peak velocity (TPV), and delay between TPV and TMA.....	122
Figure 6	Linear regression between hand azimuth and trunk anterior displacement for reaches to Target 1 in healthy subjects and in patients with wrist motor deficits.....	124
Figure 7	Results of multiple regression analysis between trunk movement (independent variable) and hand azimuth, elbow extension, shoulder horizontal adduction and shoulder flexion (dependent variables).....	125
ARTICLE 4 :	Task-specific training with trunk restraint on arm recovery in adults with hemiparesis: A randomised controlled trial	
Figure 1	Mean (SD) changes in Fugl-Meyer (A), TEMPA-functional (B), TEMPA-total scores (C), trunk displacement (D), elbow extension (E) and shoulder flexion (F) for each intervention group at post-intervention and at 1-month follow-up.....	143
Figure 2	Mean (SD) changes in Fugl-Meyer and TEMPA-total scores shown separately for mild (A,C) and severe (B,D) sub-groups in each training group. Note opposite effects of training in severe subgroups.....	144
Figure 3	A-C: Individual change scores for trunk anterior displacement (A), elbow extension (B) and shoulder flexion (C) in severe subgroups from baseline to post-test (filled bars) and baseline to follow-up (open bars) in Trunk Restraint (left) and Control groups (right). From left to right in each panel, data are arranged according to patient's clinical severity. D-F: Mean (SD) change scores for Trunk Restraint (black circles) and	

Control (grey circles) groups for trunk anterior displacement
(D) elbow extension (E) and shoulder flexion (F) at post-
intervention and follow-up..... 148

LISTE DE TABLEAUX

ARTICLE 1 :	Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients	
Tableau 1	Demographic data and results of clinical testing for stroke and healthy individuals.....	68
Tableau 2	Comparison of data from stroke and healthy individuals reaching to 2 targets when the trunk was free to move or restrained.....	78
ARTICLE 2 :	Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: A controlled trial	
Tableau 1	Summary demographic data for each group.	94
Tableau 2	Kinematic data of reach-to-grasp movements. Values are mean (SD)..	98
ARTICLE 3:	Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemiparesis	
Tableau 1	Demographic data and results of clinical testing (FM, Fugl-Meyer Scale; BBT, Box and Blocks Test) for participants with hemiparesis.....	112
Tableau 2	Kinematic and hand orientation data of reaching and grasping movements to two targets (T1, T2) placed at different locations.	118
Tableau 3	Pearson Product Moment correlations between clinical scores and kinematic variables for reaches to Target 1 (T1) and Target 2 (T2).	123
ARTICLE 4 :	Task-specific training with trunk restraint on arm recovery in adults with hemiparesis: A randomised controlled trial	
Tableau 1	Demographic data for each subgroup. Severity cut-offs determined from Fugl-Meyer	142
Tableau 2	Mean (\pm SD) values of selected clinical and kinematic measures at baseline, post-test and follow-up by group and subgroup.....	145

LISTE DES ABREVIATIONS

ANOVA	Analyse de variance
ACP	Analyse de composants principales
AIP	Aire intra-pariétale antérieure
AVC	Accident vasculaire cérébral
BBT	Box and Block test
C1	Cible 1
C	Groupe témoin (Control)
CSI	Indice composé de mesure de la spasticité (Composit spasticity inddex)
DLs	Degrés de liberté
ECR	Essai clinique randomisé
FM	Échelle de Fugl-Meyer (section du bras)
IRMf	Imagerie par ressonace magnétique fonctionnelle
MA	Ouverture maximale des doigts (Maximal aperture)
MS	Membre supérieur
M1	Marqueur infrarouge (1-10)
NDM	Approche 'Bobath' (Neurodevelopmental)
PPFS	'Pratique fondée sur des faits scientifiques'
PPC	Cortex pariétal postérieur
RPPS	'Échelle de la performance du mouvement d'atteinte' (Reaching performance scale for stroke)
PRE	Pré-test
POST	Post-test
RET	Test de rétention
SMT	Stimulation magnétique transcrânienne
SNC	Système nerveux central
TEMPA	Test d'évaluation des membres supérieurs des personnes âgées
TEP	Tomographie par émission de positrons
TCI	Temporal coordination index

TMA	Temps pour atteindre l'ouverture maximale des doigts (Time to peak aperture)
TPV	Temps pour atteindre le pic de vitesse (Time to peak velocity)
TR	Groupe entraîné avec restriction du tronc (Trunk restrained)

REMERCIEMENTS

La réalisation de cette thèse aurait été impossible sans la collaboration d'un grand nombre de personnes.

Tout d'abord, je tiens à remercier ma directrice de recherche Dr. Mindy Levin, pour m'avoir accueillie dans son laboratoire, pour la confiance qu'elle m'a donnée tout au long de cette thèse ainsi que pour l'autonomie qu'elle m'a permise d'acquérir dans mes recherches. Son implication, sa disponibilité et ses conseils ont été primordiaux pour mener à terme la rédaction de cette thèse.

Je ne remerciais jamais assez Ruth Dannenbaum-Katz et Sheila Schneiberg pour leur aide inestimable et pour le temps et l'énergie qu'elles ont consacrée à ce travail.

Je tiens aussi à remercier toute l'équipe du Centre de recherche de l'institut de réadaptation de Montréal et particulièrement ma chère amie Imen Khelia qui m'a beaucoup encouragée lors de la rédaction de cette thèse. Un grand merci à Helli Raptis, Jean-François Pilon et Martin Foisy qui m'ont aidée dans la correction de la langue française. Je tiens également à remercier le professeur Anatol Feldman pour ses conseils lors de la rédaction des articles.

Je remercie aussi Philippe Laberge qui a si gentiment partagé l'espace avec moi pendant l'acquisition des données cinématiques.

Un grand merci à Antonin Viau, Danielle Moro, Liziane Burtet, Nadine Musampa, Pavel Michalchev, et Sibebe Melo qui ont réalisé l'entraînement des participants. Merci à Danielle Beauchemin qui a contribué aux évaluations cliniques des patients.

Je tiens également à remercier l'équipe de McGill, particulièrement le Dr. Nancy Mayo, Joanne Higgins, Lois Finch et Nancy Salbach ainsi que les équipes des hôpitaux concernés dans cette étude, à savoir : l'Hôpital juif de réadaptation, l'Hôpital

de réadaptation Villa Medica, Centre hospitalier Jacques Viger, Centre hospitalier Richardson, le Centre de réadaptation Constance Lethbridge, le Centre de réadaptation Lucie-Bruneau ainsi que le Centre juif Cummings pour aînés ainsi que le *Stroke Club*.

Merci aux personnes qui ont généreusement accepté de participer aux projets de recherche. Leur contribution à l'avancement des connaissances au sujet de la récupération de la motricité du membre supérieur suite à l'AVC est inestimable. Mes remerciements s'adressent aussi à leurs époux ou épouses qui nous ont si bien accueillis lors des visites à domicile.

Je ne peux passer sous silence l'aide et le support technique de Daniel Marineau, Michel Goyette et Pierre Desjardins. Merci aussi à Philippe Archambault et Valeri Goussev qui ont développé les logiciels utilisés pour l'analyse des données.

Mes remerciements pour le Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation du Montréal Métropolitain (CRIR) et pour la CAPES- Brésil pour leur soutien financier. Je cite aussi la Fondation IRM, la Fondation Canadienne de Physiothérapie et la Fondation des Maladies du Cœur du Québec lesquels ont subventionné ce projet.

Je veux souligner tout particulièrement les commentaires judicieux du jury et je tiens à remercier leur grande disponibilité.

Je veux exprimer toute ma gratitude à ma famille pour m'avoir appuyée dans l'idée de poursuivre mes études et pour m'avoir encouragée à partir si loin pour bâtir mon avenir. Merci à mes parents Bruno Michaelsen et Liane Michaelsen ainsi que mes frères Marcelo et Mauricio pour leur soutien, leur confiance et leur amour.

Mes plus chaleureuses pensées vont à Fathi Arfaoui... Sans lui je n'aurais pu avoir toute cette persévérance. Je ne peux que lui dédier ce travail.

CHAPITRE I

INTRODUCTION

Les travaux rapportés dans cette thèse ont pour principal objectif l'étude de la récupération des mouvements d'atteinte et de saisie d'objets par les personnes ayant une parésie du membre supérieur suite à un accident vasculaire cérébral (AVC). Nous étudions ici particulièrement l'effet de limiter l'usage des mouvements compensatoires du tronc sur cette récupération.

Ces travaux ont été motivés pour deux constats principaux : D'une part, de nombreuses études préconisent comme facteurs prépondérants dans l'efficacité thérapeutique suite à un AVC, l'intensité et la répétition de tâches fonctionnelles avec le membre supérieur atteint (Duncan et al. 1997, Woldag et Hummelsheim, 2002). D'autre part, l'évidence que, suite à un AVC et face à des déficits persistants au niveau du membre supérieur, les personnes atteintes développent des mécanismes compensatoires pour permettre l'utilisation du bras dans les activités fonctionnelles qu'incluent des tâches d'atteinte et de saisie (Ada et al. 1994) .

Or, suite à la répétition intensive des mouvements, les gains fonctionnels présentés peuvent être dus à une meilleure récupération du contrôle moteur. Ou bien, ces gains peuvent aussi être dus à des compensations développées par les patients pour améliorer la capacité de réalisation de la tâche fonctionnelle (Sunderland et al. 1992). Par exemple, les études de Roby-Brami et al. (1997) et Cirstea et Levin (2000) ont montré que les patients ayant une hémiparésie effectuent un grand déplacement du tronc pour atteindre des objets situés très proches du corps. Ainsi, si les stratégies de compensation pourront à court terme représenter une adaptation à la lésion, ces stratégies de substitution peuvent amener les patients à utiliser des patrons de mouvements assez différents des patrons habituels. La répétition de ces mouvements compensatoires pourra alors, à long terme, limiter la récupération de mouvements plus proches des patrons habituels (Cirstea et al. 2003a).

Malgré cela, quelques auteurs ont remis en question l'efficacité des approches thérapeutiques qui visaient à « contrôler » certaines compensations. Ils ont suggéré que le système nerveux central trouverait sa propre adaptation optimale suite à une lésion (Latash et Anson, 1996). La question qui se pose est donc de savoir si on doit permettre l'utilisation de ces compensations ou si on doit tenter d'obtenir la restauration la plus normale possible de la capacité motrice.

Chez des personnes ayant une hémiparésie, l'identification des altérations présentées lors de tâches d'atteinte et de préhension ainsi que des composantes susceptibles d'être changées sous l'effet du traitement est fondamental quant à l'efficacité du traitement. Par ailleurs, l'identification des composantes du mouvement d'atteinte et de préhension qui sont reliés à l'amélioration de la fonction du bras pourrait aussi permettre le jugement sur l'efficacité des stratégies thérapeutiques non seulement en termes de récupération motrice mais aussi en termes de rétablissement de la fonction normale.

La présente thèse est divisée en quatre grandes parties constituant au total onze chapitres. Cette introduction est suivie du chapitre II qui s'intéresse à la recension des écrits. Cette partie portera sur la description du mouvement d'atteinte et de préhension chez le sujet sain ainsi que les altérations présentées par les personnes ayant une hémiparésie lors de l'exécution de ces tâches. Nous décrivons ensuite les mouvements compensatoires utilisés par ces personnes lors du mouvement d'atteinte et de saisie. Enfin, nous présentons une révision des possibles mécanismes responsables de la récupération du membre supérieur suite à l'AVC, comprenant la 'plasticité cérébrale', l'apprentissage motrice ainsi que la thérapie.

Les chapitres III et IV constituent la deuxième grande partie de ce travail. Ils décrivent les objectifs, la problématique générale de la thèse ainsi que la problématique spécifique à chacun des quatre articles inclus dans cette thèse (chapitre III). Le chapitre IV décrit la méthodologie utilisée au cours de nos investigations. Ce chapitre comprend la description des tests cliniques, les méthodes d'acquisition et d'analyse des données cinématiques ainsi que les procédés statistiques utilisés. Ce chapitre inclut aussi la description de l'intervention utilisée lors de la dernière étude, soit l'étude clinique.

La troisième grande partie de cette thèse, se compose de quatre chapitres. Ces derniers représentent 4 articles portant sur les résultats des présentes études. Les deux premiers articles (chapitres V et VI) décrivent respectivement les changements relatifs à la cinématique du mouvement d'atteinte (1) quand les mouvements compensatoires du tronc sont bloqués par une ceinture (Article 1), ou (2) suite à une séance de pratique d'une tâche d'atteinte et préhension pendant laquelle les mouvements compensatoires du tronc sont restreints. Suite à la pratique (60 répétitions), la restriction est enlevée et on évalue les effets immédiats ainsi que la rétention, 24 heures après cet entraînement (Article 2).

Le troisième article (chapitre VII) détermine le rôle du tronc dans la compensation des déficits distaux lors de la saisie. L'hypothèse étant que chez les personnes ayant une parésie du membre supérieur, en plus de compenser pour les déficits au niveau des mouvements de l'épaule et du coude, le tronc pourrait aussi compenser les déficits au niveau du poignet et de la main lors de la saisie.

Quant au dernier article (Article 4 – chapitre VIII) il décrit les résultats d'une étude visant à évaluer l'effet de limiter les mouvements compensatoires du tronc lors de 5 semaines d'entraînement orienté vers la tâche (Carr et Shepherd, 1998). Cette partie de la thèse porte sur une étude clinique avec groupe contrôle, ou les participants sont assignés au hasard pour participer à l'entraînement de tâches fonctionnelles du bras avec ou sans la restriction des mouvements compensatoires du tronc.

Finalement, la dernière grande partie de la thèse (chapitre IX, X et XI) est constituée de la synthèse et de la discussion des résultats obtenus (chapitre IX), de la conclusion (chapitres X) ainsi que de la liste des ressources bibliographiques utilisées dans cette thèse (chapitre XI).

CHAPITRE II

RECENSION DES ÉCRITS

La recension des écrits qui suit est divisée en quatre grandes sections, à savoir : 1) le mouvement d'atteinte et de préhension chez le sujet sain; 2) le mouvement d'atteinte et de préhension chez les personnes ayant une hémiparésie; 3) les mouvements compensatoires lors des tâches d'atteinte et de préhension et 4) la récupération motrice du membre supérieur.

La première section décrit les caractéristiques des mouvements d'atteinte et de préhension chez les personnes saines selon les différentes théories de contrôle moteur. Elle se limite aux mouvements d'atteinte jusqu'à la phase de préhension sans aborder le soulèvement (qui implique l'ajustement des forces de la prise en fonction du poids et de la friction de l'objet) ni la manipulation de l'objet. La deuxième section consiste en une révision des déficits présentés par les personnes ayant une hémiparésie lors de ces mouvements. La troisième section est une revue des études qui décrivent les mouvements compensatoires lors de tâches d'atteinte et de préhension, plus spécifiquement celles impliquant des mouvements compensatoires du tronc. La quatrième section concerne les mécanismes de récupération du déficit moteur, incluant la plasticité cérébrale et les mécanismes d'apprentissage moteur dans le système nerveux lésé, ainsi qu'une revue des différentes approches de la rééducation motrice du membre supérieur.

2.1 *Le mouvement d'atteinte et de préhension chez le sujet sain*

Une tâche de préhension comporte trois composantes : le mouvement d'atteinte, i.e. le transport de la main jusqu'à l'objet, l'orientation de la main, qui positionne les doigts selon l'axe de l'objet, et la saisie (Arbib, 1981). Cette tâche implique la coordination dans le temps et dans l'espace de plusieurs articulations d'un ou de plusieurs segments, selon l'emplacement de l'objet. Nous allons dans un premier temps décrire le mouvement d'atteinte vers des cibles immobiles placées à l'intérieur de la portée du bras. Nous commencerons par les mouvements de pointage, qui ont fait l'objet de beaucoup d'études dans le but de caractériser la performance motrice du membre supérieur. Le

pointage implique surtout des mouvements au niveau de l'épaule et du coude, ainsi que la coordination interarticulaire entre ces deux articulations. En ajoutant la saisie au mouvement de pointage, i.e. quand le mouvement d'atteinte est fait pour prendre un objet dans l'espace, il doit être coordonné avec l'orientation de la main et aussi avec la préhension. Finalement, lorsque des cibles (ou des objets) sont placées à des distances qui dépassent la longueur du bras, ce geste implique la participation active du tronc, ainsi que la coordination entre le mouvement du tronc et celui du bras.

Dans cette section, nous voulons clarifier l'influence des changements imposés à la tâche sur chacun de ces éléments. Dans cette section, nous abordons quelques solutions qui ont été proposées à un problème connu dans le contrôle moteur : le problème des degrés de liberté. Cette partie inclue la coordination inter-articulaire entre le coude et l'épaule ainsi que la coordination intra-segmentaire entre le bras et la main lors de la prise d'un objet placé « près » du corps, i.e. à l'intérieur de la zone d'atteinte du bras. Ensuite, nous aborderons la coordination inter-segmentaire entre le mouvement du tronc et celui du bras, ainsi que celle du tronc et de la main lors de la prise d'un objet placé « loin » du corps, soit à l'extérieur de la zone d'atteinte du bras.

2.1.1 Mouvements à l'intérieur de la longueur du bras

Le mouvement d'atteinte a été beaucoup étudié chez les sujets sains. Pour une tâche impliquant de pointer une cible, qui au cours de l'expérience est toujours située aux mêmes coordonnées (x , y et z), un nombre infini d'angles au niveau du tronc, de l'épaule, du coude et du poignet peuvent être utilisés. Lorsque le mouvement d'atteinte inclut en plus la saisie d'un objet, 3 coordonnées supplémentaires (*azimut*, *roulis* et *élévation*), sont ajoutées pour définir l'orientation de la main dans l'espace. Encore une fois, le nombre de postures qui peuvent être utilisées pour prendre cet objet est infini (Rosenbaum et al. 1992). Ce surplus d'options au niveau comportemental est connu comme « le problème des degrés de liberté » (DLs - Bernstein, 1967). Plusieurs modèles de contrôle moteur ont été développés dans le but d'offrir une solution au problème des DLs i.e. de déterminer comment le système nerveux central (SNC) sélectionne une combinaison de mouvements donnée à partir de possibilités infinies. La plupart de ces modèles sont basés sur la contention de coûts (Rosenbaum et al. 1992). D'autres,

venant des études de Bernstein (1967), proposent le couplage des effecteurs ainsi que des contraintes biomécaniques (les synergies et les structures coordinatrices; Kugler et al. 1980) comme les processus utilisés pour maîtriser cette redondance de DLs (voir section 2.1.1.2).

Lors des mouvements dans un seul plan indépendamment de l'endroit dans l'espace de travail où le mouvement est effectué, ainsi que de la vitesse, la trajectoire parcourue par la main est essentiellement droite et la courbe de vitesse a un profil en cloche avec un seul pic de vitesse (Morasso, 1981). Cette observation suggère que le mouvement serait planifié en terme de trajectoire de la main plutôt qu'en terme d'angles articulaires. Ces deux observations (linéarité de la trajectoire et profil de vitesse en forme de cloche) peuvent être expliquées par la fluidité du mouvement de la main dans l'espace. Cette fluidité est quantifiée par le modèle mathématique du « *minimum-jerk* » qui propose que l'uniformité et la consolidation de la trajectoire de l'effecteur soient obtenues par la minimisation du carré de la variation de l'accélération (*jerk*) lors d'un mouvement impliquant une (Hogan, 1984) ou plusieurs articulations (Flash et Hogan, 1985).

Pour un mouvement planaire, la relation entre la vitesse angulaire (A) et la courbure (C) de la trajectoire est décrite par la loi de puissance : $A = KC^{2/3}$ (*two-thirds power law*) qui prédit que la vitesse angulaire décroît avec l'augmentation de la courbure de façon proportionnelle à la puissance locale de celle-ci (Lacquaniti, 1989). La fonction K (ou facteur de gain de la vitesse) dépend de la longueur de la trajectoire mais non de sa forme. Viviani et Terzuolo, (1982) ont démontré que de longs et de courts segments de la trajectoire sont caractérisés par des durées approximativement égales (*isochrony principle*). En d'autres mots, lors de mouvements directs d'un point à un autre, la vitesse moyenne augmente avec la distance entre les points, ce qui rend la durée du mouvement seulement faiblement dépendante de sa longueur.

D'autres auteurs proposent que l'amplitude du pic de vitesse dépende autant des exigences de la tâche que de la distance que la main doit parcourir. Dans cette proposition, pour une distance donnée, la durée du mouvement augmente quand la largeur de la cible diminue, alors que pour une largeur donnée de la cible, la durée du mouvement augmente avec la distance à parcourir. En autres mots, le temps du

mouvement (MT) est relié à l'amplitude du mouvement (distance = D) et à la précision exigée du geste (largeur de la cible = L). Ces relations représentent le « speed-accuracy trade-off » décrit par la loi de Fitts où $MT = a + b \log_2 (2D/L)$ (Fitts, 1954). Le temps du mouvement est lié linéairement à l'indice de difficulté (ID) d'une tâche donnée, qui est représenté par la quantité $\log_2 (2D/W)$. Des changements à l'amplitude du mouvement et à la largeur de la cible ont cependant des effets différents : l'amplitude du mouvement affecte surtout la phase d'accélération, tandis que la largeur de la cible affecte la durée de la décélération. L'amplitude du mouvement ainsi que la largeur de la cible ont des effets similaires dans un mouvement de pointage et dans un mouvement de préhension (Marteniuk et al. 1987). En d'autres mots, le temps du mouvement est plus long pour des amplitudes plus grandes, de la même façon que l'amplitude du pic de vitesse est plus grande quand la largeur de la cible augmente (Gentilucci et al. 1991, Corradini et al. 1992). Bootsma et al. (1994) précisent que ce n'est pas autant la taille de l'objet en soi qui influence le temps du mouvement que sa largeur (superficie disponible pour le placement des doigts). Toutefois, les exigences de précision dans une tâche de préhension sont plus complexes que seulement la superficie disponible. Ainsi, prendre un objet plus fragile contribue à une prolongation du temps du mouvement. Lorsque le mouvement de pointage vers un objet est comparé à un mouvement incluant la préhension de cet objet, le mouvement de incluant la préhension requiert un temps plus long. Ce prolongement de la durée du mouvement est dû au pourcentage du temps passé dans la phase de décélération, mesuré par le temps relatif du pic de vitesse du poignet par rapport à la durée totale du mouvement (Marteniuk et al. 1987).

Malgré la capacité des sujets d'accomplir la tâche à chaque essai, la trajectoire du point final ne définit pas un patron de rotations unique au niveau du bras. D'autres modèles ont aussi proposé des contraintes de mouvement en terme de coordonnées articulaires.

2.1.1.1 Coordination inter-articulaire épaule - coude

Lors de mouvements pour atteindre une cible placée proche du corps, la main est transportée vers la cible essentiellement par les mouvements au niveau du coude et de l'épaule. Les mouvements de ces deux articulations sont fortement couplés lors des

mouvements de pointage (Soechting et Lacquaniti, 1981) et aussi lors des mouvements de préhension (Lacquaniti et Soechting, 1982). Ces auteurs ont démontré que, lors des mouvements impliquant différentes rotations de l'avant-bras pour prendre des cylindres orientés de façon variée, le mouvement du poignet n'avait pas d'influence sur le couplage entre le coude et l'épaule. D'ailleurs, Soechting et Terzuolo (1988) ont formulé un modèle où la planification dans l'espace des angles articulaires est convertie en coordonnées dans l'espace cartésien à travers des contraintes entre le bras et l'avant-bras. Ces auteurs ont démontré que la différence de phase entre deux angles dans l'espace absolu (l'orientation du bras et de l'avant-bras par rapport aux plans sagittal et vertical) peut être utilisée pour définir les paramètres autant intrinsèques qu'extrinsèques au mouvement. Ainsi, si dans un mouvement planaire de pointage la trajectoire du point final décrite par des coordonnées x, y fixe largement les angles du coude et de l'épaule, la position et l'orientation de la main lors d'un mouvement dans l'espace 3D ne contient pas d'informations suffisantes pour fixer tous les paramètres du bras impliqué dans le problème des DFs (Flash et al. 2004). Hore et al. (1992) ont proposé d'appliquer des contraintes spécifiées par la loi de Donder (*Donder's law*), originalement élaborée afin de décrire les mouvements des yeux, aux mouvements du bras afin de résoudre partiellement le problème de la réduction des degrés de liberté (DLs) des mouvements exécutés en trois dimensions. La loi de Donder stipule que lors du pointage, la configuration finale du bras est reproductible indépendamment de la posture initiale du bras, alors que les axes de rotation sont définis plutôt par la direction du mouvement. Pourtant, il semble que la coordination inter-articulaire lors des tâches de pointage (Soechting et al. 1995) et la coordination intra-segmentaire lors de la préhension (Gielen et al. 1997; Medendorp et al. 2000) ne soient pas contraintes par cette loi. Elle assume que le système nerveux central utilise une orientation de la partie proximale du bras unique pour chaque position de la main. En d'autres mots, si la loi de Donders gouverne la partie proximale du bras lors du mouvement d'atteinte, cela permettra seulement un petit nombre d'orientations de la main pour la préhension. Or, Marotta et al. (2003) montrent que les rotations dans les parties proximale et distale du bras se combinent pour assurer l'orientation finale de la main. Ainsi, les doigts, le poignet, le coude et l'épaule semblent être contrôlés comme un tout, montrant que d'autres règles plus générales que la loi de Donder doivent être considérées lors de l'analyse des DFs assurant la préhension.

Une autre classe de modèles comprend les modèles de « *contrôle de la force* » qui s'inspirent de l'approche cognitive. Une des idées centrales de cette approche est la notion de programme moteur (Brooks, 1979). Selon celui-ci, la motricité serait contrôlée par le SNC qui, en fonction du but à atteindre, sélectionne la réponse motrice à partir des informations reçues des récepteurs sensoriels. Les concepts venant de l'approche cybernétique ainsi que la théorie de l'information ont largement influencé cette approche. En utilisant le concept de *dynamique inverse* venant de la robotique, les modèles de contrôle de la force proposent que le système nerveux spécifie les activations musculaires, les forces et les torques à partir de la trajectoire désirée (Hollerbach, 1987; Atkeson, 1989, Uno et al. 1989). Pour que cette stratégie soit efficace, le système nerveux doit avoir une connaissance des propriétés physiques du corps et de l'environnement afin d'anticiper les effets indésirables des distorsions mécaniques subies (Shadmehr et Mussa-Ivaldi, 1994). Ainsi, des structures neurales appelées *modèles internes* sont proposées comme étant capables d'imiter les propriétés dynamiques des composantes (Kawato et al. 1987, Kawato 1999).

D'autres auteurs remarquent cependant que cette approche ne tient pas compte de la résistance additionnelle posée par les mécanismes stabilisateurs de la posture (Ostry et Feldman, 2003). Une autre vision postule que le mouvement serait contrôlé et coordonné dans la mesure où les forces musculaires et non musculaires (e.g. la gravité et l'inertie des segments corporels) seraient complémentaires. Ces chercheurs essaient de montrer comment un certain comportement peut s'expliquer sans avoir recours à des notions telles que les modèles internes. L'idée fondamentale est que les composantes peuvent se coordonner de manière spontanée sous l'influence de contraintes externes. Les théories issues des systèmes dynamiques postulent que la coordination motrice est une propriété émergente, auto-organisée du système moteur, (Kelso, 1988) où la propriété essentielle de la réponse motrice n'est plus l'invariabilité assurée par la commande motrice mais bien la stabilité de la variable dans le temps (Schoner et Kelso, 1988). La coordination se traduit par des relations spatio-temporelles stables et reproductibles entre les composantes impliquées dans la réalisation de la tâche. La coordination dépendrait ainsi de l'objectif de l'action ainsi que de l'intention de l'action par rapport à l'environnement (Kugler et al. 1980). Cette notion de régulation des différents DLs sans

avoir recours à un contrôleur nous amène au concept de structures coordinatrices, discutées ci-bas.

2.1.1.2 Synergies fonctionnelles ou structures coordonnatrices

Bernstein (1967) propose comme solution à la redondance des DLs la formation d'unités de contrôle ou de synergies. Ainsi, des structures anatomiques et fonctionnelles indépendantes seraient reliées de façon à agir de façon coopérative en tant qu'unités. Le terme *structures coordonnatrices* a été proposé aussi comme synonyme de *synergies fonctionnelles* pour désigner des groupes de muscles sur plusieurs articulations qui sont appelés à agir comme une unité fonctionnelle unique (Kugler et al. 1980; Turvey et al. 1982). La différence entre le concept classique de synergies et celui de structures coordonnatrices est que celles-ci font référence à l'organisation temporaire de plusieurs DLs dans une unité fonctionnelle spécifique à la tâche. Donc, le terme *fonctionnelle* est prépondérant pour faire la différence avec le concept plus classique abordé dans les études de Sherrington (1947), où les synergies sont vues comme liaisons anatomomorphologiques (Hepp-Reymond et al. 1994).

Selon la conception classique, les synergies ou les couplages entre muscles sont perçues comme des stratégies pour réduire le nombre de paramètres à contrôler. D'autres auteurs voient les synergies non pas comme un moyen de contrôler les DLs redondants, mais plutôt comme une façon de minimiser les fluctuations de la performance d'une variable importante telle que la position de la main (Scholz et Schoner, 1999). Les relations stables entre les éléments permettent la compensation des erreurs pour donner de la stabilité à la variable « contrôlée ». Ainsi, une synergie cinématique multi-articulaire peut comprendre d'autres sous-synergies d'une ou plusieurs articulations (Alexandrov et al. 1998).

Selon la terminologie des systèmes dynamiques, les ensembles limités de muscles sont vues comme des *oscillateurs de cycle limité*, de sorte que la propriété de synchronisation multiple permet que la coordination entre les structures coordonnatrices puisse être maintenue en liberté sans surcharger le système exécutif. Cette propriété de synchronisation mutuelle des oscillateurs de cycle limité est caractérisée par une

influence réciproque qui leur permet de se comporter comme une unité. Ainsi, la relation entre les variables est préservée tout en conservant une flexibilité permettant au système d'être sensible au contexte de la tâche (Turvey et al, 1982). Le contrôle d'une action consiste à appliquer des règles d'actions basées sur les circonstances environnementales spécifiées par l'information perceptuelle. Pour chaque DF non contraint dans un couplage musculaire, il y aura une propriété environnementale qui restreindra sa magnitude. Les équations de contrainte au niveau de l'effecteur ainsi qu'au niveau environnemental sont spécifiques à la tâche, ainsi les éléments sont réunis temporairement pour atteindre un objectif particulier de l'action en cours (Schmidt et Fitzpatrick, 1996). L'organisation de ce système d'action peut se comprendre en termes de contraintes dynamiques appliquées au système. À travers des couplages, chaque composante exerce continuellement une influence sur les autres et, grâce aux propriétés d'auto-organisation du système neuro-musculo-squelettique, cet asservissement mutuel se traduit par l'émergence de patrons de coordination. Les invariances spatio-temporelles qui caractérisent les patrons de coordination ne seraient pas dues à des programmes moteurs mais à des phénomènes d'auto-organisation (Temprado et Montagne, 2001). Ceci est exemplifié par le principe d'interaction minimale, selon lequel les éléments d'une synergie interagissent de telle façon que chacun essaie de fonctionner de sa façon préférée et en même temps maintient les commandes fonctionnelles au niveau désiré de manière à ne pas avoir besoin d'une intervention des hauts niveaux hiérarchiques, même si la contribution d'un ou plusieurs éléments change. De par ce fait, chaque élément du système est libre de varier indépendamment des autres mais l'erreur dans le résultat final de l'unité structurelle est minimisée par des changements dans les commandes aux autres éléments (Gelfand et Latash, 1998). Du point de vue de la coordination inter-articulaire, on peut établir que les articulations n'agissent pas indépendamment les unes des autres mais qu'elles corrigent leurs erreurs entre elles afin d'assurer la précision de la tâche, i.e. diminuer la variabilité de la trajectoire (Scholz et Schoner, 1999). La capacité d'auto-organisation du système est sa capacité de produire de nouveaux états stables sans requérir à un programme en mémoire. Grâce aux *attracteurs*, le système adopte un patron préféré en réponse aux contraintes de l'environnement et, chaque fois qu'il est placé dans des conditions identiques, il tend à retourner à cet état.

Un modèle global pour le contrôle moteur est fourni par le modèle lambda. Selon ce modèle, les influences centrales et périphériques spécifient la valeur du paramètre lambda, selon lequel les seuils de la longueur des muscles est réglée. Le changement dans la valeur de lambda causera ensuite l'activité musculaire produisant le mouvement. Le point d'équilibre est une combinaison entre la force et la longueur des muscles pour une commande lambda donnée. Pour un ensemble de relations des « couples » force/longueur (ou torque/angle), une courbe peut être tracée déterminant les caractéristiques invariantes pour chacun des muscles impliqués dans le mouvement, selon laquelle les muscles seront activés ou inhibés dépendamment de leur longueur, déterminée par la valeur de lambda (Feldman et Levin 1995). Ce modèle propose que le système nerveux spécifie un ensemble de seuils de décharge des motoneurones qui correspondent à la configuration de référence actuelle du corps. Lambda représente l'ensemble des seuils d'activation des motoneurones qui correspondent au point d'origine d'un cadre de référence. Pour la production du mouvement, il faut spécifier une nouvelle configuration de référence, une image géométrique virtuelle vers laquelle le corps se dirigera. Cette opération est effectuée en déplaçant l'origine du cadre de référence par la voie d'une commande centrale. Cela résulte dans la spécification des seuils angulaires à partir desquels le recrutement des motoneurones se fera. Ainsi, les niveaux de contrôle guident le mouvement à partir du changement de paramètres neurophysiologiques spécifiques : les seuils d'activation des motoneurones. Cette stratégie libère les niveaux de contrôle de la charge de résoudre le problème de la redondance, dans les termes de sortie motrice de façon à ce que les variables cinématiques, ainsi que la force musculaire, émergent de ce changement dans l'origine du cadre de référence (Ostry et Feldman, 2003).

Cependant, il faut reconnaître que l'action entraîne aussi des contraintes neurales. Malgré l'évocation par plusieurs chercheurs que les structures coordonnatrices puissent constituer un mécanisme de coordination de la préhension (Jeannerod et Marteniuk, 1992), la plupart des études se basent sur la perception classique des *canaux visuo-moteurs*, issue des études neurophysiologiques.

2.1.1.3 La coordination intra-segmentaire entre le bras et la main

En se basant sur des études neurophysiologiques faites chez les animaux, nous pouvons considérer qu'il existe plusieurs aires motrices parallèles responsables du traitement spécifique des informations venant de l'environnement et assurant la production de commandes motrices en fonction des connexions afférentes et efférentes. Selon cette théorie, le transport et la saisie seraient contrôlés en parallèle par des modules visuo-moteurs inter-connectés (Jeannerod 1986). Ainsi, les propriétés extrinsèques (localisation et distance) et les propriétés intrinsèques constituées des caractéristiques physiques de l'objet (taille, forme, poids) influenceraient respectivement la phase d'atteinte (ou de transport) et la saisie. Ces travaux se basent sur des études neuro-anatomiques qui démontrent d'une part la dissociation entre le traitement des caractéristiques extrinsèques et intrinsèques de l'objet (Sakata et al. 1999) et, d'autre part, la séparation du contrôle des muscles proximaux, qui sont responsables du mouvement d'atteinte de celui des muscles distaux, qui eux sont reliés à la préhension (Lawrence et Kuypers 1968).

Dans une tâche de préhension, le choix de la position adéquate des doigts détermine la configuration du bras qui correspond à cette position (Stelmach et al. 1994; Paulignan et al. 1997). L'orientation de l'objet influence celle de la main (Desmurget et al. 1996; Mamassian et al. 1997) de façon à ce que, pendant le mouvement d'atteinte, l'axe d'opposition des doigts effectue une rotation pour être parallèle à l'axe d'opposition de l'objet au moment de l'ouverture maximale des doigts, avant que les doigts ne commencent à se refermer autour de l'objet (Gentilucci et al. 1996). Toutefois, l'orientation de l'axe d'opposition semble être aussi dépendant de la localisation de l'objet dans l'espace (Gentilucci et al. 1996; Desmurget et al. 1997). En plus, le modèle de « confort final » propose que les postures finales sont planifiées avant le mouvement, afin de préserver une posture confortable pour la prise. Selon ce modèle, la posture finale appropriée serait sélectionnée à partir de représentations posturales multiples, en fonction des coûts de précision et de déplacement (Rosenbaum et al. 1995). L'orientation de la main affecte donc les DLs autant proximaux que distaux, de sorte que les mécanismes qui déterminent la sélection de l'axe d'opposition approprié sont reliés à la détermination de la position finale de la main dans l'espace de travail (Soechting et

Flanders, 1993; Paulignan et al. 1997, Marotta et al. 2003). Récemment Roby-Brami et al. (2000) ont proposé que l'orientation de la main serait reliée à la direction du mouvement d'atteinte (i.e. le vecteur reliant la position initiale de la main à l'objet), ces résultats confirment que le contrôle de l'orientation de la main lors de la préhension est aussi lié au mouvement d'atteinte et non seulement à la position finale du bras tel que proposé par Rosenbaum et al. (1995).

A) Contrôle cortical des mouvements d'atteinte et de préhension

Des populations différentes de neurones corticaux codent les divers paramètres du mouvement en fonction des afférences qu'ils reçoivent des aires sensorielles. Certaines études chez le singe ont identifié, dans l'aire intra-pariétale antérieure (AIP) des groupes de neurones sensibles à la taille, la forme et l'orientation de l'objet (Sakata et al. 1999; Murata et al. 2000).

La direction du mouvement dans l'espace cartésien semble codée par la sommation vectorielle des activités de l'ensemble d'une population de neurones corticaux qui auraient des propriétés de sélectivité directionnelle (Caminiti et al. 1991; Georgopoulos, 1995, Kalaska et al. 1997). D'autre part, des aires frontales (cortex moteur primaire, aire motrice supplémentaire et aire pré-motrice) contribuent directement au contrôle de la main (Colebatch et al. 1991). Dans l'aire 6, Rizzolati et al. (1988) ont identifié des classes de neurones associés aux divers types de prise (prise de précision ou prise de potence). Pourtant, il semblerait que le cortex pariétal postérieur (PPC) serait également impliqué dans le contrôle de la prise (Matsumura et al. 1996; Chapman et al. 2002).

Plus récemment, des études d'imagerie cérébrale (TEP et IRMf) et la stimulation magnétique transcrânienne (SMT) chez l'homme ont aussi confirmé cette ségrégation relative du contrôle de la musculature proximale et distale ainsi que le rôle de l'AIP dans la préhension (Matsumura et al. 1996; Binkofski et al. 1998; Ehrsson et al. 2000) Cependant, Lemon et al. (1995), en utilisant la SMT pendant les différentes phases d'une tâche de préhension, ont montré que les muscles extrinsèques de la main (reliés à l'orientation), sont soumis à de fortes influences excitatrices corticales lors du mouvement d'atteinte.

Le degré auquel l'activité des différentes aires corticales et sous-corticales est reliée aux paramètres cinématiques ou aux forces est encore à l'étude. Cependant, la majorité des travaux mentionnés ci-haut montrent que la décharge des neurones corticaux et sous-corticaux dépend de la tâche. Récemment aussi, des propriétés oscillatoires (Baker et al 1992; Murthy et Fetz, 1996) ainsi que de synchronisation des neurones (Kilner et al. 1999) ont été évoquées. Ces travaux soulignent l'importance des propriétés d'émergence ou l'organisation des éléments entre eux, qui seraient responsables du codage des différents paramètres du mouvement.

Malgré cette ségrégation anatomique entre le contrôle des phases de transport et de préhension, il y a néanmoins une forte coordination entre elles. Il est clairement démontré que la phase de saisie commence pendant le mouvement de transport. Au fur et à mesure que le bras avance, la main s'ouvre progressivement jusqu'à un maximum pour ensuite se fermer et s'adapter à la taille de l'objet. Depuis les premiers travaux de Jeannerod (1984), la coordination entre les phases de transport et de préhension a été étudiée par beaucoup d'auteurs mais la nature de cette coordination est encore le sujet de débats dans la littérature.

B) Mécanismes assurant la coordination entre le mouvement d'atteinte et de préhension

Selon Jeannerod (1984), un mécanisme central temporel assure l'alignement temporel de quelques phases clés du mouvement. Ainsi, il y aurait une synchronisation en début de mouvement, où un premier « signal » synchroniserait la phase rapide du transport avec l'ouverture des doigts. Ensuite, un second « signal » synchronise la phase de « vitesse lente » avec la fermeture des doigts. Cette théorie, appelée la théorie des « canaux visuo-moteurs », a longtemps prédominé dans les études de la préhension mais, récemment, elle a été remise en cause. D'une part, Gentilucci et al. (1992) ont proposé que la planification de la formation de la prise prend en considération non seulement les caractéristiques de l'objet mais aussi le temps prévu pour que la composante de transport atteigne l'objet, surtout le temps restant avant que la main atteigne l'objet. Hoff et Arbib (1993) reprirent cette idée dans leur modèle où la durée de la phase de fermeture de la main serait la variable contrôlée (ou stable). D'autre part, une série d'études montre les effets de la manipulation de la taille de l'objet sur le

transport (Castiello et al. 1998) et ceux du changement de la position de l'objet sur la composition de la prise (Paulignan et al. 1991, Jakobson et Goodale 1991, Chieffi et Gentilucci, 1993). Finalement, d'autres études montrent que l'orientation de la main serait reliée aux mouvements de l'épaule (Rosenbaum et al. 1995) et proposent d'autres mécanismes de coordination. Des modèles récents incorporent la notion de « time to contact », ajoutée par des auteurs qui proposent que le temps de fermeture de la main serait la variable responsable de la coordination des deux phases (Zaal et al. 1998). En s'inspirant d'expériences où les sujets ajustent l'ouverture maximale des doigts afin de compenser les erreurs dans la phase de transport dues à une augmentation de la vitesse ou à l'absence de vision. Wing et al. (1986) suggèrent l'existence d'une coordination de haut niveau entre la planification du transport et de la prise qui serait basée non seulement sur des paramètres temporeux, mais surtout sur la relation spatiale entre la position de la main (phase de transport) et la taille de l'ouverture (Haggard et Wing, 1997; 1998).

Les patrons de coordination requis pour atteindre un objet diffèrent selon que l'objet est placé en dedans ou en dehors de la longueur du bras. Quand l'objet à atteindre (ou prendre) est situé loin du corps et ne peut pas être atteint par un mouvement du bras seul, le tronc participe aussi au transport de la main vers cet objet (Kaminski et al. 1995). Dans ce cas, tous les segments (tronc, bras et main) doivent être coordonnés.

2.1.2. Mouvements au-delà de la longueur du bras

2.1.2.1 Le rôle du tronc dans les tâches de préhension chez le sujet normal

Des travaux impliquant le recrutement conscient du tronc lors des mouvements de pointage vers des cibles placés en dedans de la longueur du bras ont montré que la trajectoire de la main demeurerait relativement inchangée si le tronc participait au mouvement (Ma et Feldman, 1995; Pigeon et Feldman, 1998). Pour maintenir la position de la main lorsque le tronc participe au mouvement, les angles du coude et de l'épaule doivent diminuer leur déplacement, ce qui a amené ces auteurs à suggérer que le mouvement d'atteinte pourrait impliquer deux synergies : une menant la main à la cible et une autre coordonnant les mouvements du bras et du tronc, sans affecter la trajectoire

du point final. L'hypothèse d'un mécanisme compensatoire entre le tronc et le bras pour maintenir la trajectoire de la main est confirmée par des études où le patron de coordination interarticulaire change à une latence de 50 ms en réponse à l'arrêt inattendu du tronc (Adamovich et al. 2001).

Quand le mouvement d'atteinte implique spontanément le mouvement du tronc, pour des cibles placées plus loin que la longueur du bras, le tronc est aussi intégré de façon fluide dans la phase du transport de la main, suggérant ainsi que le bras et le tronc sont coordonnés et formeraient une unité fonctionnelle afin de préserver la trajectoire de la main (Kaminski et al. 1995). Ainsi, la contribution relative du tronc à la direction et à l'étendue du mouvement de la main serait déterminée par cette synergie compensatoire. De plus, des études montrent que le tronc contribue au mouvement seulement après le pic de vitesse de la main (Rossi et al. 2002). Par ailleurs, la coordination inter-articulaire change quand le cadre de référence utilisé est celui associé au monde extérieur et non pas celui associé au corps (Ghafouri et al. 2002).

En plus de la coordination entre le tronc et le bras lors des tâches de pointage, la coordination entre la prise et le bras lorsque le tronc est impliqué ainsi qu'entre la formation de la prise et le mouvement du tronc ont été étudiées lors des tâches de préhension assistées par le tronc. Saling et al. (1996) ont démontré que les composantes du transport et de l'ouverture de la main conservent la coordination temporelle malgré la participation du tronc au transport. L'ordre de recrutement ressemblerait à celui de la tâche de pointage, de sorte que le tronc commence son mouvement avant et finit après la main dans la majorité des essais. L'implication du tronc lors de tâches comprenant des degrés de difficulté ou précision différents est moins claire. Pour des objets de 22 mm de diamètre comparés à d'autres de 67 mm, Saling et al. (1996) n'ont pas trouvé de différence en ce qui concerne la cinématique du tronc. Par contre, lorsque la préhension demandait une très grande précision (1 mm de diamètre), le mouvement du tronc semblait se terminer avant la prise de l'objet (Wang et Stelmach, 2001). Certaines études (Steenbergen et al. 1995; Van der Kamp and Steenbergen 1999; Mackey et al. 2000) ont démontré que la difficulté (précision de préhension requise par la tâche) a une influence sur la cinématique du tronc. Des changements dans la tâche, par exemple prendre une tasse pleine plutôt qu'une tasse vide, transporter des

substances solides plutôt que liquides, ou une tasse sans couvercle plutôt qu'une tasse couverte peuvent affecter l'amplitude du déplacement du tronc.

Tous ces travaux confirment d'une part le rôle actif du tronc lors des tâches de préhension et d'autre part la coordination étroite entre les composantes proximales et distales lors de ces tâches.

2.2 Les mouvements d'atteinte et préhension chez les personnes avec une hémiparésie

2.2.1 Les déficits moteurs au niveau du bras à la suite d'un AVC

À la suite d'un AVC, parmi les déficits moteurs mis en évidence par les évaluations cliniques ou en laboratoire, on rencontre : 1) faiblesse des muscles du bras (Colebatch et al 1986; Bohannon et Smith 1987; Colebatch et Gandevia, 1989) et du poignet (Bohannon et Andrews, 1995) 2) déficits dans la force de préhension (Boissy et al. 1999) 3) spasticité (Bakheit et al. 2003) 4), perte de la capacité d'isoler des mouvements (individualisation) au niveau du bras (Zackowski et al. 2004) ou au niveau des doigts (Lang et Schieber, 2003, 2004), 5) incoordination musculaire (Bourbonnais et al. 1992) et / ou synergies anormales (Twitchell, 1951; Brunnstrom, 1970) ainsi que 6) déficits dans l'amplitude active de mouvements (Levin et al. 2000). Il n'est pas encore clair comment ces déficits sont reliés à l'altération de la performance dans des activités fonctionnelles. D'une part, l'étude cinématique des tâches fonctionnelles telles le pointage et la préhension permettent l'identification, dans cette population, des paramètres du mouvement qui sont altérés au cours de la performance. D'autre part, l'identification de la relation entre les déficits moteurs et les altérations des paramètres cinématiques au cours de l'exécution d'une tâche fonctionnelle tel que le mouvement d'atteinte pour saisir un objet, est essentiel pour la compréhension des répercussions des déficits moteurs sur la fonction du membre supérieur.

2.2.2 La cinématique des mouvements faits avec le bras parétique

Les mesures cinématiques permettent la description des composantes critiques du mouvement lors de la réalisation d'une tâche spécifique. Une comparaison des performances des sujets sains pendant une tâche d'atteinte et de préhension avec celles de sujets atteints d'une hémiparésie nous permet d'identifier les principaux déficits présentés par ces derniers au cours de l'exécution de la tâche. Tel que décrit dans la section 2.1, la préhension est composée d'un mouvement d'atteinte, de l'orientation de la main par rapport à l'objet, puis finalement de la saisie. Nous décrirons ultérieurement, selon ces différentes phases, les principales altérations du mouvement rencontrées lors d'une tâche de préhension faite avec le bras parétique. Nous aborderons aussi brièvement des études montrant des altérations spécifiques de la préhension à la suite d'un AVC malgré l'absence de parésie.

2.2.2.1 Déficits lors du mouvement d'atteinte

Cette section décrit les déficits présentés par les sujets avec une hémiparésie lors des mouvements d'atteinte impliquant ou non la saisie. Plusieurs études ont mis en évidence une diminution de la vitesse du transport de la main vers une cible pendant l'exécution des mouvements de pointage (Trombly 1992, 1993; Archambault et al. 1999, Cirstea et Levin 2000, Zackowski et al. 2004) ou de préhension (Roby-Brami et al. 1997). Ces déficits ont été caractérisés par une diminution de l'amplitude du pic de vitesse (Trombly 1992; Zackowski et al. 2004) et par l'augmentation de la durée totale du mouvement (Cirstea et Levin 2000; Wenzelburger et al. 2004). La diminution de l'amplitude du pic de vitesse du mouvement d'atteinte semble être en partie reliée aux déficits de force (Trombly et Wu 1999; Zackowski et al. 2004). Toutefois, l'augmentation de l'amplitude du pic de vitesse au cours de la récupération ne semble pas directement reliée à une amélioration de la force ou à une diminution de la co-contraction des muscles du coude (Trombly, 1992). Roby-Brami et al. (1997) ont suggéré que la valeur du pic de vitesse du mouvement d'atteinte serait surtout diminuée par des déficits proximaux, alors que une augmentation de la durée totale du mouvement étant, par contre, reliée aux déficits plus distaux. Wenzelburger et al. (2004) ont montré que, durant l'atteinte impliquant des mouvements de préhension précis (entre le pouce et l'index)

exécutés avec la main parétique, les phases de décélération et de saisie sont plus affectées que la phase d'accélération. Aussi, chez les adolescents ayant une hémiparésie secondaire à une paralysie cérébrale, la durée du mouvement avec préhension est augmentée si on compare aux cas où le sujet devait toucher la cible au lieu de la prendre (Steenbergen et al. 2000). En dépit de ces évidences indirectes, il n'est pas encore clair s'il existe une relation entre le déficit de force proximal et la vitesse du mouvement d'atteinte et, de plus, quelles sont les composantes du déficit moteur (faiblesse, spasticité ou incoordination) qui auront davantage d'impact sur la vitesse. Cependant, cela a une importance clinique puisque le renforcement de la musculature proximale sans intervenir au niveau de la saisie pourrait ne pas avoir d'impact sur l'amélioration du temps d'exécution des tâches de préhension. Par ailleurs, pour des tâches qui demandent de la précision, les mouvements effectués avec le bras non-parétique seraient aussi plus lents que chez les témoins. Ce ralentissement du mouvement au niveau du bras ipsilatéral à la lésion serait plus prononcé lorsque la lésion est située dans l'hémisphère dominant (Haaland et Harrington, 1994; Winstein et Pohl, 1995; Hermsdorfer et al. 1999; Pohl et al. 2000; Haaland et al. 2004) suggérant une origine centrale.

La fluidité du mouvement est aussi compromise, autant sur le plan temporel que spatial. Au niveau du profil de vitesse tangentielle, une augmentation de la segmentation temporelle a été mise en évidence par la présence de plusieurs pics, comparativement à un seul pic observé chez les sujets sains (Trombly 1992,1993; Archambault et al. 1999; Krebs et al. 1999). L'atteinte est ainsi constituée de plusieurs sous-mouvements (Rohrer et al. 2002) qui pourraient être reliés à la correction d'erreurs durant le mouvement (Archambault et al. 1999) ou comme il a été suggéré par Trombly et al (1992), à des altérations de l'intégration sensori-motrice. Cette dernière hypothèse cependant n'a pas été directement vérifiée. Dans l'étude de Steenbergen et al. (2000), le nombre de pics de vitesse est plus important lors de la tâche de préhension comparativement au mouvement d'atteinte. Cela pourrait s'expliquer par des déficits dans la coordination temporelle qui apparaissent lorsque la tâche demande un degré plus élevé de précision (dans cette étude « prendre » demandait plus de précision que « toucher »), Une autre explication serait l'addition d'autres DLs à « contrôler » dans le cas de la préhension par rapport au toucher ou pointer. Ce dernier confirmerait l'impact des déficits distaux sur la

fluidité du mouvement. Le mouvement est aussi caractérisé par une augmentation de la segmentation spatiale observée par une trajectoire moins rectiligne (Levin 1996b; Archambault et al. 1999; Cirstea et Levin, 2000; Zackowski et al. 2004). Cette diminution de la linéarité de la trajectoire pourrait être reliée à une altération du patron de recrutement angulaire des articulations proximales (épaule et coude - Levin 1996b; Cirstea et al. 2003a) ou à une incapacité de combiner une extension du coude à une flexion de l'épaule, c'est à dire d'isoler la direction du mouvement d'une articulation par rapport à la direction du mouvement fait en même temps dans l'autre (Zackowski et al. 2004). Cependant, une trajectoire linéaire semble être en partie préservée chez les sujets avec un déficit léger (Roby-Brami et al. 2003). Sur la base d'études de corrélations, Kamper et al. (2002) ont suggéré que les altérations de vitesse, de fluidité et de linéarité de la trajectoire observées lors du mouvement d'atteinte ne soient pas reliées à un déficit spécifique, mais plutôt reliées entre elles. De plus, même si la diminution de la vitesse est en partie responsable de la segmentation du mouvement, elle n'en représenterait pas l'unique facteur explicatif. Cirstea et al. (2003a) ont montré que, pour des valeurs semblables du pic de vitesse (un sous-groupe de sujets sains bougeant plus lentement), les sujets ayant une hémiparésie modérément affectés présentent aussi un mouvement plus segmenté. Une augmentation de la variabilité de la position finale et une diminution de la précision est aussi rencontrée chez ces sujets (Archambault et al. 1999; Cirstea et Levin, 2000, Cirstea et al. 2003a, Reisman et Scholz, 2003; Zackowski et al. 2004). Dans l'étude de Cirstea et Levin (2000), les erreurs lors du mouvement de pointage étaient corrélées aux déficits dans l'amplitude active du mouvement au niveau de l'épaule (flexion et adduction horizontale), cependant selon qu'il a été démontré par Zackowski et al. (2004) le degré de spasticité pourrait aussi accroître les erreurs.

Malgré que l'amplitude active du mouvement soit limitée chez les sujets ayant une hémiparésie durant l'atteinte pour les cibles éloignées du corps, des différents résultats ont été trouvés quant à la présence de déficits dans la direction du mouvement d'atteinte. Deux études semblables, où les sujets devaient pointer vers chacune des 75 cibles distribuées dans l'espace, ont eu des résultats contradictoires. Dans chaque étude les sujets portaient une attelle au poignet et leur tronc était fixé afin d'isoler le mouvement de l'épaule et du coude. Kamper et al. (2002) n'ont pas trouvé de déficits

reliés à une direction particulière. Reinkensmeyer et al. (2002) ont pourtant démontré que les sujets les plus affectés (avec niveau Chedoke-McMaster égal à 2) avaient tendance à effectuer leurs mouvements dans seulement deux directions préférentielles (médial et latéral; correspondant à -100° et $+100^\circ$, par rapport à la ligne médiane). Plutôt que de relier cela à une faiblesse générale des muscles de l'épaule, ces auteurs attribuent ce déficit à une incapacité de contrôler de façon appropriée la musculature de l'épaule et du coude afin d'exécuter le mouvement dans la bonne direction. D'une part, Beer et al. (2000) confirment que lors des mouvements planaires faits sur un *support d'air* (pour minimiser la friction), les erreurs spatiales pourraient être dues à des altérations dans les moments d'interaction, reliées à une rotation excessive de l'articulation du coude par rapport à celle de l'épaule. Ainsi, bien que les erreurs directionnelles soient présentes, elles ne seraient évidentes que chez les sujets les plus sévèrement affectés. D'autre part, même si les auteurs sont souvent d'accord pour dire que la planification de la direction est généralement préservée, la coordination musculaire lors de l'exécution semble altérée. Cependant la contribution des différents facteurs neuromusculaires (faiblesse, spasticité, altération de la co-contraction et synergies anormales), dans la détérioration de la performance n'est pas encore clairement établie.

Basé sur les résultats qu'ont démontré que les seuils d'activation des muscles fléchisseurs et extenseurs du coude étaient altérés chez certaines personnes ayant une hémiparésie (Levin et Feldman, 1994), Levin et al. (2000) ont proposé un modèle pour expliquer les déficits présentés par les patients spastiques lors des mouvements d'atteinte. Dans leur étude, premièrement les seuils du réflexe d'étirement ont été mesurés dans les muscles fléchisseurs et extenseurs. Ensuite les sujets ont exécuté des mouvements lents contre des différentes charges afin de déterminer l'amplitude de mouvement active possible dans les deux directions du mouvement. Or, les amplitudes de mouvement dans lesquelles les sujets pouvaient ou non produire des moments de force étaient reliées aux seuils angulaires identifiés lors de l'étirement passif. Selon ce modèle, les patients présentent une diminution de l'amplitude articulaire dans laquelle les patrons d'activation musculaires normales pourraient être produites (i.e., patron réciproque - activation des agonistes pendant que les antagonistes sont relaxées). Ceci explique aussi pourquoi il y a des amplitudes articulaires dans lesquelles le mouvement actif n'est pas possible.

Une autre approche procède à l'évaluation des moments produits lors des efforts isométriques pour des mouvements faits sur le plan horizontal à différentes directions (avec différentes combinaisons de moments entre les muscles de l'épaule et du coude). Des moments secondaires au niveau des fléchisseurs du coude sont présents lors des efforts isométriques maximaux d'extension, d'abduction et de rotation externe de l'épaule (Dewald et Beer, 2001). Aussi, les moments de flexion de l'épaule et d'extension du coude sont réduits sans que les moments opposés soient affectés (Beer et al. 2004). Les moments secondaires (ex. dans le coude) observés dans ces études sont similaires aux combinaisons spécifiques de mouvements décrits aussi par Brunnstrom (1970) lors de schèmes de flexion et d'extension. Les auteurs cités ci-haut, en accord avec l'idée des 'synergies anormales', suggèrent que l'incoordination articulaire lors des mouvement dans une direction donnée pourrait être conséquente à la présence de connexions interneuronales entre les motoneurones de différents groupes. Aussi, Lum et al. (2003) ont décrit des moments secondaires de flexion du coude lors des efforts de flexion de l'épaule. De plus, une étude cinématique a confirmé que la trajectoire est plus droite et les mouvements sont plus rapides lorsque les sujets réalisent une flexion concomitante de l'épaule et du coude (Zackowski et al. 2004). Par ailleurs, ces résultats sont aussi appuyés par ceux de Roby-Brami et al. (1997) lors du retour du mouvement de préhension.

Enfin, malgré que les sujets ayant une hémiparésie soient capables d'atteindre des cibles placées dans des positions différentes de l'espace péri-personnel, l'analyse cinématique indique que la coordination entre le coude et l'épaule lors de ces mouvements est compromise.

A) Coordination interarticulaire coude-épaule

À partir de l'analyse de diagrammes angle-angle, (Levin 1996b) a démontré que la coordination interarticulaire entre le coude et l'épaule est altérée chez les sujets ayant une hémiparésie lors d'une tâche de pointage. Comparativement aux sujets sains, ces sujets démontrent des déplacements segmentés et une diminution de la corrélation entre les mouvements du coude et ceux de l'épaule lors de mouvements vers l'espace peri-

personnel controlatéral ainsi que pour les cibles placées dans le plan sagittal mais loin du corps (à 40 cm en avant). Même si cette analyse a permis de caractériser les déficits de la composante spatiale de la coordination, elle n'informe pas sur sa liaison temporelle. Pour caractériser cette coordination temporelle, Cirstea et al. (2003b) ont utilisé un indice de coordination temporel basé sur les différences de phase entre les mouvements du coude et ceux de l'épaule lors d'une tâche de pointage. L'étude des relations de phase s'orientant traditionnellement autour des mouvements rythmiques et répétitifs (van Emmerick et Wagenaar 1996), Cirstea et al. (2003b) ont permis le développement de cet indice pour un mouvement discret. À l'aide des diagrammes de phase dérivés des graphiques angle-vitesse du coude et de l'épaule, cet indice calcule la différence de phase entre les mouvements d'extension du coude et d'adduction horizontale de l'épaule pendant toute la durée du mouvement. Le graphique illustre cette différence (*Temporal Coordination index* ou *TC index*) versus le temps du mouvement et donne un tracé caractéristique chez les sujets sains, tracé qui permet de définir 4 segments différents lors du mouvement étudié. Ainsi, à partir de l'amplitude et de la durée de chaque segment, le degré de synchronisation entre les deux articulations est établi. À titre d'exemple, le deuxième segment identifié correspond à l'intervalle de temps entre la vitesse maximale du mouvement de flexion du coude et de l'épaule. Un déficit de coordination semble être présent dans cette phase pour la majorité des patients avec hémiparésie. Ces auteurs ont aussi démontré une incoordination interarticulaire entre l'extension du coude et l'adduction horizontale de l'épaule à la fin du mouvement d'atteinte, incoordination mise en évidence par une augmentation de l'amplitude du quatrième segment dans l'indice TC (Cirstea et al. 2003b).

Une autre méthode a été développée pour évaluer la coordination spatiale à partir de la variabilité cinématique. Cette analyse compare la proportion de la variance articulaire qui mène à une consistance versus celle qui mène à une inconsistance dans la position de la main (Scholz et Schoner 1999, Latash et al. 2004). Cette méthode a été récemment utilisée pour analyser la coordination lors d'une tâche de pointage chez les sujets ayant une hémiparésie (Reisman et Scholz, 2003). Les résultats de l'analyse de composantes principales (ACP) montrent que seulement deux composants principaux expliquent plus de 90% de la variance chez les sujets les plus sévèrement affectés. Cela démontre donc que ces sujets ont moins de flexibilité dans les patrons de couplage articulaire.

Cependant, la variance entre les articulations reliées à la compensation d'erreurs a été plus importante que la variance non reliée à cette compensation. Ainsi, ces résultats démontrent que les sujets légers et modérément affectés (au moins) sont capables d'utiliser leur 'coordination interarticulaire' pour minimiser la variabilité de la trajectoire de la main (Reisman et Scholz, 2003).

B) Corrélation entre les déficits moteurs et l'altération de la coordination interarticulaire

L'altération de la coordination interarticulaire semble être corrélée au déficit moteur mesuré par l'échelle Fugl-Meyer (Levin, 1996b; Cirstea et al. 2003b; Reisman et Scholz, 2003). La relation entre l'altération de la coordination interarticulaire et le score de spasticité est moins claire. Levin (1996b) n'a pas retrouvé de corrélation significative entre le degré de spasticité et le coefficient de corrélation entre les mouvements du coude et de l'épaule. Cependant, dans l'étude de Cirstea et al. (2003b), l'amplitude du deuxième segment et la durée du troisième et quatrième segments de la TCI ont été négativement corrélés au degré de spasticité. Par ailleurs, Cirstea et al. (2003a) ont trouvé une corrélation entre l'amélioration de la précision du mouvement de pointage et celle de la coordination interarticulaire à la suite d'une pratique répétitive.

C) Coordination entre le tronc et le bras

Chez les sujets avec une hémiparésie, lors des mouvements d'atteinte avec le bras affecté impliquant le mouvement volontaire (Archambault et al. 1999) ou spontané du tronc (Levin et al. 2002), la coordination temporelle tronc-bras est altérée. Ainsi, quand le tronc est impliqué volontairement pour pointer vers des cibles placées près du corps, il n'y a pas de constance dans la coordination temporelle tronc-bras, de telle sorte que le mouvement peut être initié par le tronc ou par le bras (les sujets varient leur coordination intersegmentaire entre chaque essai). Cependant, le contrôle de cette coordination ne semble pas être prédominant pour un des hémisphères. Lors d'un mouvement de pointage impliquant un mouvement volontaire du tronc et effectué avec le bras non-parétique, la cinématique du bras (trajectoire, profil de vitesse et valeur du pic de vitesse) ainsi que la coordination temporelle tronc-bras ne diffère pas entre les sujets sains et les

deux groupes de sujets ayant une hémiparésie (avec lésion dans l'hémisphère droite ou gauche - Esparza et al. 2003). Dans les deux groupes (sains et ayant une hémiparésie) le mouvement est initié et terminé par le tronc. Aussi, ces auteurs ont montré que lors de ce mouvement de pointage, la vitesse du tronc était semblable dans les deux groupes. Dans l'ensemble, tous ces résultats suggèrent que les sujets ayant une hémiparésie (indépendamment de l'hémisphère atteint) ont en partie préservé le contrôle de la musculature du tronc.

Contrairement à ce qui arrive chez les sujets sains (Rossi et al. 2002), quand le tronc est impliqué spontanément pour prendre ou pointer des objets placés en dehors de la portée du bras, le tronc commence à contribuer au déplacement du point final (la main) très tôt dans le mouvement (Levin et al. 2002; Moro et Levin 2004). À cause d'une coordination interarticulaire altérée, ces sujets pourraient recruter leur tronc très tôt afin de maintenir en partie la fluidité de la trajectoire. Cette idée est appuyée par les résultats obtenus chez les patients les plus sévèrement affectés, où l'amplitude du déplacement du tronc est liée à la réduction des erreurs du mouvement (Cirstea et al. 2003a). Aussi, les erreurs de précision observées lors du mouvement de pointage pourraient être dues, au moins en partie, à une altération dans l'utilisation de la synergie compensatoire du bras, qui devrait compenser les effets du déplacement du tronc sur la position finale de la main (Moro et Levin 2004).

2.2.2.2 Déficits de l'orientation de la main

Chez les personnes ayant une hémiparésie ainsi que chez les sujets sains, l'orientation de la main semble dépendre non seulement de l'orientation de l'objet, mais aussi de la direction du mouvement d'atteinte (Roby-Brami et al. 2003a). En dépit que cette relation soit préservée, les sujets avec hémiparésie prennent l'objet (un cône dans cette étude) avec la main orientée plus frontalement (Roby-Brami et al. 1997, 2003a). Ces auteurs émettent l'hypothèse que la posture de la main au moment de la préhension servirait à compenser pour une faiblesse des fléchisseurs des doigts ou des extenseurs du poignet. Ceci amènerait les patients les plus sévèrement affectés à utiliser le poteau pour stabiliser la prise, hypothèse qui n'est cependant pas évaluée par ces auteurs.

2.2.2.3 Déficits de la saisie

Des lésions spécifiques peuvent provoquer des déficits isolés de la préhension. En l'absence de parésie, la formation de la prise pourrait être affectée par une lésion de la portion antérieure du sulcus intrapariétal - AIP (Binkofski et al. 1998). D'autres auteurs (Jakobson et al. 1991; Jeannerod et al. 1994) ont aussi décrit des altérations de la préparation de la saisie (*pre-shaping*) reliées à l'ataxie optique, à la suite d'une lésion bilatérale du cortex pariétal postérieur (PPC). Cependant, même en présence de ce genre d'ataxie, la préparation de la saisie semble être préservé si l'AIP est épargné (Gréa et al. 2002).

En dépit de leur importance clinique, très peu d'études cinématiques ont examiné les déficits de la préhension chez les sujets avec une parésie résiduelle à la suite d'un AVC. Toutefois, les études de Wenzelburger et al. (2004) confirment les résultats des études effectuées chez des adolescents ayant une hémiparésie découlant d'une paralysie cérébrale. Les conséquences des déficits distaux dans cette population sont mis en évidence par la prolongement du temps pendant lequel la main reste en contact avec l'objet avant de le soulever (Steenbergen et al. 1998, 2000; Steenbergen, 2004).

Ainsi, quelques études établissant des corrélations entre les mesures cliniques et les paramètres spécifiques de la performance ont permis d'identifier, au moins en partie, les rôles de différents facteurs tels que la faiblesse, la spasticité, l'incapacité d'isoler le mouvement d'une articulation ou la combinaison de ces facteurs avec les altérations présentées lors des mouvements d'atteinte et de préhension. Ces études ont aussi aidé à identifier les capacités nécessaires pour la performance optimale d'une tâche de pointage ou de préhension. En plus des déficits moteurs, des déficits de sensibilité cutanée (Zackowski et al. 2004) ainsi que des déficits proprioceptifs pourraient aussi avoir des répercussions sur la performance des mouvements de pointage et de préhension. Mercier et al. (2004) ont démontré que ces derniers sont reliés à la production de la force. Cependant, la majorité des études cinématiques ont été faites chez des sujets sans déficits sensoriels. D'autres déficits d'ordre cinématique ont également été décrits dans le bras ipsilatéral à la lésion corticale. Certains de ces déficits

sont reliés à des lésions corticales spécifiques, et, dans ce cas, les altérations cinématiques rencontrées ne seraient pas dues à des incapacités motrices générales, mais plutôt à des altérations spécifiques telle que l'héminégligence (Chieffi et al. 1993), l'ataxie optique (Jeannerod et al. 1994) ou encore l'apraxie (Haaland et al. 1999).

2.2.3 La cinématique du mouvement dans le bras ipsilatéral à la lésion hémisphérique

Dans le bras ipsilatéral à la lésion cérébrale, les mouvements de pointage qui demandent de la précision semblent être plus lents (Winstein et Pohl, 1995; Hermsdorfer et al. 1999, Pohl et al. 2000) ainsi que moins précis (Fisk et Goodale, 1988; Fisher et al. 2000; Haaland et al. 2004) par rapport aux sujets témoins. Aussi, les déficits présentés par le bras non-parétique dépendraient de l'hémisphère affecté. Une lésion de l'hémisphère gauche semble produire un ralentissement général du mouvement, tandis qu'une lésion de l'hémisphère droit engendrerait un prolongement de la dernière portion du mouvement (Hermsdorfer et al. 1999, 2003). En dépit que des altérations de la force (Bohannon et Andrews, 1995) et de la dextérité (Desrosiers et al. 1996; Sunderland et al. 2000) aient été décrites dans le bras ipsilatéral à la lésion et que ces altérations aient été reliées en partie avec des déficits illustrés par la cinématique, Velicki et al. (2000) suggèrent que ces déficits découlent de processus de plus haut niveau qui précèdent l'exécution, tels que la spécification des paramètres cinématiques.

2.3 Les mouvements compensatoires

Les compensations sont des mouvements qui substituent les mouvements normaux dans l'accomplissement d'une tâche. Ainsi, si la compensation est considérée comme une façon alternative d'accomplir une fonction, la récupération, au contraire, est vue comme l'accomplissement d'une fonction basée sur le processus original (Shumway-Cook et Woollacott, 1995). Chez les sujets ayant une hémiparésie, une compensation peut être illustrée par l'utilisation du bras non parétique lors de la fonction, comme il a été démontré par Nakayama et al. (1994). Une autre façon de compenser consiste dans le développement de nouvelles stratégies de mouvements pour combler les déficits spécifiques présentés dans le bras affecté. Ce type de compensation a été étudié lors de

la préhension par Roby-Brami et al. (1997), Levin et al. (2002) et aussi lors d'un mouvement de pointage par Cirstea et Levin (2000). Parmi les compensations utilisées par les personnes ayant une hémiparésie lors des tâches de pointage (Cirstea et Levin 2000) et de préhension (Roby-Brami et al. 2003b), on retrouve les mouvements excessifs du tronc. Des mouvements compensatoires ont aussi été décrits chez l'animal. Après une lésion corticale de l'aire motrice primaire, des mouvements compensatoires lors des mouvements d'atteinte et de préhension peuvent être rencontrés autant chez le primate (Friel et Nudo, 1998) que chez le rat (Whishaw, 2000). Par exemple, les rats peuvent changer les composantes de leurs mouvements pour améliorer leur capacité d'atteindre leur nourriture, comme changer l'orientation du corps pour permettre l'avancement de la patte et ainsi attraper la nourriture (Whishaw, 2000). Des résultats similaires sont obtenus chez le singe après lésion de l'aire corticale de la main. Les combinaisons de mouvements préférés utilisées avant la lésion peuvent alors être supprimées par l'utilisation de nouveaux patrons de mouvement (Friel et Nudo, 1998).

2.3.1 Études chez l'homme

Chez les sujets sains, en plus de la motricité spécifique du membre supérieur, le tronc joue aussi un rôle important dans les tâches manuelles pour garantir la stabilisation posturale, ainsi que pour allonger la portée du bras lors de la préhension d'objets situés à une distance plus grande que celle correspondant à la longueur du bras (Saling et al. 1996). Cependant, les patients ayant une hémiparésie effectuent un grand déplacement du tronc même pour atteindre des objets situés très près du corps (Roby-Brami et al. 1997). Cela a été interprété comme l'acquisition d'une nouvelle coordination adaptative, donc comme une réponse naturelle aux limitations du mouvement d'atteinte, et ce, pour compenser la déficience motrice du membre supérieur. Cirstea et Levin (2000) ont confirmé que cette grande participation du tronc compense une diminution de l'extension active du coude, de l'adduction horizontale et de la flexion de l'épaule. Chez les enfants avec une hémiparésie découlant d'une paralysie cérébrale, Van Thiel et Steenbergen, (2001) et Schneiberg et al. (2004) confirment le recrutement excessif du tronc.

Plusieurs hypothèses pourraient expliquer le recrutement excessif du tronc chez les sujets ayant une hémiparésie. D'une part, la diminution de la capacité à faire des

mouvements isolés avec le bras (par rapport au tronc immobile) pourrait être vue comme une synergie anormale, tel que classiquement décrit par Brunnstrom (1970) dans les synergies pathologiques. Ces synergies pathologiques sont vues comme des combinaisons de mouvement stéréotypés (Twitchell, 1951; Brunnstrom, 1970) qui résultent de la réduction du contrôle supra-spinal et entraînent une incapacité à isoler le mouvement dans une ou quelques articulations. Ainsi, une tentative infructueuse de production d'un mouvement dans une articulation mène au mouvement involontaire d'un autre segment relié, produisant un patron de mouvement fixe (Bobath, 1990). D'autre part, le mouvement du tronc peut être vu comme une adaptation aux déficits et non pas comme une conséquence directe de la lésion (Roby-Brami et al 1997). De ce point de vue, ces synergies seraient plutôt 'atypiques' dans le sens que les sujets utilisent les degrés de liberté qui sont disponibles afin d'accomplir la tâche (Carr et Shepherd, 2000). Cette vision, basée sur des données anatomiques, prévoit la préservation relative de cette musculature par des projections cortico-spinales ipsilatérales plus importantes pour les motoneurones contrôlant les muscles proximaux par rapport aux muscles distaux (Colebatch et Gandevia, 1989; Nirikko et al. 2001), ainsi que par l'innervation bilatérale de la musculature du tronc (Carr et al. 1994), causant possiblement l'implication plus importante du tronc par rapport au bras. Quelques arguments sont en faveur d'une stratégie adaptative : la direction du mouvement du tronc semble être appropriée à la direction visée, et son amplitude serait contrôlée en gradation, selon la distance de l'objet. D'autre part, le mouvement du tronc débute avant le mouvement de la main (Roby-Brami et al. 1997; Levin et al. 2002).

D'autres facteurs pourraient contribuer au déplacement excessif du tronc lors des tâches d'atteinte et de préhension. La vitesse lors d'un mouvement semble déterminer la contribution relative des segments impliqués. Chez le sujet sain, il a été suggéré que la contribution de chaque segment dans le mouvement pourrait être basée sur le coût énergétique en fonction de la raideur, de la friction et du moment d'inertie de chaque segment (Rosenbaum et al. 1993). Selon ce modèle, les segments corporels qui se déplacent plus vite sont ceux qui ont une contribution plus importante dans la tâche. Selon le modèle de Rosenbaum et al. (1993,1995), les mouvements d'atteinte à des vitesses plus lentes seraient principalement accomplis par des segments de grande masse comme le tronc, comparativement aux segments de masse plus petite comme le

bras. Seidler et Stelmach (2000) affirment que la participation du tronc dans les tâches de préhension semble dépendre des contraintes temporelles indépendamment de la vitesse du mouvement d'atteinte. Aussi, Wang et Stelmach (2001) ont montré que pendant que la corrélation partielle entre le pic de vitesse du bras et de la position finale augmentait avec la vitesse du mouvement d'atteinte, celle du tronc et de la position finale diminuait.

Une faiblesse de la musculature du tronc (Tanaka et al. 1998), des déficits de l'équilibre assis (Dean et al. 1999) et dans les ajustement posturaux anticipatoires (Dickstein et al. 2004) ainsi que des déficits dans le contrôle des membres inférieurs (Crosbie et al. 1995), ou même dans les mouvements du bassin (Campbell et al. 2001; Messier et al. 2004) présents chez quelques sujets ayant une hémiparésie pourraient aussi contribuer à un mouvement excessif du tronc. Ainsi, le tronc ayant un grand moment d'inertie, cela impliquerait une déstabilisation posturale lors des mouvements volontaires (Bouisset et Zattara, 1981). D'autre part, dû à une masse plus grande comparativement au bras, le tronc serait plus difficile à arrêter précisément à la fin d'un mouvement, comme suggéré par Saling et al. (1996). Par contre, l'étude d'Esparza et al (2003) démontrant que les mouvements du tronc étaient de même amplitude chez les sujets ayant une hémiparésie et sains, malgré des différences dans le recrutement du bras et tronc lors des mouvement d'atteints, suggère que les patients hémiparétique n'ont pas un déficit primaire au niveau du contrôle du tronc. De plus, un groupe de patients présentant un bon équilibre (scores entre 44 et 56 mesurés selon l'échelle de Berg) ont aussi montré des déplacements excessifs du tronc comparé au groupe témoin. Par ailleurs, lorsque des personnes ayant une hémiparésie produisent des mouvements oscillatoires (donc sans un but précis) avec les bras dans la position debout, le tronc a été aussi impliqué dans le transport du bras vers l'avant (Ustinova et al. 2004).

Une autre possibilité serait que le tronc est plus impliqué dû aux contraintes imposées par le mouvement, donc aux difficultés éprouvées par ces sujets pour bouger le bras. Chez les sujets sains, l'effet de la précision de la tâche relativement à la cinématique du tronc est controversé. En dépit que Saling et al. (1996) n'aient pas trouvé de différences dans l'implication du tronc en fonction de la précision de la tâche (prise de cylindres de 22 mm versus 67 mm de diamètre), Wang et Stelmach (2001) ont rapporté que, pour des

objets qui demandent une plus grande précision de la prise (1 mm versus 38 mm), la durée du mouvement du tronc augmente pendant que le temps jusqu'au pic de vitesse diminue. Aussi, il a été démontré que la difficulté de la tâche et l'habileté du sujet influencent le recrutement du tronc. Lors du transport d'une tasse pleine sans couverture avec le bras non-dominant, les sujets recrutent plus leur tronc (Steenbergen et al. 1995). Ces auteurs suggèrent que l'implication du tronc servirait à augmenter la stabilité du mouvement et produirait une trajectoire plus lisse (Steenbergen et al. 1995, Bertram et al. 2000, Van Roon et al. 2004).

Dans une étude utilisant quatre cibles placées à des différentes distances (deux en dedans et deux en dehors du porté du bras), Levin et al. (2002) ont démontré que la contribution relative du déplacement du tronc au déplacement de la main était plus importante chez les personnes ayant une hémiparésie comparativement au groupe de témoins. Cependant la coordination entre les mouvements du bras et du tronc était préservée. Aussi cette étude, ainsi que d'autres (Roby-Brami et al. 1997, Archambault et al. 1999), ont démontré une relative préservation de la trajectoire de la main. Ainsi, plutôt qu'une synergie pathologique découlant de la lésion, le mouvement du tronc pourrait être une stratégie utilisée par les sujets ayant une hémiparésie afin de préserver la trajectoire de la main, malgré la présence d'une coordination anormale entre les mouvements du coude et de l'épaule (Levin, 1996b).

2.4 Récupération motrice du membre supérieur

Les mécanismes de récupération motrice à la suite d'une lésion cérébrale d'origine vasculaire sont encore mal connus. La sévérité initiale du déficit moteur semble être un des facteurs déterminants du pronostic fonctionnel du membre supérieur (De Souza et al. 1980; Parker et al. 1986). Cependant, les liens entre la capacité de récupération motrice et les caractéristiques de la lésion (taille et localisation ainsi que l'interaction entre les deux) sont assez complexes (Beloosesky et al. 1995; Chen et al. 2000). Quelques auteurs suggèrent que la préservation de l'aire motrice primaire ainsi que le degré d'intégrité des voies corticospinales directes serait un facteur déterminant dans la récupération motrice (Pineiro et al. 2000; Feydy et al. 2002; Ward et al. 2003). Cependant, les études chez l'animal démontrent que, même après une lésion corticale directe de l'aire motrice de la main, des phénomènes de plasticité cérébrale se

produisent si l'animal est entraîné avec des mouvements qui demandent l'acquisition d'une nouvelle habileté (Nudo et al. 1996; Plautz et al. 2000). Chez l'homme, les liens entre la plasticité cérébrale après l'AVC et l'évolution du déficit moteur n'ont pas fait l'objet des études que récemment (Calautti et al. 2001; Feydy et al. 2002; Ward et al. 2003). Dans cette section, nous aborderons d'abord brièvement les études sur les mécanismes de plasticité neuronale à la suite d'un AVC, avec comme perspective principale le rôle de la pratique sur cette plasticité. Ensuite, nous discuterons des paramètres de la pratique qui semblent influencer l'apprentissage d'une tâche motrice faite avec le bras parétique (dû à l'AVC). La section suivante rapportera les approches de traitements pour le membre supérieur en mettant l'accent sur celles qui ont démontré une efficacité au niveau de l'amélioration de la fonction. Finalement, nous reviendrons à la notion de l'utilisation des compensations pour améliorer la fonction.

2.4.1 Plasticité et apprentissage à la suite d'une lésion dans le SNC

2.4.1.1 La plasticité

Chez le primate, il a été démontré qu'à la suite d'une lésion corticale directe, la taille de l'aire de représentation de la main décroît si on laisse l'animal récupérer spontanément (Nudo et Milliken, 1996). Par contre, elle peut être préservée (Nudo et al. 1996) si l'animal est entraîné avec des mouvements qui demandent une certaine dextérité (prendre des boulettes de nourriture des trous de plus en plus petits). Chez l'homme sain, la démonstration du rôle de la pratique répétée (Classen et al. 1998) et/ou de l'acquisition de nouvelles habiletés motrices (Karni et al. 1998) dans la réorganisation des cartes corticales a contribué à faire accepter l'idée que la pratique des tâches spécifiques joue aussi un rôle essentiel dans la réorganisation fonctionnelle cérébrale à la suite d'un AVC. Ainsi, en plus des phénomènes de réorganisation structurelle et fonctionnelle spontanés (résorption de l'œdème, résolution de la diaschisis) qui seraient en partie responsables de la récupération motrice, l'expérience (en terme de traitement reçu) semble moduler cette plasticité (Liepert et al. 2000; Nelles et al. 2001; Levy et al. 2001; Schaechter et al. 2002; Carey et al. 2002; Johansen-Berg et al. 2002). Dans les mois suivant l'AVC, il a été démontré, par des techniques d'imagerie cérébrale, Imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) et tomographie par émission de positrons

(TEP), que des changements d'activation dus à une redistribution du débit sanguin cérébral témoigneraient de la réorganisation physiologique liée au phénomène lésionnel. Lors de lésions corticales, cette réorganisation pourrait avoir lieu dans l'hémisphère lésé au niveau de différentes aires corticales (Seitz et al. 1998) et sous-corticales (Cao et al. 1998), ainsi que dans la zone péri-lésionnelle (Cramer et al. 1997). Certaines études effectuées chez des patients victimes d'une lésion sous-corticale qui avaient bien récupéré du déficit moteur initial ont démontré que ces sujets présentaient aussi une activation de l'hémisphère sain (Chollet et al. 1991; Weiller et al. 1992, 1993). Ainsi, plusieurs auteurs ont émis l'hypothèse que le cortex moteur ipsilatéral à la main parétique pourrait exercer une influence sur la récupération des mouvements de la main parétique, soit par le biais d'une activation inter-hémisphérique, soit par des voies directes. Cependant, des études avec TMS (Turton et al. 1996) ainsi que celles utilisant un indice de latéralité (ratio d'activation controlésionnel / ipsilésionnel) et l'analyse comparative de l'activation cérébrale chez les personnes ayant une bonne récupération par rapport à celles ayant un déficit persistant (Cramer et al. 1997; Carey et al. 2002) semblent démontrer que le « déplacement » de l'activité en direction du cortex controlésionnel semble être mal adapté. Aussi, des études longitudinales ont comparé l'évolution dans le temps (période aiguë versus chronique) de cette distribution d'activation cérébrale dans les deux hémisphères et sa relation avec la récupération motrice. Marshall et al. (2000) ont démontré une réduction de l'activité controlésionnelle parallèlement à une augmentation de l'activité ipsilésionnelle au cours de la réalisation d'une tâche d'opposition des doigts, ceci entre la première semaine, trois mois et six mois après l'AVC. Autant un déplacement de l'activation vers l'hémisphère sain (Callautti et al. 2001) que le recrutement augmenté d'une aire donnée dans les deux hémisphères (par rapport au recrutement retrouvé chez des sujets témoins réalisant la même tâche motrice) semblent témoigner d'une efficacité réduite de la réorganisation hémisphérique (Callautti et Baron, 2003). En effet, des patients ayant des déficits moteurs persistant trois mois après l'AVC ont montré une augmentation bilatérale de l'activation liée à une tâche de force de préhension (en comparaison avec un groupe de sujets sains). La tâche consistait à exécuter une préhension à différents niveaux de force. Afin de contrôler l'effet de l'augmentation de l'effort (chez les patients ayant moins bien récupérés) sur cette activation, les auteurs ont utilisé une échelle analogue visuelle. Leurs résultats

n'ont pas montré de corrélations entre le niveau d'effort rapporté par les sujets et le degré de récupération (Ward et al. 2003).

La majorité des études sur l'effet d'une thérapie sur la plasticité cérébrale, ont été faites utilisant la « thérapie induite par la contrainte » (Liepert et al., 2000; Schaechter et al. 2002; Johansen-Berg et al. 2002). Ces études montrent donc l'effet d'un entraînement très intensif (4-6 heures / jour pendant 10 jours distribués à travers de 2 semaines). Le mérite de ces travaux est d'avoir montré que cette plasticité semble être possible même chez les patients chroniques. Dans une étude utilisant la stimulation magnétique transcrânienne (TMS) du cortex moteur controlatéral à la lésion, avec 12 jours d'entraînement intensif comprenant la restriction du membre ipsilatéral à la lésion (bras non parétique) et l'usage forcé du membre controlatéral à la lésion (bras parétique), des patients chroniques (n = 13) ont démontré une augmentation de l'aire corticale excitée par la TMS, parallèlement à une augmentation de l'utilisation du bras hémiparétique (Liepert et al., 2000). En utilisant l'indice de latéralité à partir de l'IRMf, les résultats de l'étude de Schaechter et al. (2002) contrairement aux études de Marshall et al. (2000) et Callautti et al. (2001) reliant un meilleur score moteur à l'activation ipsilésionnel, ont montré que suite à la thérapie, parallèlement à l'amélioration des scores dans le test de Fugl-Meyer, les patients (n = 4) montrent une tendance à augmenter l'activation de l'hémisphère sain. En utilisant la TEP avec un mouvement passif du coude pour évaluer les effets d'une thérapie orienté vers la tâche (45 minutes/ jour pendant 3 semaines) comparé à un groupe témoin, Nelles et al. (2001), ont montré que les sujets dans le groupe expérimental (n = 5) activaient plus les cortices moteur et pariétal postérieur controlatéral au bras bougé (l'hémisphère atteint) comparé au groupe témoin (n = 5). Malgré que les gains du groupe expérimental étaient de 14 points comparé à 5 points pour le groupe témoin, les scores du test Fugl-Meyer après le traitement n'ont pas montré de différences significatives. Aussi, le niveau de récupération motrice du bras de ces patients était très bas (score autour de 10 dans le test de Fugl-Meyer). Dans une étude utilisant des mouvements de poursuite avec l'index pour l'évaluation ainsi que pour l'entraînement des doigts, Carey et al. (2002) ont aussi montré des changements de l'activation cérébrale chez un groupe de patients avec une hémiparésie chronique. En utilisant l'indice de latéralité les résultats ont montré une amélioration des scores du test

de *Box and Block* chez les sujets traités (n = 5) parallèlement à une augmentation de l'activation des aires motrices et sensorimotrices dans l'hémisphère affecté.

L'ensemble de ces résultats nous montre que les activations cérébrales reliées à la performance d'une tâche motrice spécifique peuvent changer entre la période aiguë et chronique suite à la lésion cérébrale, ainsi que suite à la thérapie. Les sites ainsi que le niveau d'activation semblent différer selon le niveau du déficit moteur des patients. Quelques auteurs suggèrent que le déplacement de l'activation vers l'hémisphère ipsilatéral au bras parétique en phase chronique soit problématique, toutefois les résultats contradictoires ne permettent pas une conclusion. Quelques différences dans les résultats pourraient être liées au niveau de préservation de l'aire motrice primaire ainsi que des ces voies descendantes. Toutefois, au moins à la suite d'un période intensif de pratique avec des tâches fonctionnelles, la réorganisation de l'activité cérébrale semble possible même dans la phase chronique suite à l'AVC. Des études utilisant l'imagerie cérébrale suite à une pratique plus distribuée étant rares, il ne nous permet pas en tirer des conclusions quant au rôle de la plasticité cérébrale dans les changements cliniques lors d'une pratique moins intensive.

2.4.1.2 L'apprentissage moteur

Il existe différentes approches pour étudier l'apprentissage moteur chez les sujets cérébro-lésés. Ces études se concentrent, par exemple, sur la capacité d'apprentissage du système nerveux à la suite d'une lésion. Dans ces cas, une étude peut cibler des déficits spécifiques présentés par ces sujets lors de l'apprentissage d'une tâche, et ceci en fonction de l'hémisphère affecté. Le membre supérieur ipsilatéral à la lésion peut alors être sollicité. D'autres études cherchent à caractériser les différentes stratégies que les sujets avec une hémiparésie utilisent afin d'améliorer leur performance motrice lors de l'utilisation du membre supérieur parétique. Cette partie de la thèse s'intéresse surtout à ces dernières études.

L'amélioration de la performance du membre supérieur parétique :

Il a été démontré que, chez les patients ayant une hémiparésie, la performance motrice du bras parétique s'améliore avec la pratique et la répétition de mouvements (Platz et al.

2001; Dancause et al. 2002; Cirstea et al. 2003a). Cependant, d'autres éléments non liés à la pratique, mais plutôt à l'environnement, auront aussi un impact sur l'apprentissage. Ainsi, lors des tâches de préhension, il a été démontré que la présence d'objets réels et ayant une signification pour le sujet améliorent la vitesse (Wu et al. 1998) ou la fluidité (Trombly et Wu, 1999) des mouvements du membre supérieur parétique. Aussi, l'apprentissage moteur chez les personnes ayant des séquelles à la suite d'un AVC peut être influencé par la présence de déficits cognitifs, tels que des déficits dans la fonction exécutive (Dancause et al. 2002). Dans cette dernière étude, les sujets les plus affectés ont eu besoin de plus de temps pour diminuer le nombre d'erreurs provoquées par la présence d'une charge ajoutée pendant une tâche de flexion du coude.

D'autres facteurs, tels l'organisation des répétitions à l'intérieur de la séance de pratique et le type ainsi que la fréquence du feed-back donné sont également susceptibles d'affecter l'apprentissage moteur chez les personnes avec une hémiparésie. Chez les sujets sains, la pratique aléatoire semble avoir un effet bénéfique, surtout en ce qui concerne le transfert de l'apprentissage (Magill, 2001). Cependant, cet effet n'est pas clairement établi dans les études impliquant des sujets avec hémiparésie. L'étude de Hanlon (1996), qui compare la pratique variée à la pratique constante, démontre qu'il n'y a pas de différence significative dans le temps nécessaire pour exécuter la tâche avec succès. Toutefois, dans cette population, cet auteur interprète les résultats comme un effet bénéfique de la pratique variée. Aussi, dans le cas d'une stimulation neuromusculaire combinée à la pratique répétitive, la pratique aléatoire n'a pas démontré une supériorité par rapport à la pratique en blocs (Cauraugh et Kim 2003).

Le type et la fréquence du feed-back (rétroaction) donné ont un impact important sur la pratique chez les sujets sains (Winstein 1991). Chez les sujets ayant un AVC, les résultats de Winstein et al. (1999) montrent que, pour le bras non parétique, la pratique améliore la précision du mouvement, indépendamment de la fréquence du feed-back donné (100% comparé à 67%). La tâche consistait en des mouvements de flexion et d'extension du coude en suivant des contraintes temporelles et spatiales. Pour le bras parétique, Platz et al. (2001) ont évalué l'effet de l'ajout de feed-back (connaissance du résultat) lors de la pratique de tâches d'habileté manuelle chez des sujets ayant un déficit modéré. La moyenne du temps de réalisation de la tâche était présentée sous la forme d'un diagramme sur l'écran de l'ordinateur. Avec la pratique, les sujets ont amélioré le temps de réalisation des tâches lors d'un test fonctionnel (TEMPA), mais

l'ajout du feed-back n'a pas eu d'effet bénéfique supplémentaire par rapport à la pratique sans feed-back. L'étude de Cirstea et al. (2003a) a démontré que la répétition d'un mouvement de pointage mène à une amélioration de la vitesse et de la précision de l'exécution de la tâche chez des sujets avec différents degrés de sévérité du déficit initial. Les sujets ont eu une rétroaction sous forme de connaissance du résultat à une fréquence relative de 20 % des essais (après chaque groupe de 5 essais, les sujets pouvaient regarder la position de leur doigt par rapport à la cible). Cependant, cette étude a démontré que les stratégies utilisées par ces sujets pour améliorer la performance varient en fonction de la sévérité du déficit moteur.

Les stratégies utilisées par les sujets pour améliorer leur performance :

Afin d'accroître la vitesse d'un mouvement sans faire varier la distance à parcourir ou la taille de la cible à atteindre, les sujets peuvent utiliser différentes stratégies. Ces stratégies semblent être dépendantes de la sévérité du déficit moteur. Dans l'étude de Cirstea et al. (2003a), les sujets ayant un déficit modéré ont augmenté la vitesse par une amélioration de la coordination entre les mouvements de l'épaule et du coude, tandis que ceux avec un déficit plus sévère ont aussi augmenté l'utilisation du mouvement compensatoire du tronc.

2.4.2 Approches physiothérapeutiques

2.4.2.1. Rééducation basée sur l'amélioration de la capacité motrice

Parmi les approches d'exercices thérapeutiques visant la récupération du membre supérieur, on retrouve les approches centrées sur les déficits moteurs. Ces approches ont comme cible la « normalisation du tonus », la production de mouvements en dehors des synergies pathologiques, ainsi que le renforcement musculaire. À ce jour, les approches les plus répandues dans la clinique sont celles qui utilisent des stimuli sensoriels dans le but de « normaliser » le tonus, telles les approches Bobath ou *Neurodevelopmental* (NDM - Lennon et Ashburn, 2000 ; Lennon et al. 2001). Ces approches ont comme prémisse que le « mouvement normal ne pourra pas se manifester sur un fond de tonus anormal » (van Vliet et al. 2001). Cependant, le lien

entre la spasticité et la performance dans les tâches fonctionnelles n'est pas établi, d'autant plus qu'il n'existe pas de consensus sur l'efficacité de ces approches pour l'amélioration de la fonction du membre supérieur (Langhammer et Stanghelle, 2000).

Au niveau du membre supérieur (MS), la force de préhension semble être un indicateur de la récupération (Sunderland et al. 1989), en combinaison avec la force des fléchisseurs de l'épaule, qui serait aussi très reliée à la fonction du MS (Boissy et al. 1999; Mercier et Bourbonnais 2004). Des approches telles que la rétroaction biologique ou « biofeedback » et la stimulation électrique fonctionnelle auraient un effet positif sur les déficits de force (Kraft et al 1992; Glanz et al 1995, 1996). Cette dernière, combinée à la pratique de tâches fonctionnelles, a aussi un effet positif sur l'amélioration de la fonction (Alon et al. 2003). Dans les périodes aiguës (quelques semaines) après l'AVC, des approches utilisant la répétition de mouvements isolés distaux (Bütefisch et al. 1995) et proximaux (Feys et al. 1998), ont montré respectivement des effets positifs sur la force et sur la récupération motrice (FM). Cependant, il n'y a que l'entraînement composé de mouvements répétitifs distaux qui semble avoir amélioré les résultats à des tests de la fonction (Rivermead Motor Assessment). Différentes études dans lesquelles on évaluait l'efficacité des exercices faits à l'aide d'un robot ont démontré des améliorations au niveau du déficit moteur proximal dans les périodes aiguës (Aisen et al. 1997; Volpe et al. 2000) ou chroniques (Fasoli et al. 2003, 2004) après l'AVC. Le membre supérieur était fixé au bras du robot de façon à ne permettre des mouvements planaires qu'au niveau du coude et de l'épaule. Des exercices passifs, actifs ou avec des résistances progressives dans différentes directions indiquées par des cibles sur l'écran d'un ordinateur ont été faits avec feedback visuel informant sur la position de la main (de la poignée du robot). Seul le programme incluant des exercices avec des résistances progressives (30 min 3x par semaine pendant 6 semaines - Fasoli et al. 2003) a produit une amélioration au niveau distal, mais ces gains n'ont pas persisté jusqu'au test de suivi (4 mois après la fin de la thérapie, Fasoli et al. 2004). L'impact des gains au niveau de l'épaule et du coude sur la fonction du membre supérieur n'a pas été évalué dans ces études. L'entraînement à l'aide d'un robot incluant d'autres degrés de liberté (DLs) comparé à l'approche NDM a montré une amélioration de la force au niveau des muscles du coude et de l'épaule, ainsi que dans la distance du mouvement d'atteinte. Malgré ces effets positifs de l'entraînement fait à l'aide du robot, le test de suivi à 6 mois n'a pas

montré de résultats supérieurs à ceux de l'approche NDM si on considère les gains dans le test Fugl-Meyer (Lum et al. 2002). Un programme de renforcement qui combinait des moments de forces spécifiques de l'épaule et du coude à l'aide d'un dynamomètre statique, réalisé 3 fois par semaine pendant 6 semaines, n'a pas démontré d'amélioration significative de la force de préhension, de la dextérité (BBT) ou de la fonction du bras mesuré par le TEMPA (Bourbonnais et al. 2002). Les auteurs suggèrent que le manque de transfert de l'amélioration de la force statique du membre supérieur à la fonction de celui-ci, comparativement à un transfert positif du renforcement du membre inférieur à la marche, pourrait être dû à l'utilisation de mouvements compensatoires. Ainsi, les deux membres inférieurs sont nécessairement impliqués lors de la marche, comparativement à la possibilité d'utilisation du bras non parétique au lieu du bras parétique lors des tâches fonctionnelles manuelles (Bourbonnais et al. 2002). Une autre possibilité serait que les gains dans la force proximale n'ont que peu d'impacts sur la force distale ou sur la dextérité lorsque des tâches du membre supérieur sont utilisées.

2.4.2.2 Le modèle écologique et l'approche orientée vers la tâche

L'approche orientée vers la tâche, basée sur le modèle écologique, utilise des changements environnementaux pour influencer le comportement. L'analyse des tâches est donc la cible de cette approche, et cette analyse vise les composantes de la performance et du contexte qui limitent la fonction. Le rôle du thérapeute est de sélectionner les tâches qui aideront le patient à faire face aux problèmes qu'il rencontrera dans différents contextes environnementaux, plutôt que de faciliter certains patrons de mouvements spécifiques (Gentile 2000). Le choix des tâches et l'organisation de l'environnement ont comme but de « faciliter » l'organisation spatiale et temporelle du mouvement et, en ce sens, de faire émerger la coordination. Ainsi, l'ajout d'un objectif au mouvement (Trombly et Wu, 1999) ou d'une signification à la tâche (Wu et al. 2000), aurait comme effet d'améliorer la cinématique des mouvements de préhension chez les personnes avec une hémiparésie.

L'approche orientée vers la tâche a démontré son efficacité pour améliorer l'équilibre assis (Dean et Shepherd, 1997) et la vitesse de la marche (Richards et al. 1993; Dean et

al. 2000; Salbach et al. 2004). En ce qui concerne le membre supérieur, il existe des évidences montrant que la pratique intensive de tâches fonctionnelles aurait un effet bénéfique sur la récupération de la fonction (Taub et al. 1993; Taub et Wolf, 1997). Plus particulièrement, la thérapie par contrainte pourrait améliorer significativement la fonction du membre supérieur. Cependant, il n'est pas clair quel est la composante de cette approche (intensité ou spécificité des tâches) qui soit responsable des résultats (Page et al. 2003). Même si quelques auteurs affirment que la pratique intensive est la responsable des résultats positifs de la thérapie par contrainte (Taub et al. 1999), d'autres études utilisant des intensités moindres de traitement avec une approche orientée vers des tâches fonctionnelles ont aussi démontré des résultats positifs (Nelles et al. 2001; Page et al. 2004; Winstein et al. 2004). Par exemple, chez des individus ayant un AVC sous-cortical subaigu et un niveau de récupération initial bas (autour de 10 points dans la partie du bras de l'échelle Fugl-Meyer), les évaluations avec TEP ont démontré, après entraînement, des activations du cortex sensorimoteur controlatéral lors de mouvements passifs du bras seulement dans le groupe soumis à un entraînement du bras « orienté vers la tâche ». L'entraînement consistait en des séances journalières de 45 minutes (pendant 3 semaines) comportant la répétition de mouvements de l'épaule, du coude et de l'avant-bras, ainsi qu'en des tâches d'atteinte, par rapport à un groupe témoin qui n'avait reçu qu'un entraînement non spécifique avec des étirements et de la mobilisation passive (Nelles et al. 2001).

Winstein et al. (2004) ont étudié l'effet de 20 heures de thérapie spécifique pour le membre supérieur (1h/jour pendant 3-4 semaines) chez 20 patients subaigus. Ils ont obtenu de meilleurs résultats dans la récupération du déficit moteur à long terme (i.e. à 9 mois), comparativement à une approche de renforcement ou une approche traditionnelle. Le traitement a été plus efficace chez les sujets les moins sévèrement affectés. Ces résultats montrent que l'entraînement fonctionnel peut aussi avoir un effet sur l'amélioration de la force, cependant l'amélioration de la fonction n'a pas été significative.

En ce qui concerne le membre supérieur, comment est définie l'approche orientée vers la tâche?

L'approche orientée vers la tâche utilise des mouvements avec des objectifs spécifiques, comportant en général comme cibles des tâches et des objets significatifs pour le

patient. La particularité est que le point de départ de la thérapie est l'analyse de la tâche ainsi que des composantes du mouvement nécessaires à l'accomplissement de celle-ci. La tâche est analysée en fonction de la cinématique (i.e. de ses composantes essentielles) ainsi que par l'activité musculaire qu'elle requiert. Ainsi, les facteurs influençant la performance sont analysés en plus des déficits observables. Une des techniques proposées est la modification de l'environnement. Par exemple, quand la réalisation de la tâche est trop complexe pour le patient, le thérapeute modifie la tâche de façon à ce qu'un minimum de force soit nécessaire pour sa réalisation, en changeant par exemple la localisation de l'objet. Aussi, le renforcement est atteint d'une façon reliée à la tâche, par l'utilisation progressive d'objets de plus en plus lourds, ainsi qu'en augmentant le nombre de répétitions (Carr and Shepherd, 1998).

2.4.2.3 Récupération ou compensation motrice

Dans une récente revue de « la pratique fondée sur des faits scientifiques » (PFFS), Teasell et al. (2003a) affirment qu'il y a de fortes évidences démontrant que la thérapie par l'exercice n'améliore pas la fonction des membres supérieurs chez les patients qui ont subi un AVC. Ces auteurs affirment aussi qu'il n'est pas établi si la réadaptation centrée sur la restauration d'une fonction plus proche de la normale (celle qui caractérise les mouvements chez les sujets sains) soit plus efficace que les approches compensatoires, qui sont centrées plutôt sur le retour de la fonction, indépendamment de la façon dont on l'atteint (Teasell et al. 2003b). Dans les guides développés à partir des PFFS, on rencontre, parmi les recommandations visant à améliorer la récupération motrice, l'augmentation de l'intensité des exercices et l'utilisation d'exercices orientés vers la tâche (National Clinical Guidelines for Stroke, Royal College of Physicians, 2002). Ainsi, il a été suggéré que la participation active des patients et l'intensité du traitement jouent un rôle majeur dans l'efficacité thérapeutique (Duncan, 1997). Aussi, il appert que l'utilisation des tâches réelles est plus efficace pour améliorer la coordination chez les ayant une hémiparésie (Trombly et Wu, 1999) que celles qui n'utilisent pas d'objets. D'une part, certains auteurs ont mis en évidence que l'entraînement répétitif sans restriction des compensations ou sans feed-back sur les composantes du mouvement iront renforcer le mouvement excessif du tronc surtout chez les sujets avec déficit moteur plus sévère (Cirstea et al. 2003a; Thielman et al. 2004). D'autre part, quelques auteurs

ont remis en question l'efficacité des approches thérapeutiques qui visaient à « contrôler » certaines compensations. Ils ont suggéré que le système nerveux central trouverait sa propre adaptation optimale à la suite d'une lésion (Latash et Anson, 1996).

Dans la littérature, il n'existe pas encore de consensus par rapport aux cas où la réadaptation doit viser la récupération du déficit moteur ou au contraire s'allier à des techniques compensatoires (Shelton et al. 2001). Les recommandations pour la « gestion » du bras et de la main après l'AVC mentionnent l'utilisation de compensations pour les patients avec un déficit sévère au membre supérieur (inférieur au stade 4 dans l'échelle de Chedoke McMaster; Barreca et al. 2001). L'objectif ultime de la réadaptation de la fonction du membre supérieur est d'augmenter la capacité de l'individu à participer à ses activités quotidiennes, et ce, de la façon la plus efficace possible (Ada et al. 1994). Cependant nous ne savons pas encore si, à long terme, la façon la plus efficace d'augmenter ces activités est d'utiliser (ou non) des compensations motrices.

2.5 Hypothèses

Cinq principales hypothèses de recherche ont été vérifiées au cours de ce travail de thèse, soit :

2.5.1 Hypothèse 1

La limitation des mouvements compensatoires du tronc peut forcer des personnes ayant une hémiparésie à augmenter les amplitudes actives des mouvements concernant les gestes d'atteinte et de saisie d'objet.

2.5.2 Hypothèse 2

Après une séance d'entraînement intensif avec restriction du mouvement du tronc, les personnes ayant une hémiparésie chronique peuvent changer leur stratégie d'atteinte et de saisie d'objets. Ces changements peuvent être retenus 24 heures après la fin de l'entraînement.

2.5.3 Hypothèse 3

Le mouvement excessif du tronc chez les personnes ayant une hémiparésie est utilisé non seulement pour compenser les déficits du mouvement actif au niveau de l'épaule et du coude mais aussi peut compenser les déficits distaux lors de la saisie d'un objet.

2.5.4 Hypothèse 4

Suite à un entraînement orienté vers la tâche, les sujets ayant une hémiparésie réalisant la pratique avec une restriction des mouvements compensatoires du tronc présenteront des changements dans les amplitudes actives du mouvement lesquelles seraient plus importantes que chez ceux qui ont été entraînés sans la restriction.

2.5.5 Hypothèse 5

La récupération motrice et fonctionnelle du bras est plus importante lorsque l'entraînement orienté vers la tâche est combiné à la restriction des mouvements compensatoires du tronc que lorsqu'il ne l'est pas.

2.5.6 Hypothèse 6

La restriction des mouvements compensatoires du tronc pendant l'entraînement orienté vers la tâche produit des changements cinématiques et cliniques plus marqués chez les sujets plus sévèrement affectés.

CHAPITRE III

PROBLEMATIQUE

3.1. Objectif général

L'objectif général de la thèse est de déterminer les effets de la restriction des mouvements compensatoires du tronc lors des tâches d'atteinte et de saisie sur les patrons du mouvement chez les personnes ayant une hémiparésie, ainsi que l'impact de cette intervention sur la récupération du déficit moteur et de la fonction du bras.

3.2. Objectifs spécifiques

1 Déterminer si la restriction du mouvement compensatoire du tronc chez les adultes ayant une hémiparésie suite à un AVC, mène à une amélioration du mouvement de transport de la main lors d'une tâche d'atteinte et saisie d'un objet.

2 Vérifier chez des sujets adultes ayant une hémiparésie si l'entraînement (60 répétitions) d'une tâche d'atteinte et saisie avec la restriction du mouvement excessif du tronc conduit à une amélioration immédiate et à court terme (1 journée après) au niveau du patron du mouvement de l'approche de la main à l'objet.

3 Déterminer chez les personnes ayant une hémiparésie, le rôle du tronc pour compenser les déficits proximaux et distaux lors du mouvement d'atteinte et de saisie.

4 Déterminer chez les adultes ayant une hémiparésie, si les améliorations au niveau du patron du mouvement, ainsi que la récupération motrice et les gains dans la fonction du bras obtenus après un entraînement orienté vers la tâche sont plus importants lorsque les mouvements compensatoires du tronc sont minimisés pendant la pratique des tâches.

4 a Vérifier chez des sujets adultes ayant une hémiparésie si l'effet de la restriction du tronc lors de l'entraînement orienté vers la tâche est plus marqué chez les patients plus sévèrement affectés.

3.3. Problématiques spécifiques des articles

3.3.1. Problématique du premier article

Les études précédentes de la cinématique du mouvement d'atteinte sans (Cirstea et Levin 2000) ou avec la saisie (Roby-Brami et al. 1997) effectués chez les personnes ayant une hémiparésie, ont montré que ces patients utilisaient un mouvement excessif du tronc comparé à des sujets témoins sains, même pour atteindre des objets placés en dedans de la portée du bras. Ce mouvement excessif du tronc serait utilisé pour compenser des limitations au niveau des amplitudes actives du mouvement du bras (Cirstea et Levin 2000). Nous avons émis l'hypothèse que la limitation de ces mouvements compensatoires du tronc pourrait forcer des sujets à utiliser plus leurs mouvements articulaires, normalement pas utilisés, pour atteindre et saisir l'objet et ainsi améliorer le patron du mouvement d'atteinte. Afin de répondre au premier objectif, nous avons analysé la cinématique du mouvement d'atteinte chez des adultes, dans deux conditions : le tronc libre et le tronc bloqué, lors d'un mouvement d'atteinte et de saisie d'un objet placé à la hauteur du sternum à deux distances différents (proche versus loin). Nous avons comparé l'effet de la restriction du tronc dans les différentes conditions chez un groupe de personnes ayant une hémiparésie ainsi que dans un groupe de témoins sains.

3.3.2. Problématique du second article

La première étude n'a pas évalué si les améliorations au niveau du patron du mouvement obtenues lors de la restriction des mouvements du tronc persisteraient après la période de fixation. Donc, pour la deuxième étude, nous voulions savoir si une courte période d'entraînement d'une tâche d'atteinte et de saisie avec une restriction des mouvements compensatoires du tronc aurait un effet qui durera plus longtemps que la période d'entraînement. De plus, nous voulions savoir si la restriction physique des mouvements du tronc était nécessaire pour observer des changements au niveau des mouvements compensatoires du tronc et le patron du mouvement du bras ou si une consigne verbale de ne pas bouger le tronc serait suffisante. Finalement, nous voulions savoir si un nouveau patron du mouvement serait appris suite à cette courte période de

l'entraînement. Donc, nous avons comparé les effets de l'entraînement avec et sans la restriction physique du tronc. Nous avons aussi réalisé un test de rétention au lendemain de l'entraînement pour vérifier la capacité de ces participants de retenir les changements acquis lors de l'entraînement.

3.3.3. Problématique du troisième article

Des nombreuses études ont caractérisé les altérations du mouvement d'atteinte chez les personnes ayant une hémiparésie (Trombly 1992, 1993; Archambault et al. 1999; Cirstea et Levin, 2000). Quelques-uns de ces études ont décrit le rôle du tronc dans la compensation des déficits du bras lors des mouvements de pointage (Cirstea et Levin 2000) ou de préhension (Roby-Brami et al. 1997). Cependant malgré son importance clinique, à part des études de cas chez des personnes avec de lésions ponctuelles, ou des études en absence de parésie, très peu d'études ont décrit les déficits présentés par ces patients lors de la préhension, ainsi que l'impact des déficits distaux sur les mécanismes compensatoires utilisées. Notre hypothèse était que le tronc serait utilisé non seulement pour compenser les déficits de mouvement actif au niveau de l'épaule et du coude pour permettre les sujets d'atteindre l'objet, mais aussi pourrait compenser les déficits distaux permettant aux sujets d'orienter la main de façon à ce que la saisie de l'objet soit accomplie. Ainsi, nous avons étudié les mouvements du tronc, ainsi que l'orientation de la main et la préparation à la saisie, lors d'une tâche de préhension d'un objet cylindrique placé à deux positions différentes dans l'espace de façon à varier la direction du mouvement d'atteinte. Les relations entre les mouvements distaux et proximaux ont été étudiées.

3.3.4. Problématique du quatrième article

La présence de la controverse sur le besoin de l'utilisation des compensations chez les personnes avec hémiparésie pour améliorer leur niveau fonctionnel (Latash et Anson, 1996, Levin, 1996a) nous a mené au quatrième objectif couvert par l'article 4. L'utilisation d'un grand nombre de répétitions ainsi que des tâches fonctionnelles est identifié par plusieurs auteurs comme étant des éléments essentiels pour optimiser la récupération du membre supérieur (Duncan, 1997). Malgré cela, la répétition des tâches d'atteinte,

peut mener à une augmentation des mouvements compensatoires du tronc (Cirstea et al. 2003a; Thielman et al. 2004). Notre hypothèse était que l'ajout de la restriction des mouvements compensatoires du tronc lors de l'entraînement relié à la tâche, pourrait avoir des bénéfices sur l'amélioration des amplitudes de mouvement actives au niveau du bras et ensuite sur la récupération du déficit moteur. Nous avons mené une étude clinique contrôlée avec des personnes ayant une hémiparésie qui ont participé au hasard à une des deux interventions : 1) entraînement relié à la tâche avec la restriction physique des mouvements compensatoires du tronc (groupe tronc restreint – TR), 2) entraînement relié à la tâche sans la restriction physique du tronc (groupe témoin). Avant la répartition, les participants ont été classés selon la sévérité du déficit moteur. Le quatrième article évalue ainsi l'effet de l'entraînement relié à la tâche fait avec ou sans la restriction du tronc sur la cinématique du mouvement du bras, ainsi que sur la récupération du déficit moteur et cela en fonction du niveau de la sévérité initiale du déficit moteur. Finalement, l'objectif de la thérapie étant de réduire l'incapacité, nous étions intéressés à savoir si, dans le cas d'un changement dans la cinématique du mouvement et d'une réduction du déficit moteur, ces améliorations auraient un impact sur la récupération de la fonction du membre supérieur.

CHAPITRE IV

MÉTHODOLOGIE

Cette étude consiste en trois séries de collectes de données distinctes avec des échantillons différents. Le premier article présente les résultats de la première collecte de données, réalisée en une journée pour chaque participant (personne ayant une hémiparésie ou sujet sain). Les résultats d'une deuxième collecte de données, faite avec des participants venant d'un échantillon différent de celui de la première série (lors de deux journées séparées), sont rapportés dans le deuxième article. Les résultats du troisième article ont été collectés à partir de deux échantillons : un groupe de sujets sains témoins différents de ceux ayant participé à la première collecte et un groupe de patients avec une hémiparésie faisant partie d'un sous-groupe de l'échantillon ayant participé à la deuxième collecte de données. Enfin, la quatrième collecte de données (trois journées séparées) a été faite avant et après une intervention avec chaque participant, comprenant aussi un test de suivi 1 mois après la fin de l'intervention.

L'objectif du présent chapitre est de donner un aperçu de la population à partir de laquelle les sujets ont été recrutés, ainsi que des échantillons participant à chacune des collectes de données. Aussi nous décrivons les tests cliniques, les méthodes d'enregistrement et d'analyse du mouvement, ainsi que les principales analyses statistiques effectués. Finalement nous décrivons aussi le calcul de la taille de l'échantillon ainsi que le protocole d'entraînement utilisé lors de l'étude clinique (quatrième article). Chacun des quatre articles présente aussi de façon détaillée la méthodologie utilisée.

4.1. Le recrutement des sujets

La population de l'étude est formée de personnes ayant subi un accident vasculaire cérébral (AVC) avec un déficit moteur résiduel au membre supérieur et qui ont fini leur période de réadaptation. Pour la première étude, les participants ont été recrutés à partir des archives médicales de l'Institut de réadaptation de Montréal (IRM). Les sujets des deuxième et troisième études ont été recrutés à partir des archives médicales de l'IRM, de l'Hôpital Juif de réadaptation (HJR) ainsi qu'à partir de deux centres de loisir

accueillant des personnes ayant subi un AVC : le « Cummings Centre for Seniors » et le « Stroke Club ». Les sujets participant aux études cliniques ont été recrutés à l'IRM, à HJR, au Centre de réadaptation de l'Hôpital Villa-Médica, à l'Hôpital Jacques Viger, à l'Hôpital Richardson, à l'Hôpital Constance Lethbridge et à l'Hôpital Lucie-Bruneau. Les sujets témoins participant aux études 1 et 3 ont été recrutés parmi l'entourage des personnes travaillant au Centre de recherche de l'IRM.

4.1.1. Les critères d'inclusion et exclusion

Les personnes avec une hémiparésie ont été acceptées dans nos études s'ils étaient en conformité avec les critères d'inclusion: (1) avoir une hémiparésie résultant d'un AVC au moins six mois avant la participation aux études (2) avoir un score Chedoke-McMaster au bras > 3 (Gowland et al. 1993) (3) avoir \leq 85 ans (4) être capable de réaliser une tâche de préhension grossière.

Les sujets ont été exclus s'ils rencontraient les critères d'exclusion suivants: (1) avoir une hémiparésie due à une cause traumatique ou congénitale, (2) avoir la présence d'autres maladies neurologiques (e.g. maladie de Parkinson) ou des séquelles motrices d'un AVC précédent le dernier AVC, (3) avoir un antécédent de lésion du membre supérieur (douleur, luxation, algodystrophie), (4) avoir une contracture de plus de 5° au niveau des fléchisseurs du coude, (5) avoir des troubles perceptuels sévères tels qu'une hémiparésie négligence qui pourraient gêner la performance de la tâche ou (6) avoir une aphasie de compréhension ou des déficits cognitifs importants qui pourraient affecter la compréhension des consignes verbales.

Les sujets témoins ne devaient pas présenter de déficit affectant le membre supérieur. Ceux-ci ont été recrutés en fonction de leur âge pour être appariés avec les participants ayant une hémiparésie.

Tous les sujets ont donné leur consentement écrit avant de participer aux études, selon les formulaires de consentement approuvés par les Comités d'éthique respectifs (voir annexe A).

4.1.2 Stratification et randomisation

Les participants aux études 2 et 4 ont été classés à partir de l'échelle de Fugl-Meyer (FM) comme ayant des déficits moteurs au niveau du bras et de la main sévères à modérés ($FM < 50$) ou légers ($FM \geq 50$). Ensuite, les sujets ont été répartis aléatoirement en blocs de quatre, soit dans le groupe expérimental (pratique / intervention avec restriction physique du tronc), soit dans le groupe témoin (pratique / intervention sans restriction physique du tronc).

4.1.3 Taille de l'échantillon (Article 4)

Pour l'étude clinique, nous avons décidé de baser notre calcul de la taille de l'échantillon pour un changement cliniquement important sur nos résultats préliminaires, soit de 10° dans l'extension du coude, et sur l'écart type obtenu dans le test de rétention pour estimer la variabilité intra-groupe (écart-type = 17). Donc la formule $n =$

$$2 \left[\frac{(z\alpha - z\beta)^2 et}{\bar{X}e - \bar{X}t} \right] \text{ a été utilisée pour calculer la taille de l'échantillon où :}$$

n = taille de l'échantillon par groupe

$z\alpha$ = le complément de l'erreur de première espèce

$z\beta$ = le complément de l'erreur de deuxième espèce

et = écart type du changement dans le résultat

$\bar{X}e$ = changement moyen dans le groupe expérimental

$\bar{X}t$ = changement moyen dans le groupe témoin

$\bar{X}e - \bar{X}t$ = différence cliniquement importante minimale

Selon ce calcul, la taille de l'échantillon requise pour détecter une différence cliniquement importante minimale de 10° d'extension du coude dans la mesure cinématique (avec un écart type = 17 dans le résultat), est de 21 sujets par groupe (considérant un seuil alpha de 5% et une puissance de test de 80%). Nous avons initialement retenu un échantillon de 22 sujets par groupe. Cependant, étant donné la

difficulté rencontrée dans le recrutement des sujets, nous avons gardé un échantillon de 15 sujets par groupe.

4.2 Les tests cliniques

4.2.1 Récupération motrice

Le niveau de récupération du membre supérieur a été évalué par l'échelle de Fugl-Meyer – section du membre supérieur (Fugl-Meyer et al. 1975; Berglund et Fugl-Meyer 1986). Cette échelle est composée de 4 sous-items: I - bras (épaule/coude/avant-bras), II - poignet, III - main, IV - coordination/vitesse et des mesures de la sensibilité cutanée et de la proprioception (Articles 1-4).

La spasticité des muscles du coude et du poignet a été évaluée selon l'échelle «Composite Spasticity Index» (CSI) (Levin et Hui-Chan, 1993) valide (Nadeau et al, 1998) et fiable. Cette échelle évalue la spasticité par la résistance au mouvement passif des fléchisseurs du coude à une vitesse modérée, l'excitabilité du réflexe tendineux du biceps brachial ainsi que le clonus des fléchisseurs du poignet. Un score de 4 signifie un tonus normal et un score de 16, une spasticité sévère (Articles 1, 2 et 4).

La force musculaire des muscles extenseurs du poignet (Article 3), des fléchisseurs de l'épaule et des extenseurs du coude (Article 4) a été évaluée par dynamométrie manuelle (exprimée comme le ratio de la force du côté le moins atteint).

La force de préhension a été évalué par le dynamomètre de Jamar exprimée en KgF (Article 3) ou en ratio (côté le plus affecté / côté le moins affecté - Article 4).

4.2.2 La dextérité - *Box and Block Test* (BBT)

Le *Box and Block Test* (BBT) mesure le nombre de cubes de 2.5 cm³ que la personne est capable de transporter en une minute, d'un côté à l'autre d'un compartiment d'une boîte avec la main testée (Mathiowetz et al. 1985). Le BBT a été validé comme mesure de dextérité pour les personnes âgées présentant des incapacités aux membres supérieurs (Desrosiers et al. 1994) (Articles 3 et 4).

4.2.3 La fonction du membre supérieur –TEMPA

Le Test d'Évaluation des Membres Supérieurs des Personnes Âgées (TEMPA) (Desrosiers et al. 1995) comporte 9 tâches reliées aux activités quotidiennes, incluant 4 tâches unimanuelles et 5 bimanuelles. Les tâches évaluées sont : 1. Prendre et transporter un pot, 2. Ouvrir un pot et prendre une cuillerée de café, 3. Prendre un pichet et verser de l'eau, 4. Ouvrir une serrure et un contenant à pilules 5. Adresser une enveloppe et apposter un timbre, 6. Brassier et passer des cartes à jouer, 8. Manipuler de la monnaie, 9. Prendre et transporter des petits objets. La réalisation de la tâche est mesurée par rapport à 3 critères : 1) la vitesse d'exécution, 2) la cote fonctionnelle et 3) l'analyse de la tâche. La cote fonctionnelle reflète l'indépendance de l'individu pour compléter la tâche, et est coté de 0 (complète la tâche avec succès) à -3 (n'est pas capable de réaliser la tâche. Les scores unilatéraux (0 à -12 pour chaque bras) ainsi que bilatéraux (0 à -15) sont additionnés formant ainsi une cote fonctionnelle. Si la personne n'utilise qu'un seul membre supérieur dans une tâche bilatérale, elle obtiendra un maximum de -1 à la cote fonctionnelle. L'analyse des tâches quantifie les difficultés à chacune des tâches selon les habiletés tels que la force, l'amplitude des mouvements actifs, la préhension ainsi que la précision des mouvements grossiers et fins. Le TEMPA total est l'addition des scores de la cote fonctionnelle et de l'analyse des tâches. Une fonction normale aura un score = 0. Le TEMPA est corrélé à l'autonomie dans les activités de la vie quotidienne (Desrosiers et al. 1994) et représente une mesure valide et fiable pour la mesure de la fonction du membre supérieur chez les personnes âgées (Desrosiers et al. 1995).

Nous avons utilisé le score total comme mesure de la capacité fonctionnelle des membres supérieurs (Articles 2 et 4) ainsi que la cote fonctionnelle du bras affecté comme mesure d'autonomie de ce bras (tâches 1, 3, 8 et 9 - Article 4).

4.2.4 La coordination du mouvement d'atteinte

La coordination entre le tronc et le bras a été évaluée par le « Reaching Performance Scale for Stroke» (RPSS). Ce test évalue les mécanismes compensatoires pendant la réalisation d'une tâche de préhension pour des cibles placées près et loin du corps. Cinq aspects du mouvement sont cotés de 0 à 3 et un score de 18 indique que le mouvement

est fluide et effectué sans compensation (Levin et al. 2004). On a utilisé la partie qui concerne le mouvement compensatoire du tronc, en faisant l'addition des scores pour les cibles près et loin (Article 4).

4.2.5 L'équilibre

Le Berg Balance Scale (Berg et al. 1992) est composé de 14 items qui requièrent le maintien de l'équilibre. Chaque item est coté sur une échelle de 5 points (0-4), où un score plus haut que 40 sur un total de 56 est considéré comme un bon équilibre. Cette échelle a été utilisée pour évaluer le degré d'équilibre des participants, cependant elle n'a pas été utilisée comme une mesure de résultats (Articles 1 et 4).

4.3 La collecte de données cinématiques

La méthode d'enregistrement choisie, le Système Optotrak, a permis d'analyser le mouvement naturel en trois dimensions (3D). Cette méthode a été utilisée pour l'ensemble des articles présentés dans cette thèse. Des marqueurs infrarouges ont été placés sur le tronc, le bras et la main, aux endroits suivants : M1 – phalange distale de l'index, M2 – phalange distale du pouce, M3 – main – tête du premier métacarpe, M4 – poignet – styloïde radial (ulnaire pour l'Article 1), M5 – coude (épicondyle latérale), M6 - épaule homolatérale (acromion), M7 – acromion controlatéral, M8 – milieu du sternum. Dans la première collecte, deux marqueurs supplémentaires ont été placés au niveau du bassin (épine iliaque antérieur supérieur) ainsi qu'au genou (sur la rotule). La cinématique du mouvement a été enregistrée pendant que les participants effectuaient une tâche d'atteinte et de saisie. Lors de la troisième collecte, un système de capteurs électromagnétiques Polhemus (Spatial Tracking System) a aussi été utilisé. Un capteur placé sur le dos de la main mesurait la position et l'orientation 3D dans l'espace par rapport à une source (émetteur électromagnétique) fixe. L'orientation de la main a été quantifiée par les angles Euler: azimut, élévation et roulis.

La variété des tâches choisies ont permis d'étudier (selon nos objectifs) différents aspects de la tâche d'atteinte et saisie. Ensuite nous décrirons les caractéristiques spécifiques de la tâche pour chacune des collectes de données.

4.3.1 Première collecte de données

La première collecte de données (Article 1) avait comme but de caractériser l'effet de la restriction du mouvement du tronc chez un groupe de personnes ayant une hémiparésie et un groupe de témoins sains, pendant un mouvement d'atteinte visant deux distances différentes [cible 1 à la moitié de la longueur du bras (C1) et cible 2 à la longueur du bras (C2)]. Nous avons étudié deux conditions : le mouvement d'atteinte réalisé avec le tronc libre et celui réalisé avec le tronc restreint par une ceinture. Le sujet était assis avec approximativement 75 % de la longueur de la cuisse supportée par la chaise, les pieds étant en contact avec le sol. À la position initiale, la main était placée directement devant le sternum et le coude apposé à côté du corps. Un cône a été placé devant le sujet au niveau mi-sternal à l'une des deux distances mentionnées ci haut. Le sujet avait comme consigne de prendre le cône et de le ramener à la région sternale à une vitesse confortable (condition tronc-libre). Dans la deuxième condition, une ceinture fixait le tronc du sujet au dos de la chaise pour limiter la flexion antérieure et la rotation du tronc (condition tronc-bloqué). Bien que la tâche ait nécessité d'atteindre une cible, de saisir un objet et de le ramener au corps, seulement la composante de transport de la main à la cible a été analysée dans cette étude. Le niveau de récupération du membre supérieur a été évalué selon l'échelle de Fugl-Meyer et selon l'échelle de spasticité CSI. Aussi, l'équilibre des sujets a été évalué par l'échelle de Berg.

4.3.2 Seconde série de collecte de données

La seconde série de collecte de données (Article 2) vise à vérifier si l'entraînement avec restriction du mouvement du tronc amenait à une amélioration dans le patron du mouvement de l'approche chez des personnes ayant une hémiparésie chronique. Jour 1 : Le sujet était assis sur un banc placé près d'un mur, avec 90° de flexion des hanches et des genoux. Les pieds sont appuyés au sol. À la position initiale, le bras était maintenu à côté du corps et la main reposait sur un appui en «demi-lune » pour contrôler la position de départ du bras et de la main. Le bras controlatéral était placé le long du corps. Le sujet portait un harnais avec un électroaimant qui pouvait être accroché sur le mur pour bloquer le mouvement du tronc lors de l'entraînement. Une cible était placée à

une distance correspondant à la longueur maximale du bras, avec l'épaule fléchie à 90° et le coude étendu passivement (distance mesurée entre le bord médial de l'axille et le pli moyen du poignet). Le sujet avait pour consigne d'aller prendre l'objet au signal sonore. L'enregistrement a été fait sur 10 essais avant et après la fin de l'entraînement. L'entraînement consistait de 60 répétitions de la tâche pendant que le tronc était restreint par l'électroaimant ou non. Le groupe entraîné sans restriction du tronc recevait la consigne verbale de ne pas bouger le tronc (d'essayer de garder le harnais appuyé contre l'électroaimant). Les deux groupes ont reçu l'instruction d'effectuer le maximum d'extension du coude pendant la tâche. Les consignes verbales étaient répétées à chaque cinq essais. L'enregistrement a été fait sans restriction du tronc. Jour 2 : Un *test de rétention* a été réalisé la journée suivant l'entraînement. Le sujet devait répéter la tâche dans les mêmes conditions que le jour 1. Avant le premier enregistrement cinématique (jour 1), des mesures cliniques du niveau de récupération motrice et fonctionnelle du membre supérieur ont respectivement été recueillies par les tests Fugl-Meyer (section du bras) et le TEMPA. De plus, le niveau de spasticité a été évalué par le «Composite Spasticity Index».

4.3.3. Troisième collecte de données

La troisième collecte de données (Article 3) visait à déterminer, dans un groupe de sujets ayant une hémiparésie et un groupe de sujets témoins (sans problèmes neurologiques), le rôle joué par le tronc lors du transport de la main et de la saisie d'un objet cylindrique placé à deux positions différentes dans l'espace, de façon à varier la direction du mouvement d'atteinte. Spécifiquement, nous avons étudié les caractéristiques de la préhension et de l'orientation de la main, la coordination entre les différentes composantes lors de la préhension, ainsi que le rôle du tronc dans la compensation des déficits proximaux et distaux chez les sujets ayant une hémiparésie. Le sujet devait atteindre et saisir un cylindre de 35 mm de diamètre fixé sur un poteau avec une prise globale (avec la paume de la main en opposition avec les doigts). Le cylindre était placé dans la ligne médiane ou déplacé de 45° vers le côté ipsilatéral au bras parétique. Parmi les objectifs de cette étude, nous voulions étudier le rôle du tronc dans la compensation des déficits distaux, donc nous avons analysé séparément les scores FM pour le bras, le poignet et la main afin de distinguer entre le déficit proximal et distal. Nous avons aussi

évalué la dextérité (BBT), la force de préhension (Jamar) ainsi que la force des muscles d'extenseurs du poignet (dynamométrie manuelle).

4.3.4 Quatrième série de collecte de données

La quatrième série de collecte de données (Article 4) visait à déterminer si un entraînement spécifique à la tâche fait avec la restriction des mouvements compensatoires du tronc amènerait des changements plus importants dans la cinématique, ainsi qu'une meilleure récupération motrice et fonctionnelle du bras que l'entraînement sans restriction du tronc. Les tests cliniques et l'enregistrement cinématique ont été faits trois fois: avant l'intervention, après l'intervention et un mois après la fin de l'intervention à l'Institut de réadaptation de Montréal. La description de l'intervention est présentée dans la section 4.5. L'évaluation clinique était faite par un physiothérapeute engagé comme assistant de recherche au laboratoire et incluait : la récupération motrice (FM – section du membre supérieur), la force isométrique des muscles fléchisseurs de l'épaule et des muscles extenseurs du coude (dynamométrie manuelle), la spasticité (CSI), la coordination tronc-bras (RPSS) ainsi qu'une évaluation de la fonction du bras (TEMPA scores fonctionnel et total) et de la dextérité manuelle (BBT). Nous avons aussi évalué l'équilibre (échelle d'équilibre de Berg) lors de la visite avant l'intervention, cependant cette échelle n'était pas utilisée comme mesure de résultat.

Pour l'enregistrement cinématique de la tâche d'atteinte et de préhension, le sujet était assis sur une chaise, les hanches et les genoux fléchis à 90° et les pieds appuyés au sol. En position initiale, le bras était à côté du corps avec le coude fléchi à 90° et la main reposait sur un appui en « demi-lune » pour contrôler la position du départ du bras et de la main. Le bras controlatéral reposait dans la même position. Au signal sonore, le sujet avait pour consigne de prendre un cylindre (35 mm de diamètre) placé devant lui et fixé sur un poteau à la hauteur mi-sternale, à une distance correspondant à la longueur de son bras. La tâche était répétée 10 fois avec vision complète et en vitesse naturelle. L'enregistrement cinématique a été fait par la chercheuse principale.

Les évaluatrices étaient aveugles au groupe que les participants étaient assignés.

4.4 L'analyse cinématique et les paramètres étudiés

Les données ont été enregistrées à une fréquence de 100 (Article 1) ou 120 Hertz pendant 4 à 7 secondes (Articles 2, 3 et 4).

4.4.1 Les trajectoires

La linéarité de la trajectoire: L'indice de courbure (IC) représente la linéarité de la trajectoire parcourue par la main ou le bras, celui-ci est le ratio entre la longueur de la trajectoire actuel et une ligne droite qui relie les positions initiales et finales. Ainsi, une ligne droite aura un indice égal a 1 et un demi-cercle aura un indice correspondant a 1.57 (Archambault et al. 1999). La variabilité de l'IC est calculé en divisant l'écart type des essais par sa moyenne. Pour le calcul des ICs on a utilisé soit le marqueur placé au niveau de l'index (Article 1) ou du poignet (Article 4). Comme on verra plus loin, le marqueur du poignet est utilisé pour caractériser les mouvements d'atteinte (par rapport à la saisie) lors des tâches de préhension.

4.4.2 Les paramètres temporels

La vitesse : Le pic de vitesse, le profil de vitesse tangentielle (nombre de pics) et le temps jusqu'au pic de vitesse ont été calculées. La valeur de l'amplitude du pic de vitesse tangentielle du point final (index- Article 1) ou du poignet (Articles 2-4) ont été calculés ainsi que le temps relatif pour atteindre le pic de vitesse (Article 3).

Le temps du mouvement : Le début et la fin du mouvement ont été définis respectivement par les moments où le vitesse tangentielle dépasse ou dévient inférieure au seuil de 10% (Article 1) ou 5% (Article 2-4) de la valeur maximale. Ces valeurs ont été choisis en fonction de la tâche étudiée. Dans le premier article les participants devraient aller prendre le cône et retourner, donc le 10% caractérisait la fin du mouvement d'atteinte sans le retour. Dans les collectes suivantes les participants devraient aller prendre l'objet (un cylindre) et rester dans la position finale. En prenant un seuil plus bas (5% au lieu de 10% du pic de vitesse), nous courrions moins le risque d'éliminer certaines parties de la phase de décélération du mouvement.

4.4.3 Le déplacement du tronc et les angles

Le déplacement du tronc: Le déplacement sagittal a été évalué en mm comme le mouvement du marqueur localisé sur le sternum. Le degré de rotation du tronc a été calculé par l'angle formé entre le vecteur reliant les marqueurs placés sur les deux épaules et un vecteur correspondant au plan frontal.

Les amplitudes du mouvement: Nous avons calculé les angles de flexion, d'adduction horizontale de l'épaule et d'extension du coude (Article 1), ainsi que les positions finales de l'épaule, du coude (Articles 2-4) et du poignet (Article 3). L'abduction/adduction horizontale de l'épaule a été calculée par la projection horizontale de l'angle entre les vecteurs rejoignant les marqueurs 5-6 et 6-7, ou la valeur 0° coïncide avec la ligne que rejoint les marqueurs placés sur les deux épaules. La flexion/extension est défini par le vecteur qui rejoint les marqueurs 5-6 et le plan sagittal à travers l'axe vertical de l'épaule ipsilatérale, ou 0° est définie quand le bras est placé au long du corps. La flexion/extension du coude a été définie comme l'angle entre les vecteurs formés par les marqueurs 4-5 et 5-6, l'extension maximal étant 180° . Finalement, la flexion/extension du poignet a été définie comme l'angle entre les vecteurs formés par les marqueurs 3-4 et 4-5 ou le 0° est définie comme la position neutre (e.g., les valeur positives représentent le degré d'extension du poignet à partir de la position neutre).

4.4.4 L'orientation de la main et la préhension (Article 3)

L'orientation de la main : L'orientation de la main a été déterminée par le système électromagnétique Polhemus. Le capteur est placé sur la main (portion moyenne du troisième os métacarpien). La rotation en azimut correspond à l'angle de rotation autour de l'axe z de la source (déviations par rapport au plan horizontal), l'élévation et le roulis sont définis respectivement par la rotation autour des axes y et x de la source.

L'ouverture des doigts : L'ouverture maximale des doigts (en mm) a été déterminée par le calcul de la distance en 3D entre les marqueurs placés sur le pouce et l'index. Le temps nécessaire à l'ouverture maximale de la main a été déterminé en millisecondes à partir du début du mouvement et a été exprimé en pourcentage du temps total du mouvement.

4.4.5 La coordination

A) La coordination interarticulaire: entre les mouvements de l'adduction/abduction horizontale de l'épaule et de flexion/extension du coude a été déterminée qualitativement à partir des diagrammes angle-angle. Quantitativement, la pente de régression ainsi que le coefficient de corrélation (r^2) entre ces mouvements ont été calculés. Une pente de 1 indique que les deux articulations contribuent également à la tâche, alors qu'une pente plus haute ou plus basse d'un indique que un des mouvements articulaires prédomine (Article 1).

Dans le deuxième article, la coordination entre les mouvements de l'épaule et du coude a été déterminée par une version modifiée de l'Index de Coordination Temporel (TCI) développé par Cirstea et al. (2003b). Cette méthode permet l'analyse de la coordination temporelle entre deux articulations à travers tout le mouvement. À partir des graphiques angle/vitesse, le diagramme de phase de chaque articulation est tracé en fonction du temps et la différence de phase entre le mouvement des deux articulations est calculé. L'amplitude et la durée de la différence de phase entre l'extension du coude et l'adduction horizontale de l'épaule est calculée. Basée sur l'analyse des paramètres présentés par des sujets témoins, l'amélioration dans la coordination est déterminée quand les valeurs des patients s'approchent ceux d'une fenêtre déterminée par la moyenne ± 2 fois l'écart type des sujets sains.

B) La coordination entre le mouvement d'atteinte et de préhension : a été calculée par la différence entre le temps dans lequel se produit le pic de vitesse du mouvement du bras (caractérisant le mouvement d'atteinte) et l'ouverture maximale des doigts (caractérisant la préparation de la saisie). Cette différence est exprimée en valeurs relatives à la durée totale du mouvement (Article 3).

4.5. L'intervention dans l'étude clinique (Article 4)

Les deux groupes ont reçu un entraînement orienté vers la tâche, selon la proposition de Carr et Shepherd (1998). Quinze séances de pratique d'une heure de durée chaque ont

été appliquées d'une façon distribuée 3 x / semaine, pendant 5 semaines au domicile du patient. Avant de commencer les quinze séances, la chercheuse principale, a fait une visite au domicile du patient avec l'assistante de recherche qui poursuivrait l'entraînement, afin de choisir des tâches et des objets ciblés pour le début de l'entraînement. L'entraînement a été administré par cinq physiothérapeutes engagés comme assistants de recherche. Ils ont été entraînés par la chercheuse principale et supervisés tout au long de la période d'entraînement par la coordonnatrice clinique de l'étude. Pendant chaque séance le participant devrait pratiquer 3 catégories de tâches d'atteinte et préhension en blocs de 10 minutes chacun. Entre chaque bloc des périodes de repos ont été données selon le besoin de chaque patient et un nouveau bloc était fait en choisissant la catégorie jugée plus pertinente selon le besoin et l'intérêt de chaque sujet. Les catégories comprenaient des mouvements d'atteinte et de préhension unilatérale avec le bras parétique en utilisant soit 1) une prise avec toute la main. Dans cette catégorie, les objets choisis étaient de 'grande' taille; soit 2) une prise de précision entre le pouce et la pulpe des autres doigts. Dans cette catégorie, les objets étaient de 'petite' taille; et soit 3) ; une taille de l'objet choisie de façon que le participant devrait utiliser une préhension bilatérale et la coordination entre les deux bras dans le mouvement d'atteinte. Des rétroactions verbales du type 'connaissance de la performance' (Schmidt, 1991) ainsi que l'identification des composants de mouvement manquants pendant la réalisation de la tâche étaient données lors de la pratique (par exemple: 'faire plus d'extension du coude'). La fréquence du feedback était décroissante (*faded*) pendant la pratique. De plus, un feedback en terme de connaissance de résultat (sous forme de graphique) était fourni au patient au début de chaque semaine concernant le temps pour compléter 5 répétitions de la première tâche. Cela était fait dans le but de d'augmenter la motivation du patient. Le nombre de répétitions en dedans d'un bloc de 10 minutes devrait progresser quand la qualité du mouvement avait amélioré. L'augmentation du poids ainsi que de l'hauteur du placement de l'objet étaient une autre façon de progresser la difficulté de la tâche.

Pour les deux groupes, deux ceintures étaient placées sur les épaules et elles étaient croisées derrière la chaise (Fig 1A). Les ceintures de 5 cm de large et de 2 m de longueur avaient des attaches de façon à régler la quantité de mouvement permise du tronc (Fig 1B). Dans le groupe avec restriction du tronc, les ceintures étaient attachées

pour arrêter le déplacement antérieur et la rotation du tronc. Pour le groupe témoin, les ceintures étaient attachées pour ne pas empêcher les mouvements compensatoires du tronc. Les deux groupes savaient qu'un des objectifs de l'étude était de diminuer les mouvements compensatoires du tronc, mais en faisant porter la ceinture dans les deux groupes, les participants étaient *aveugles* au groupe qu'ils étaient assignés.

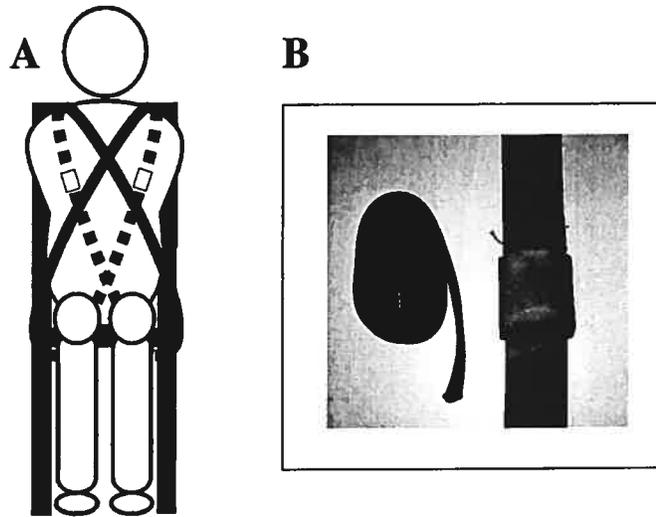


Figure 1 : A - Ceintures vues de face, B – Boucle et sangle

4.6. Analyse statistique

Dans le premier article, nous avons testé l'hypothèse selon laquelle la restriction des mouvements compensatoires du tronc mène à une augmentation des amplitudes actives de mouvement ainsi qu'à une meilleure coordination entre les mouvements du coude et de l'épaule. Les facteurs groupe à deux niveaux (groupe hémiparétique x groupe témoin) ainsi que le facteur condition à deux niveaux (cible = C1 x C2; condition = tronc libre x tronc fixe) ont été étudiés par des ANOVAs à mesures répétées.

Dans le deuxième article, nous avons testé l'hypothèse qu'un court entraînement d'une tâche d'atteinte et de préhension avec la restriction de mouvements compensatoires du tronc mène à une amélioration de la qualité du mouvement en augmentant les amplitudes actives du mouvement et en diminuant le mouvement compensatoire du tronc par rapport à un groupe entraîné avec la consigne verbale d'essayer de ne pas

bouger le tronc. Afin de vérifier la similarité intergroupes avant l'entraînement, nous avons comparé le niveau de récupération (obtenus par les scores dans les tests FM et CSI) ainsi que le niveau fonctionnel du bras (scores dans le test de TEMPA), ainsi que les caractéristiques démographiques entre les deux groupes par des tests de t de Student. Nous avons comparé les changements dans les variables étudiées entre le post-test (POST) et le pré-test (PRE), ainsi qu'entre le test de rétention (RET) et le pré-test pour les groupes avec restriction du tronc et le groupe témoin.

Dans le troisième article, nous avons décrit les stratégies de préhension ainsi que les paramètres temporels du mouvement pour les cibles placées devant et ipsilatéralement, chez des patients ayant une hémiparésie en comparaison aux sujets témoins. Pour cela, nous avons utilisé des ANOVAS à deux facteurs (groupe x cible). Afin de déterminer la relation entre les mouvements compensatoires du tronc et les déficits au niveau du bras et de la main, ainsi que l'orientation de la main au moment de la prise, nous avons calculé les coefficients de corrélation de Pearson entre ces variables. Finalement, pour analyser le rôle du tronc dans la compensation des déficits autant distaux que proximaux, nous avons utilisé des régressions multiples en utilisant le déplacement du tronc comme variable dépendante.

Dans le quatrième article, nous avons testé l'hypothèse qu'un groupe de patients qui reçoit un entraînement orienté vers la tâche accompagné de la restriction des mouvements du tronc présentera des améliorations plus importantes dans le patron du mouvement, ainsi qu'une meilleure récupération des déficits moteurs et de la fonction du bras comparativement à un groupe qui pratique les tâches sans restriction des mouvements compensatoires. Les caractéristiques démographiques, cliniques et cinématiques des groupes avant l'intervention ont été comparées par des tests de t de Student pour les moyennes et des chi carrées pour les proportions. Nous avons utilisé un modèle mixte d'ANOVAS : 2 (groupe d'entraînement: TR vs C) par 3 (temps: avant, après, suivi) par 2 (sous groupe: léger vs sévère), ainsi que des contrastes post-hoc. Les différences entre les scores de changements ont été comparées par des tests t de Student. Les relations entre les scores cliniques et cinématiques ont été déterminées par des tests de corrélation de Pearson.

CHAPITRE V**ARTICLE 1 : *Effet de la restriction du tronc dans la récupération du mouvement d'atteinte chez les patients ayant une hémiparésie*****Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients**

Stella M. Michaelsen, PT, DEA¹, Anamaria Luta, PT¹,
Agnès Roby-Brami MD PhD², Mindy F. Levin PhD¹

¹School of Rehabilitation, University of Montreal and Research Centre, Rehabilitation Institute of Montréal, 6300 Darlington, Montreal, Qc. Canada H3S 2J4

²CNRS EP 1848, 45 rue des Saints Pères, 75270 Cedex 06 and Hôpital Raymond-Poincaré, Garches, France

Publié dans: Stroke, 32: 1875-1883, 2001

5.1 Abstract

Background and Purpose- Reaching movements made with the affected arm in hemiparetic patients are often accompanied by compensatory trunk or shoulder girdle movements, which extend the reach of the arm. We investigated the effects of the suppression of these compensatory movements on reaching ability in hemiparetic individuals.

Methods- Eleven healthy and 11 hemiparetic individuals participated. Three dimensional kinematic analysis was used to quantify reaches made to a close and a distant target (near the limit of arm's length). Unrestrained reaches were compared to those where shoulder girdle and trunk movements were restrained by a harness.

Results- During unrestrained reaching, abnormal trunk recruitment and limitations in elbow and shoulder movements were correlated with the degree of clinical stroke severity ($r=-0.91$ to -0.96) in hemiparetic patients. During trunk restraint, ranges of elbow and shoulder joint movement increased in both groups. In addition, elbow and shoulder inter-joint coordination improved. This was due to increases in the range of joint motion as well as to a better dynamic temporal relationship between joints.

Conclusion- Trunk restraint allowed patients with hemiparetic stroke to make use of arm joint ranges that are present but not normally recruited during unrestrained arm reaching tasks. Thus, the underlying "normal" patterns of movement coordination may not be entirely lost following stroke. Appropriate treatments, such as trunk restraint, may be effective in uncovering latent movement patterns in order to maximize arm recovery in hemiparetic patients.

5.2 Introduction

When healthy individuals reach for objects placed within arm reaching distance, a smooth coordination between elbow and shoulder movements occurs while the trunk is virtually motionless.^{1,2} A necessary requisite for controlled reaching is the coordination of the action of transporting the arm away from the body while activating appropriate muscles to stabilize the trunk and scapula. On the other hand, when reaching to objects placed beyond arm's length, the trunk assumes an active role in arm transport. The recruitment of additional degrees of freedom (DFs) of the shoulder girdle and trunk occurs in a stereotypic way. Use of the trunk becomes part of the general reaching strategy. The trunk is recruited prior to recruitment of the arm joints such that the trunk begins moving prior to the beginning of hand movement and can continue moving even after the hand has stopped at the target.³ The limits of reach, describing the boundary between reaches that do or do not involve the trunk, occur for targets placed at distances equivalent to 80-90% of arm's length and may be related to comfort during grasping.⁴

Previous studies in hemiparetic patients have described excessive trunk or shoulder girdle movement in pointing² and in reach-to-grasp movements¹ for targets placed *close* to the body. Levin and colleagues have suggested that this increased recruitment is a compensatory mechanism by which the Central Nervous System (CNS) may extend the reach of the arm when the control of the active range of arm joints is limited.⁵ Other studies have reported that elbow-shoulder inter-joint coordination is disrupted in hemiparetic patients.⁶⁻⁸ In contrast to healthy individuals, reaching in hemiparetic patients is characterised by a lack of smoothness, as evidenced by both temporal and spatial segmentation.⁷

Therapists may approach the rehabilitation of reaching in several ways. For example, one assumption underlying traditional reflex-based neurofacilitation approaches is that the acquisition of trunk and shoulder girdle stability must precede the retraining of arm movement.^{9,10} Unwanted movements and spasticity are inhibited and normal patterns are facilitated under the assumption that regaining voluntary control over key movements will transfer to functional improvement. However, empirical evidence for this assumption is lacking. More recently, the rehabilitation of reaching has been based on a task-oriented approach in which movement is behaviorally driven and the interaction of the individual with the environment is stressed.^{11,12} This approach may tolerate or even encourage

compensatory involvement of other DFs to move the hand closer to the object.¹³ It has recently been suggested however, that the presence of excessive trunk movement in hemiparetic individuals while reaching may limit the potential recovery of normal arm movement patterns.^{14,15} Reducing compensatory mechanisms by limiting trunk displacement may encourage the return of movement patterns typically seen in healthy individuals. To date, the effectiveness of this type of 'restraint therapy' on arm motor recovery in chronic hemiparetic patients has not been assessed.

As a first step in the process of determining the clinical efficacy of restraint therapy, we evaluated the effects of limiting compensatory trunk movement on the recovery of arm inter-joint coordination during reaching to targets placed within arm's reach in hemiparetic patients. A reach-to-grasp instead of a pointing task was used to evaluate the efficacy of the treatment approach for the retraining of a functionally relevant movement. Preliminary data have been presented in abstract form.¹⁶

5.3 Methods

Subjects. Eleven hemiparetic (54.8 ± 13.9 yrs) and 11 healthy individuals (55.0 ± 13.7 yrs) participated after signing informed consent forms approved by the Ethics Committee of the Rehabilitation Institute of Montreal conforming to the declaration of Helsinki. Patients had sustained a single unilateral stroke of non-traumatic origin 5 to 69 months previously. Participants had no hemispatial neglect or apraxia and could understand simple instructions. Those with shoulder pain or other neurological or orthopaedic conditions affecting the arm or trunk were excluded. The healthy group consisted of age and sex-matched individuals without neuromuscular or neurological problems affecting the arm or trunk.

Clinical evaluation

Prior to data collection, all patients underwent a series of clinical tests administered by an experienced physiotherapist that evaluated balance and the status of their affected arm. Upper extremity impairment was evaluated with the arm section of the Fugl-Meyer Scale¹⁷ for voluntary movements made into and out of abnormal movement synergies as well as pain and sensation of the arm. The scale ranges from 0 to 66 with scores over 65 reflecting normal movement. In our patients, Fugl-Meyer scores ranged from 19, indicating severe motor impairment, to 65 reflecting almost no impairment. Spasticity of

elbow flexors was determined using the valid and reliable Composite Spasticity Index.¹⁸⁻²⁰ This index sums measures on three scales: 1) biceps brachii tendon jerks evoked with a reflex hammer; 2) resistance to stretch of passive elbow flexors at moderate speed (modified Ashworth Scale²¹); and 3) wrist clonus, for a total possible score of 16. Spasticity in our patients ranged from 2 (mild) to 10 (moderately-severe). Finally, sitting and standing balance was measured on the Berg Balance Scale²² having a total of 56 points where function is scored as poor (0 – 20) to good (40 –56). All patients scored higher than 44 (mean 50.8 ± 4.6) on this scale indicating that they had little problem with balance (Table 1).

Table 1. Demographic data and results of clinical testing for stroke and healthy individuals.

S	Sex/Age	Time Since Lesion, m	Fugl-Meyer Score (56)	Spasticity Score (16)	Berg Balance Scale (56)	Peak* End Point Tangential Velocity, mm/s	Trunk* Movement, mm/%†	Type and Location of Lesion
Stroke individuals								
S1	M/54	17	65	2	56	1374.9	17.7/2.9	L temporal, ischemic
S2	M/65	5	61	6	53	1808.7	86.8/16.7	L thalamus, hemorrhagic
S3	M/56	69	64	7	50	1288.1	83.5/12.6	L posterior internal capsule, hemorrhagic
S4	F/22	10	55	7	56	888.5	97.4/19.5	L MCA, ischemic
S5	M/44	21	53	7	56	2075.6	21.2/4.6	L frontoparietal lesion, hemorrhagic
S6	M/58	72	51	10	55	1054.2	70.4/15.0	L MCA, ischemic
S7	F/47	18	49	9	48	611.8	50.4/8.7	L carotid artery, parietal and subcortical lesions, ischemic
S8	F/59	35	40	10	45	666.8	210.4/42.1	R MCA, ischemic
S9	M/72	12	34	9	46	750.1	186.2/42.3	L MCA, ischemic
S10	F/71	13	32	10	50	919.4	270.4/41.6	R MCA, ischemic
S11	M/55	32	19	10	44	640.9	278.2/63.2	R posterior internal capsule, ischemic
x						1098.9	124.8/24.5	
SD						489.4	85.1/19.6	
Healthy individuals								
H1	F/44					1382.0	11.1/1.6	
H2	F/33					1285.9	18.9/4.3	
H3	M/74					1755.2	20.2/3.9	
H4	M/60					1383.5	21.7/4.0	
H5	F/80					1333.8	63.5/14.8	
H6	F/45					1743.6	15.3/3.6	
H7	F/63					1149.4	20.7/4.7	
H8	M/54					982.9	19.2/4.2	
H9	M/52					1389.2	24.6/4.9	
H10	F/50					1116.1	25.5/4.5	
H11	F/52					1081.0	43.1/8.9	
x	55.0					1409.3	25.8/5.5	
SD	13.7					248.7	14.9/3.5	

Movement kinematics (sampling frequency = 100 Hz) were recorded with 10 infrared light emitting diodes (IREDs) placed on the tips or inter-phalangeal joints of the index and thumb, the wrist ulnar styloid process, the lateral humeral epicondyle, bilateral acromion processes, two points along the vertical axis of the sternum, the hip (anterior superior iliac spine) and the anterior knee above the patella. Data from sternal, hip and knee markers were monitored to ensure that participants did not slide forward on the chair to extend their reach during the task. Data were collected for 2 to 6.5 s using an Optotrak Motion Analysis System (Northern Digital, Model 3010).

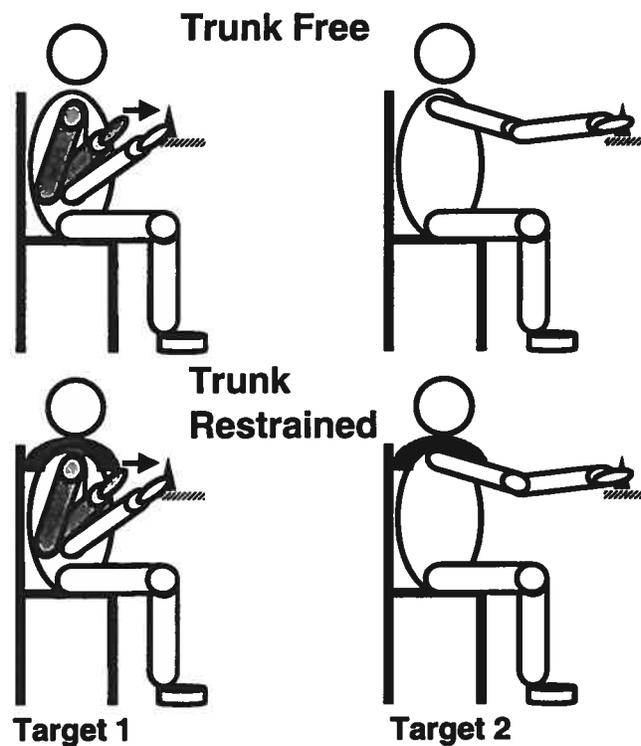


Figure 1 Experimental set up. Seated individuals reached towards a target placed at $\frac{1}{2}$ or full arm's length with either the trunk free to move (upper panel) or fixed to the chair back by a harness (lower panel).

Data Analysis

Data analysis focused on 4 types of movement variables: endpoint and trunk trajectories, tangential velocities, maximal joint and trunk excursions and interjoint coordination.

From filtered (low-pass cut-off, 20 Hz.) position data, 2- and 3-dimensional trajectories were plotted. Tangential velocity profiles of the endpoint and trunk were computed from the magnitude of the velocity vector, using time derivatives of x, y and z positional data for markers placed on the fingertip and sternum respectively. Although the task involved reaching, grasping and returning the cone to the body, only the transport component of the hand to the target was analysed. The requirement to grasp and retrieve the cone was used so that participants would make natural goal-directed movements.^{13,24} Trajectory smoothness was determined by the index of curvature (ratio of actual endpoint path length to that of a straight line joining initial and final positions). This index has been found to better characterize trajectories than area measurements.²⁵ Thus, a straight line has an index of 1 whereas that of a semi-circle has an index of 1.57. To quantify the temporal segmentation of the trajectory, the number of movement units in the tangential velocity was summed for each target and movement condition. A movement unit was defined as a maximum in the tangential velocity trace preceded by increasing values for at least 20 ms and followed by decreasing values for at least 20 ms.²⁶

Movement times and peak velocities were determined from tangential velocity traces. Movement times were defined as differences between movement onsets and offsets, determined for each trial as the times at which the tangential velocity rose above or fell and remained below, 10% of the peak tangential velocity of the endpoint and trunk, respectively.

To determine changes in joint ranges and to analyse spatial and temporal inter-joint co-ordination patterns, vectors joining the appropriate IREDs were used to compute, using vector algebra, shoulder (2 DFs = flexion/extension and horizontal abduction/adduction) and elbow (1 DF = flexion/extension) angles. In addition, trunk flexion was measured in millimeters from the sagittal displacement of the sternal marker. Sagittal trunk displacement was expressed as a percentage of endpoint path length to account for arm length differences between participants.

Inter-joint coordination patterns between shoulder and elbow movements were determined. First, angle/angle diagrams between shoulder horizontal adduction/abduction and elbow flexion/extension as well as between shoulder and elbow flexion/extension were averaged and plotted for each individual in each condition. The relationship between angular displacements was determined by linear regression in which the slope and cross-correlation were calculated.

Statistical Analysis:

We tested the hypotheses that reducing or arresting compensatory movements would increase the arm joint excursions and improve patterns of interjoint coordination. We compared maximal joint excursions of 3 DFs for movements made to T1 and T2 with and without trunk restraint with 2-factor (group, condition) ANOVAs and appropriate post-hoc tests (Tukey honest significant difference tests). If trunk restraint leads to changes in joint excursions, improvements would be identified when range of motion values approach mean values recorded in healthy individuals performing the same task. Within-group comparisons were made with paired Student t-tests. Consistency of specific variables was estimated with the coefficient of variability, defined as the ratio between the standard deviation and the mean times 100. Parametric statistics were used for comparisons between groups when requirements for homogeneity of variance were met. A significance level of $p < 0.05$ was used for all tests.

5.4 Results

Kinematics of unconstrained reaching in healthy individuals

Endpoint trajectories were smooth and hook-shaped. The hook-shaped trajectory was consistent with orienting the forearm and hand for grasping during the approach phase (Fig. 2; top left). Endpoint tangential velocity profiles had one predominant peak. In most individuals, the deceleration phase was interrupted by a second small peak and in all healthy individuals, there was a small peak corresponding to a terminal adjustment just prior to grasping. The mean number of peaks for T1 was 2.9 ± 0.6 and for T2 was 2.3 ± 0.5 .

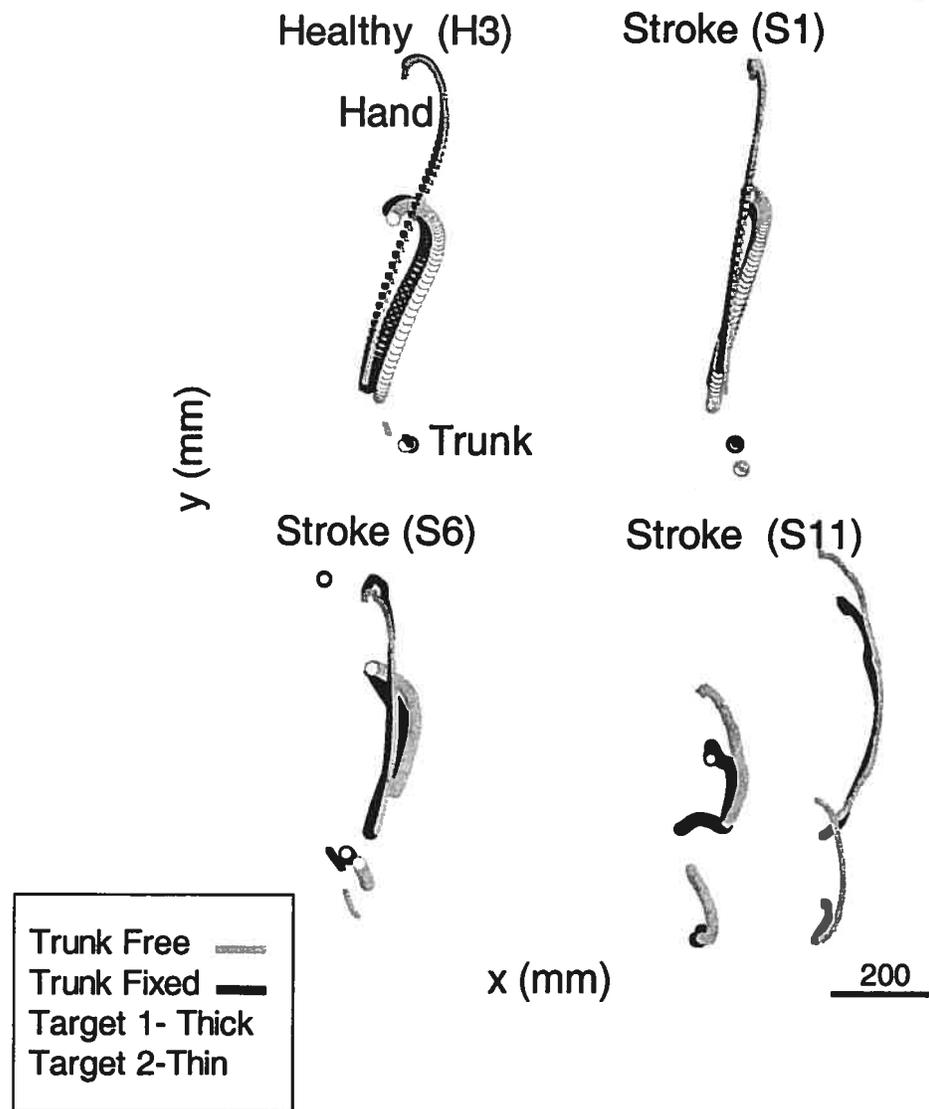


Figure 2 Endpoint (Hand) and Trunk trajectories viewed from above (x-y plane) for a healthy individual (H3) and hemiparetic patients with mild (S1), moderate (S6) and severe (S11) severity. Movement trajectories made with trunk unrestrained (grey lines) or restrained (black lines) to close (thick) and far (thin) targets are superimposed. Traces for T1 and T2 are separated for individual S11 for clarity.

The mean arm curvature was significantly higher for T1 (1.54 ± 0.13) than T2 (1.20 ± 0.12 ; Student t-test, $p < .001$; Fig. 3) suggesting that healthy individuals used a

more curved trajectory to grasp the target closer to the body. The group coefficient of variability was less than 10% for both T1 (8.4%) and T2 (9.7%).

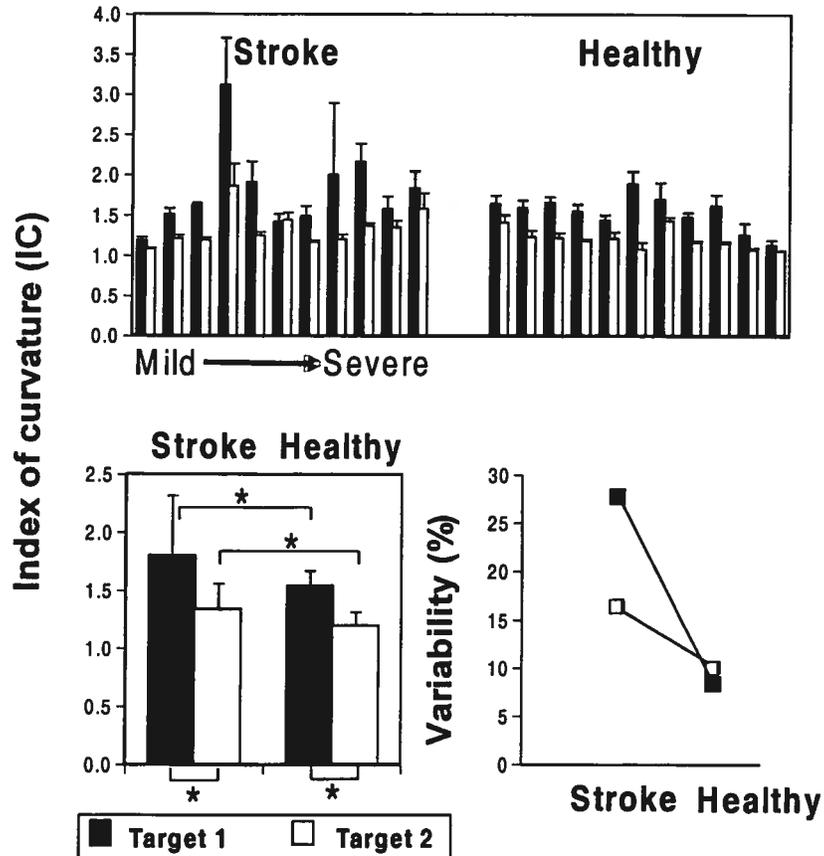


Figure 3 Mean (+ SD) values of index of curvature for endpoint trajectories made to T1 (black bars) and T2 (open bars) in stroke and healthy individuals in trunk free condition. The order of presentation of individuals in each group is the same as Table 1. Top: Mean values by individual. Bottom left: Group means. Bottom right: Differences in coefficients of variability ($SD/mean \times 100$) by target and group. Asterisks above pairs of bars indicate significance at $p < 0.05$ level.

Healthy individuals used minimal trunk displacement to reach either target, which was not surprising since both were placed within arm's reach. For the group, mean trunk displacement was negligible for T1 and $5.5 \pm 3.5\%$ of target distance for T2. The high variability for T2 was due to data of the oldest individual (aged 80) whose trunk

movement contributed 14.8% of target distance. For the other 10 participants, excluding this individual, the variability was much smaller ($\pm 1.7\%$). Since T2 was placed in line with T1, individuals used virtually the same inter-joint coordination pattern for reaches to both targets except that the total angular displacements were greater for T2. This was reflected in a near superposition of patterns in most individuals. A typical example of the elbow-shoulder inter-joint coordination pattern for one healthy individual reaching to T2 is shown in Fig. 4 (top left).

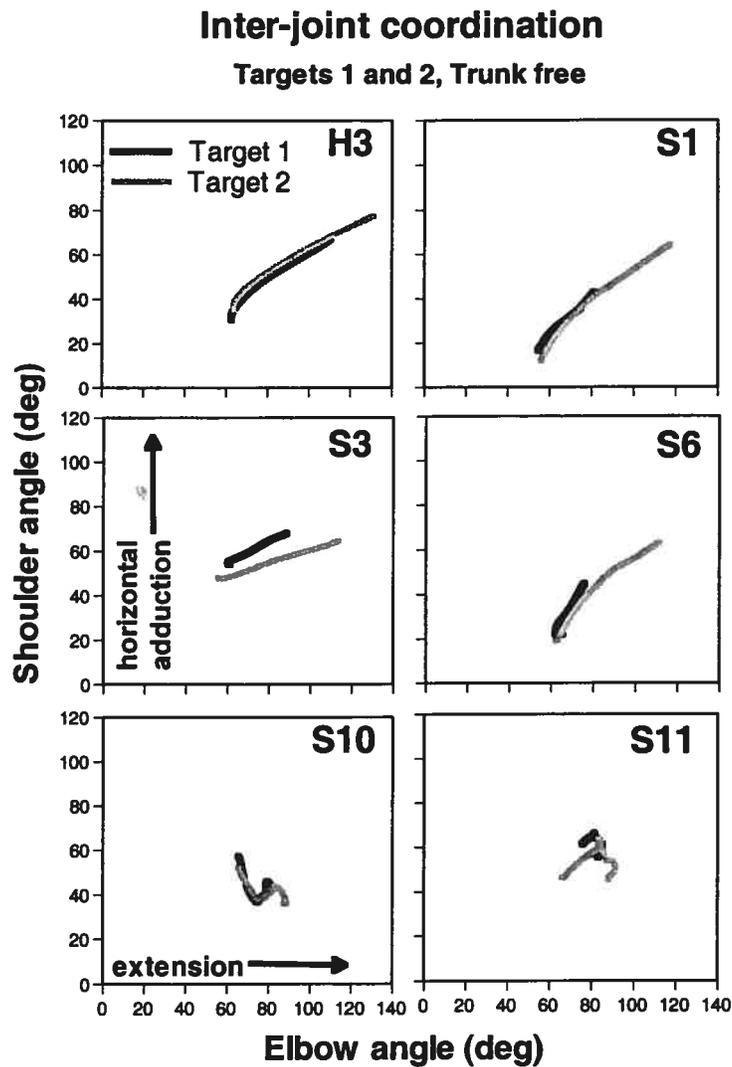


Figure 4 Shoulder-elbow inter-joint coordination patterns for unrestrained movements made in 1 healthy (top left, H3) and 5 stroke individuals with mild (S1), moderate (S3, S6)

and severe (S10, S11) clinical severity. Movements to T1 (black) and T2 (grey) are superimposed.

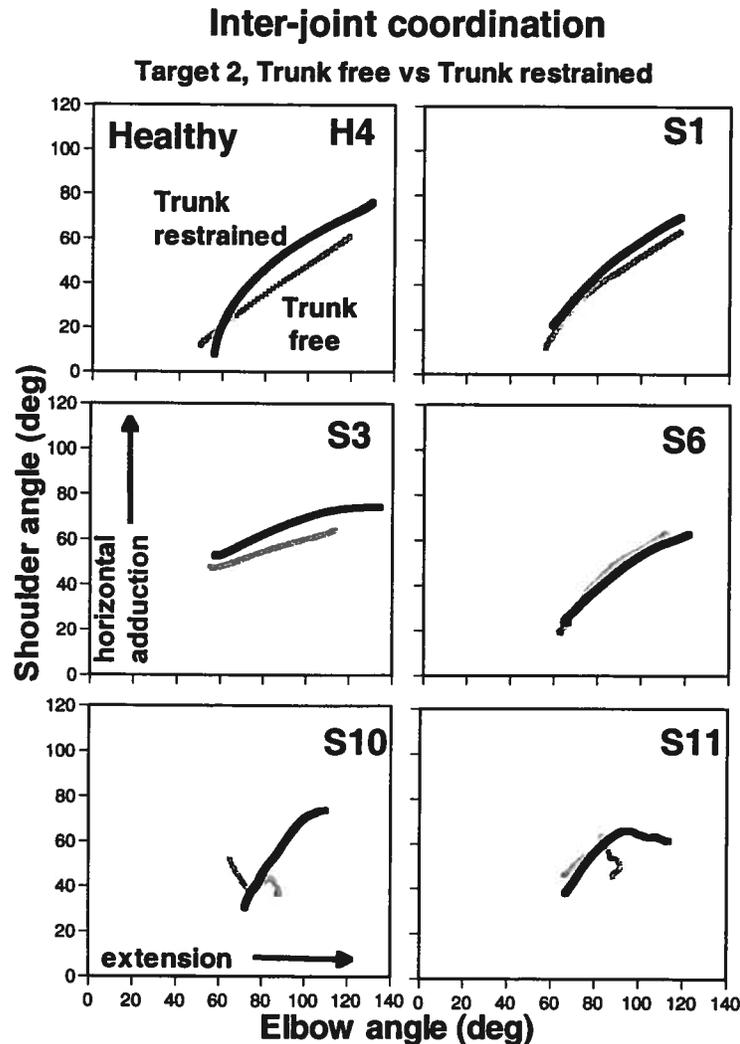


Figure 5 Shoulder-elbow inter-joint coordination patterns for 1 healthy (top left, H4) and 5 hemiparetic individuals (see Fig. 4) with mild to severe stroke symptoms for unrestrained (Trunk free, grey) and restrained movements (Trunk restrained, black).

Effects of trunk restraint in healthy individuals

Trunk restraint had little effect on tangential velocity, endpoint trajectories and inter-joint coordination patterns in healthy individuals. For example, the peak tangential velocity for T2 decreased from 1409.3 mm/s to 1351.5 mm/s when the trunk was restrained (Table 2). Trajectory profiles and patterns from trials in which trunk movement was blocked were virtually indistinguishable from those in which the trunk was free (Fig.

2, top left). The number of peaks in the tangential velocity profiles was not affected by trunk restraint. For example, for T2, this number decreased from 2.3 (± 0.5) to 2.1 (± 0.4) peaks. Nevertheless, restriction of the trunk movement was associated with a significant increase in elbow extension in 6/11 and 9/11 healthy individuals for T1 and T2 respectively (Fig. 6). For T2, the mean elbow extension significantly increased about 8° (paired t-test $p < 0.05$), mean shoulder horizontal adduction increased about 5° (paired t-test $p < 0.001$) while there was no change in shoulder flexion with trunk restraint (Table 2).

Analysis of the slopes of the shoulder/elbow angle/angle diagrams was made for restrained and unrestrained reaches to T2 only. Higher slopes indicate relatively more shoulder horizontal adduction compared to elbow extension while lower slopes indicate the inverse. Slopes were highly variable in healthy individuals ranging from 0.372 to 2.068 (0.903 ± 0.452) when trunk motion was unrestrained and from 0.456 to 1.065 (0.769 ± 0.223) when the trunk was restrained. This difference was non-significant. Despite the large range in slopes, the correlation between shoulder and elbow movements for both conditions were greater than 0.94 ($p < 0.0001$; Table 2).

Kinematics of unrestrained reaching in stroke patients

Hemiparetic patients made slower arm movements than healthy individuals. Mean peak tangential velocities (Table 2) for free movements to T1 and T2 corresponded to 75% and 78% respectively of those in healthy individuals.

Arm and trunk trajectories were less smooth in hemiparetic compared to healthy individuals (Fig. 2). All patients were able to reach towards and grasp the cone. However, endpoint trajectories tended to be more hook-shaped as shown for S6 and S11 in Fig. 2. One exception was S1 who used more wrist extension for grasping and consequently, his hand paths were straighter. As in healthy individuals, the mean arm curvature was significantly higher ($p < 0.05$) for T1 (1.80 ± 0.52 , CV=27.8 %) than T2 (1.34 ± 0.22 , CV= 16.4%, Fig. 3). In addition, when compared to healthy individuals, both indices of curvature were also significantly higher and more variable. Finally, there were a significantly larger number of peaks in the tangential velocity profiles for movements to both targets (4.2 ± 2.0 for T1 and 4.3 ± 2.3 for T2).

Hemiparetic patients used considerably more trunk recruitment to move the hand to the target than did healthy individuals. Compared to negligible trunk recruitment in healthy individuals reaching to T1, hemiparetic patients used between 3.0 and 179.6 mm of trunk movement (mean 51.2 ± 56.7 mm). For T2, the mean trunk displacement for hemiparetic patients was 124.8 ± 95.1 mm compared to 25.8 ± 14.9 mm for healthy individuals ($p < 0.001$), representing a mean of 24.5% of the target distance (Table 1; Fig. 2, bottom right). The amount of trunk displacement used for reaching was significantly correlated with clinical stroke severity ($r = -0.91$) so that the more severe the clinical syndrome (lower Fugl-Meyer score), the greater the trunk displacement. Interestingly, there was also a significant negative correlation between the amount of trunk displacement and the coefficient of correlation between elbow and shoulder movement ($r = -0.96$). This indicated that those individuals who used the most trunk displacement, had the most disrupted coupling (dyscoordination) between arm joint movements.

The degree of clinical stroke severity was also related to angular displacement. Individuals with the mildest symptoms used the most elbow and shoulder movement for reaching (Fig. 6). However, for T2, the overall amount of elbow extension was approximately 16° less in hemiparetic compared to healthy individuals ($p < 0.05$, Table 2). Similarly, the mean amounts of shoulder flexion and horizontal adduction were significantly less in hemiparetic patients for movements to both targets (approximately $7-8^\circ$ and $22-23^\circ$ less for T1 and T2 respectively, $p < 0.001$, Table 2).

Table 2. Comparison of data from stroke and healthy individuals reaching to 2 targets when the trunk was free to move or restrained.

	Trunk Free				Trunk Restrained			
	Target 1		Target 2		Target 1		Target 2	
	x	SD	x	SD	x	SD	x	SD
Stroke								
Elbow extension, degrees	27.6	10.4	45.2	14.6	32.2	6.9	59.1	11.2
Shoulder horiz add, degrees	22.9	13.5	32.4	14.6	27.2	11.4	34.1	15.9
Shoulder flexion, degrees	14.3	9.8	19.2	12.4	28.6	14.1	30.6	8.7
Peak velocity, mm/s	736.7	307.3	1098.9	489.4	648.7	332.5	831.2	494.8
No. of peaks	4.2	2.0	4.3	2.3	4.3	1.9	4.2	1.6
Index of curvature	1.80	0.52	1.34	0.22	1.88	0.59	1.35	0.24
Slope of angle/angle relation			0.417	0.415			0.638	0.380
Angle/angle correlation, r^2			0.734	0.340			0.913	0.131
Healthy								
Elbow extension, degrees	28.6	9.4	61.5	11.1	29.9	8.1	69.9	6.5
Shoulder horiz add, degrees	30.3	6.7	55.0	10.0	32.4	8.3	60.7	8.5
Shoulder flexion, degrees	21.7	14.0	41.6	16.2	23.6	15.9	43.8	12.8
Peak velocity, mm/s	986.3	134.0	1409.3	248.7	939.1	199.4	1351.5	245.0
No. of peaks	2.9	0.6	2.3	0.5	2.6	0.4	2.1	0.4
Index of curvature	1.54	0.13	1.20	0.12	1.55	0.17	1.22	0.08
Slope of angle/angle relation			0.903	0.452			0.769	0.223
Angle/angle correlation, r^2			0.942	0.051			0.961	0.025

Effects of trunk restraint in hemiparetic patients

In contrast to healthy individuals, trunk restraint resulted in a decrease in movement speed to both targets in hemiparetic patients. This was significant for T2 for which peak tangential velocity decreased to 831.2 ± 494.8 mm/s ($p < 0.05$). For patients with mild to moderate stroke, restraining the trunk had no significant effect on curvature or arm trajectory variability for either target (Fig. 2) or on the number of peaks (Table 2). However, in more severely affected individuals (S9-12), trunk restraint led to a decrease in the total endpoint displacement. In other words, for these individuals, limiting trunk movement made it more difficult for the hand to reach the target. At the same time, the most striking effect of trunk restraint was the increase in elbow and shoulder joint ranges for all individuals. Elbow extension increased on average 4° (paired t-test, $p < 0.001$) for

T1 and 14° (paired t-test, $p < 0.001$) for T2 (Table 2 and Fig. 6). Shoulder flexion increased 14° for T1 and 11° for T2 ($p < 0.001$). For shoulder horizontal adduction, although group effects were not significant, trunk fixation resulted in increases of greater than 5° in 6/11 individuals for T1 and in 4/11 individuals for T2 (Fig. 6).

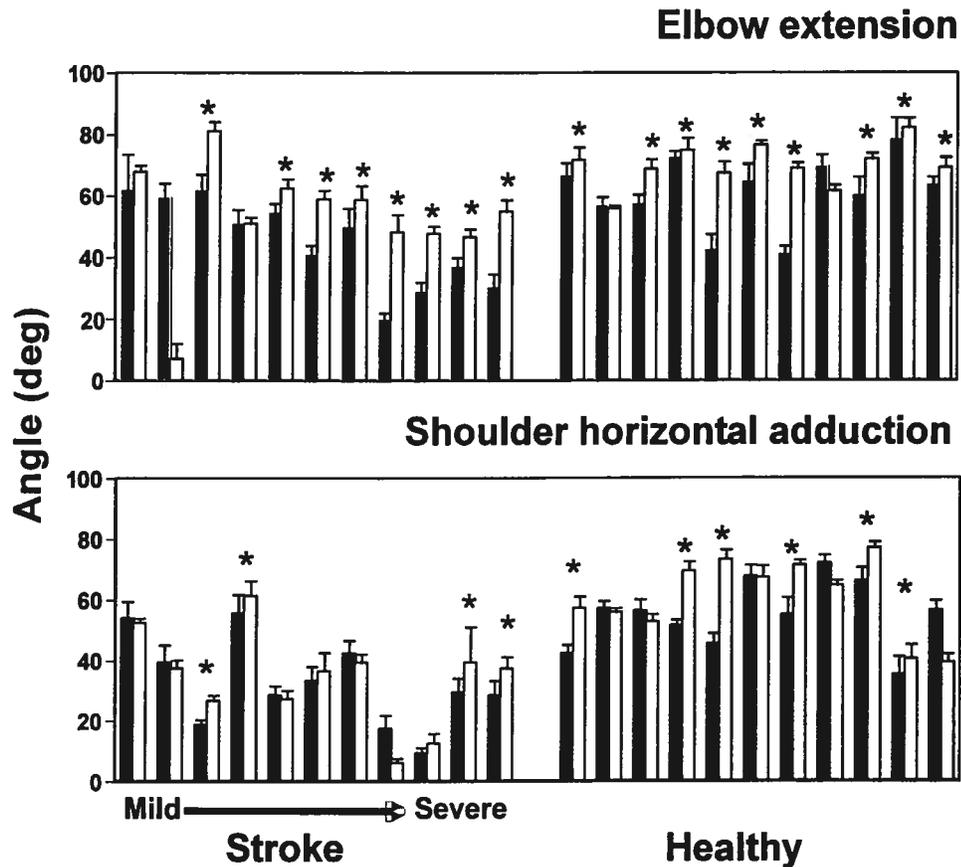


Figure 6 Individual mean (+ SD) values for total elbow extension (top) and shoulder horizontal adduction (bottom) for stroke and healthy individuals reaching to Target 2 when the trunk was free (black bars) and restrained (open bars). Data for individual stroke patients are listed in the same order as in Table 1. Asterisks above pairs of bars indicate significant increases in joint ranges.

In contrast to healthy individuals, trunk restraint significantly altered the pattern of inter-joint coordination, an effect that was most evident in clinically severe patients (Fig. 7). The slope of the shoulder/elbow relationships significantly changed in 4/7 mild-moderate and 4/4 severe patients. In addition, when the trunk was restrained,

correlations significantly increased in the four severe patients who had poor shoulder/elbow correlations when reaches were made without trunk restraint (Fig. 7).

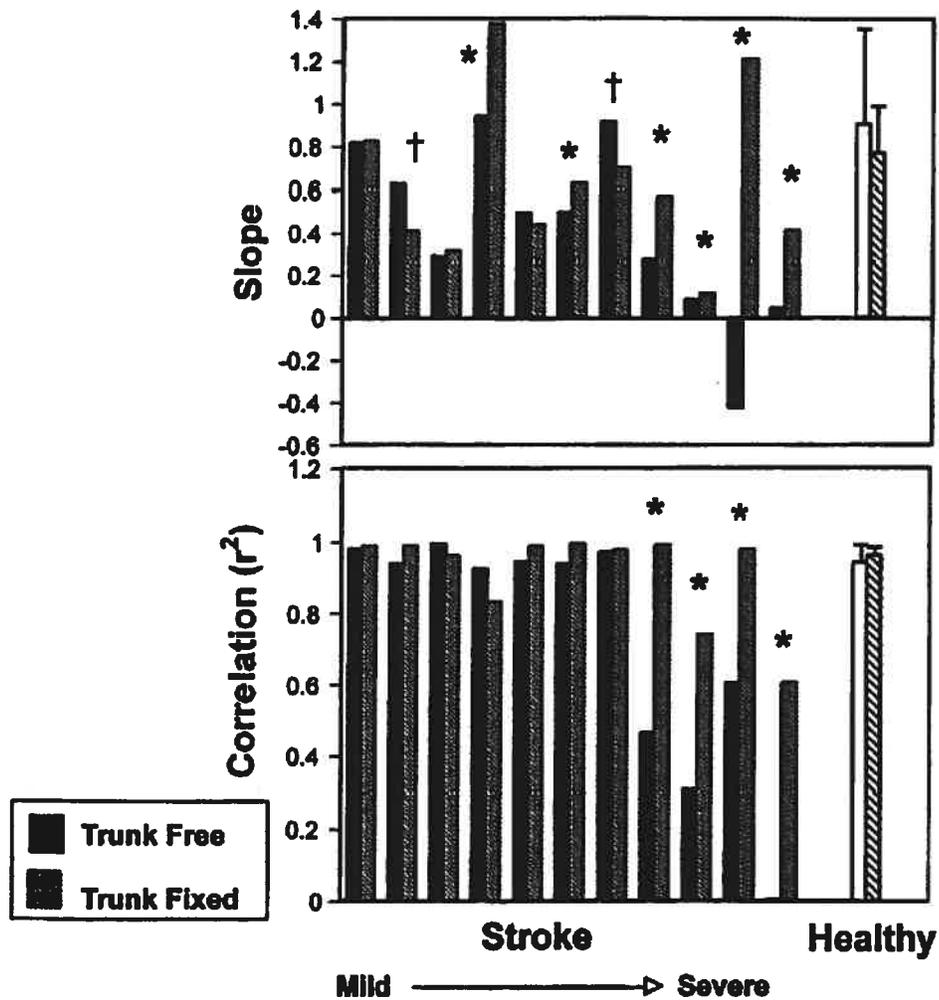


Figure 7 Shoulder-elbow inter-joint coordination patterns for Target 2. Slopes (upper panel) and correlation coefficients (r^2 , lower panel) for individual stroke patients (black and thinly hatched bars) and mean values for healthy individuals (white and thickly hatched bars). Data shown for trunk free (solid bars) or restrained (hatched bars) movements. Data for individual stroke patients are listed in the same order as Table 1. Correlation coefficient for S11 (bottom panel) was less than 0.05. Asterisks above pairs of bars indicate significant increases in values and crosses indicate significant decreases.

5.5 Discussion

Unrestrained reaching in healthy and hemiparetic individuals

Our data showed that when reaching to grasp objects placed within the arm workspace, both healthy and hemiparetic individuals made hook-shaped trajectories. Trajectories were wider for grasping objects placed closer to the body presumably to allow proper hand orientation as the target was approached.^{27,28} Both groups showed similar tendencies in trajectory formation but hemiparetic patients had more variable trajectories and tended to use more trunk displacement. Patients used more trunk recruitment to compensate for significantly decreased active elbow and shoulder movements while reaching. Compensatory trunk recruitment has been reported previously when reaching for targets placed close to the body.^{1,2} In the present study, there was a strong relationship between clinical stroke severity with trunk displacement as well as with deficits in inter-joint coupling used during reaching. This implies that hemiparetic patients may use different reaching strategies according to their clinical severity. At the same time, the use of trunk-assisted reaching enables even the most severely affected patient to reproduce endpoint trajectories similar to those in healthy individuals. This is consistent with previous findings of relative preservation of endpoint trajectory paths during planar two-joint movement, three-dimensional pointing and grasping in hemiparetic individuals.^{1,2,7} It is also consistent with suggestions that movement may be planned in terms of endpoint coordinates within an external rather than a body-centered frame of reference^{29,30} and that this type of motor planning may be partially preserved in non-apraxic hemiparetic patients.⁷

Despite the relative preservation of endpoint trajectories, inter-joint coordination was severely disrupted in most patients (see Figs. 2 and 4, S11). This underscores the need for therapists to assess not only the capacity of patients to perform activities of daily living with the affected arm but, more importantly, to evaluate key components of limb control associated with movement quality.³¹ In particular, with respect to reaching and manipulating objects with the hemiparetic arm, assessment should focus on the amount of compensatory trunk and shoulder girdle movements as well as the range of active joint movement used. This type of analytical approach is not possible using functional outcome scales such as the Barthel Index³² or the Frenchay Arm Test³³ that mainly

assess the level of independence for task completion. A need exists for the development of scales to allow clinicians to isolate and quantify such key task components. Bernhardt et al.³⁴ have described an assessment of an object manipulation task in hemiparetic patients based on observational analysis of movement speed, trajectory jerkiness and path indirectness. They compared therapists' ratings of videotapes of patients performing the task to criterion measures analysed with an instrumented motion analysis system. Moderate to highly accurate judgements by therapists on these three parameters were reported. Compensatory movements however, were not assessed. Recently, a new scale has been proposed which focuses on movement quality including compensatory movement in well-defined functional tasks, including reaching.³⁵ Quality of movement information derived from these types of scales may complement functionality information from other assessment tools and help therapists design more effective treatment programs for hemiparetic patients.

The effect of trunk restriction on the increase of arm range of motion

The effe

mechanisms underlying the increases in elbow and shoulder motion may be gained by an electromyographic analysis of muscle activation patterns during restrained and unrestrained reaching.

The effect of trunk restriction on arm reaching patterns

Trunk restraint decreases the number of joints involved in reaching since it blocks shoulder girdle and trunk movements naturally accompanying arm movements. Indeed, scapular movement contributes approximately 60° to both shoulder flexion and abduction.³⁸ However, the task still involved a redundant number of DFs (3 for the glenohumeral joint, 2 for elbow, 2 for wrist) to position and orient the hand in space for reaching. Thus it did not reduce the movement to a 2D task.

The increase in joint ranges with trunk restraint may be partly due to an adaptation involving anticipation of changed external load conditions. Indeed in healthy individuals, adaptation to perturbation of single joint movement may occur within one trial³⁹ and preliminary results indicated that this type of adaptation may also occur in mild to moderately affected hemiparetic patients.⁴⁰ Another possibility is that the adaptation was triggered by somatosensory input from the trunk or shoulder due to the trunk restraint.⁴¹ Adamovich et al.⁴¹ demonstrated that unexpected trunk perturbations did not affect hand trajectories for reaches made within the workspace. Similarly, we found that healthy individuals preserved arm trajectories marked by smooth interjoint coordination despite the change in the ranges of motion when the trunk was restrained. A similar adaptation may have occurred in hemiparetic patients. The finding that trunk restraint led to an increase in active angular range in hemiparetic patients suggests that they may have retained the ability to adapt their motor commands to new external conditions. An explanation of this adaptability seems necessary. To begin with, it is well-documented that hemiparetic patients use abnormal interjoint synergies to accomplish arm movement.^{9,42,43} The arm extension synergy is characterized by scapular elevation and protraction together with shoulder extension, adduction and internal rotation, elbow extension and wrist flexion. Limiting components of this synergy (scapular protraction and elevation) may encourage the recovery of combined shoulder flexion and elbow extension. In other words, patients are forced to make movements 'out of synergy' which likely involves a focused and greater effort on their part. Interestingly, requiring patients to make this additional effort may indeed be effective in increasing active joint range as

well as improving interjoint coordination. The finding that reaching movements using increased angular ranges obtained by this method are made in a more coordinated way is, indeed, surprising. It suggests that underlying "normal" patterns of movement coordination are not entirely lost following stroke and that appropriate treatments may be applied to uncover them to maximize function. One cost of this recovery may be a short term decrease in movement speed.

Knowledge of the capacity of stroke patients to recover lost movement elements is essential to the resolution of the debate concerning the degree to which therapy should emphasize the recovery of normal versus the teaching of compensatory strategies for reaching. Traditionally, the choice between rehabilitation strategies has been based on the phase of stroke recovery. Thus, in the acute phase, therapy focuses on the prevention of maladaptive compensatory strategies while promoting the recovery of normal function. In the chronic phase, the emphasis is placed on maximizing function often through the teaching of compensatory strategies.³¹ Our observation that some recovery of normal reaching patterns could occur in chronic stroke patients suggests that such a clear division between treatment approaches may not be justified.

A limitation of this study is that the longer-term effects of trunk-restraint therapy were not investigated. The results of a recent literature review indicate that recovery in hemiparetic patients may occur when interventions involve repetitive training and stimulate the active participation of the patient.⁴⁴ However, improvements in patients with moderate to severe clinical syndromes may also be associated with increased trunk displacement when unrestrained pointing movements are practised.⁴⁵ This suggests that in some cases, repetitive training or unrestrained reaching may reinforce undesirable compensatory strategies. It remains to be demonstrated that the use of trunk restraint as a treatment paradigm aimed at decreasing compensatory strategies has the potential of becoming an effective therapy. Further studies are necessary to determine if the improvement may outlast the period of training.

Acknowledgements

The authors wish to thank Estère Campère, Carmen Cirstea, Stéphane Jacobs, Brigitte Leduc, Sheila Schneiberg, and Florina Son who have all contributed to this work. Financial support for AL was provided by the Fonds de la Recherche en Santé du Québec (FRSQ). Support was also provided by the Natural Science and Engineering Research Council of Canada, the Medical Research Council of Canada and INSERM-MRC (ARB).

5.6 References

- 1 Roby-Brami A, Fuchs S, Mokhtari M, Bussel B. Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients. *Mot Control*. 1997;1:72-91.
- 2 Cirstea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*. 2000;123:940-953.
- 3 Kaminski TR, Bock C, Gentile AM. The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. *Exp Brain Res*. 1995;106:457-466.
- 4 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. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*. 1997;23:1365-1379.
- 5 Levin MF, Cirstea CM, Archambault P, Son F, Roby-Brami A. Impairment and compensation of reaching in hemiparetic and cerebral palsied patients. In: Latash M, Rothwell J. eds. *Bernstein's Traditions in Motor Control*. Vol II. Champaign, IL: Human Kinetics; 2000, *in press*.
- 6 Beer RF, Dewald JPA, Rymer WZ. Deficits in the coordination of multijoint arm movements in patients with hemiparesis: evidence for disturbed control of limb dynamics. *Exp Brain Res*. 2000;131:305-319.
- 7 Levin MF. Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Brain*. 1996;119:281-294.
- 8 Trombly CA. Deficits of reaching in individuals with left hemiparesis: a pilot study. *Am J Occup Ther*. 1992;46:887-897.
- 9 Bobath B. *Adult Hemiplegia. Evaluation and Treatment*. 3rd edition. London: Heinemann Medical; 1990.
- 10 Stockmyer S. An interpretation of the approach of Rood to the treatment of neuromuscular dysfunction. *Am J Phys Med*. 1967;46:950-955.
- 11 Carr JH, Shepherd RB. *Motor relearning programme for stroke*. Rockville, MD: Aspen systems; 1985.
- 12 Gentile AM. Skill acquisition: action movement, and neuromotor processes. In: Carr J, Shepherd RB, eds. *Movement science: foundations for physical therapy in rehabilitation*. Rockville, MD: Aspen Systems; 1987.
- 13 Trombly CA, Wu C-Y. Effect of rehabilitation tasks on organization of movement after stroke. *Am J Occ Ther*. 1998;53:333-344.

- 14 Ada L, Canning CG, Carr JH, Kilbreath SL, Shepherd RB. Task specific training of reaching and manipulation. In: Bennett KMB, Castiello U, eds. *Insights into reach and grasp movement*. Amsterdam: Elsevier; 1994:239-264
- 15 Cirstea MC, Leduc B, Levin M. Hemiparetic patients recruit additional degrees of freedom to compensate lost motor function. In: Arsenault B, McKinley P, McFadyen B, eds. *Proceedings of the Twelfth Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*. Montreal; 1998:106-107.
- 16 Son F, Luta A, Roby-Brami A, Levin MF. Postural adjustments during prehension efforts in hemiparetic individuals. *Posture and Gait*. 1999;9(Suppl.1)S51. Abstract.
- 17 Fugl-Meyer AR, Jääsko L, Leyman L, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiparetic patient. I. A Method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehab Med*. 1975;7:13-31.
- 18 Levin MF, Hui-Chan CWY. Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvements in reflex and voluntary functions. *Electroenceph Clin Neurophysiol*. 1992;82:131-142.
- 19 Goulet C, Arsenault AB, Bourbonnais D, Laramée MT, Lepage Y. Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on the H-reflex in spinal spasticity. *Scand J Rehab Med*. 1996;28:169-176.
- 20 Nadeau S, Gravel D, Arsenault B, Bourbonnais B, Goyette M. Dynamometric assessment of the plantarflexors in hemiparetic individuals: relations between muscular, gait and clinical parameters. *Scand J Rehab Med*. 1997;29:137-146.
- 21 Bohannon RW, Smith MB. Assessment of strength deficits in eight paretic upper extremity muscle groups of stroke patients with hemiplegia. *Phys Ther*. 1987;67:522-525.
- 22 Berg KO, Maki BE, Williams JI, Holliday PJ, Wood-Dauphinee SL. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;73:1073-1080.
- 23 Chari VR, Kirby RL. Lower-limb influence on sitting balance while reaching forward. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986;67:730-733.
- 24 Gibson JJ. The theory of affordances. In: Shaw RE, Bransford JJ, eds. *Perceiving, acting, and knowing: Toward an ecological psychology*. Hillsdale, NJ: Erlbaum; 1977:67-82.
- 25 Archambault P, Pigeon P, Feldman AG, Levin MF. Recruitment and sequencing of

- different degrees of freedom during pointing movements involving the trunk in healthy and hemiparetic individuals. *Exp Brain Res.* 1999;126:55-67.
- 26 von Hofsten C. Structuring of early reaching movements. A longitudinal study. *J Mot Behav.* 1991;23:280-292.
- 27 Paulignan Y, Frak VG, Toni I, Jeannerod M. Influence of object position and size on human prehension movements. *Exp Brain Res.* 1997;114:226-234.
- 28 Roby-Brami A, Bennis N, Mokhtari M, Baraduc P. Hand orientation for grasping depends on the direction of the reaching movement. *Brain Res.* 2000;869:121-129.
- 29 Feldman AG, Levin MF. The origin and use of positional frames of reference in motor control. *Behav Brain Sci.* 1995;18:723-744.
- 30 McIntyre J, Bizzi E. Servo hypotheses for the biological control of movement. *J Mot Behav.* 1993;25:193-202.
- 31 Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor Control. Theory and Practical Applications.* Baltimore: Williams & Wilkins; 1995.
- 32 Mahoney RI, Barthel DW. Functional evaluation: The Barthel index. *Md Med J.* 1965;14:61-65.
- 33 Wade DT. *Measurement in neurological rehabilitation.* Oxford: Oxford University Press; 1992.
- 34 Bernhardt J, Bate PJ, Matyas TA. Accuracy of observational kinematic assessment of upper-limb movements. *Phys Ther.* 1998;78:259-270.
- 35 Malouin F, Desrosiers J, McFadyen B, Levin M, Fung J, Paquet N. Développement d'une batterie d'évaluation de l'intégration du contrôle postural et moteur de personnes cérébrolésées. REPAR, Journée Scientifique, Québec, 2000.
- 36 Levin MF, Selles RW, Verheul MHG, Meijer OG. Deficits in the range of regulation of central control over arm movement in stroke patients. *Brain Res.* 2000;853:352-369.
- 37 Minetti AE, Alexander RM. A theory of metabolic costs for bipedal gait. *J Theoret Biol.* 1997;186:467-476.
- 38 Inman VT, Saunders JB, Abbott LC. Observations on function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg (Am).* 1944;26:1-30.
- 39 Weeks DL, Aubert MP, Feldman AG, Levin MF. One trial adaptation of movement to changes in load. *J Neurophysiol.* 1996;75:60-74.
- 40 Dancause N, Levin MF. Error correction strategies used by hemiparetic individuals: short-term learning process. 2nd World Congress in Neurological Rehabilitation.

Toronto 1999. Abstract.

- 41 Adamovich SV, Archambault P, Ghafouri M, Levin MF, Poizner H, Feldman AG. Hand trajectory invariance in reaching movements involving the trunk. *Exp Brain Res*. in press.
- 42 Bourbonnais D, Vanden-Noven S, Carey KM, Rymer WZ. Abnormal patterns of elbow muscle activation in hemiparetic individuals. *Brain*. 1989;112:85-102.
- 43 Twitchell TE. The restoration of motor function following hemiplegia in man. *Brain*. 1951;74:443-480.
- 44 Duncan PW. Synthesis of intervention trials to improve motor recovery following stroke. *Top Stroke Rehabil*. 1997;3:1-20.
- 45 Cirstea CM, Ptito A, Forget R, Levin MF. Arm motor improvement in stroke patients may depend on the type of training. *Soc Neurosci Abstr*, 2000;62.5.

CHAPITRE VI

ARTICLE 2 : *Les effets à court terme de la pratique avec la restriction du tronc lors des mouvements d'atteinte chez les patients avec AVC chronique : Un essai contrôlé*

Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: A controlled trial

Stella M. Michaelsen, DEA, Mindy F. Levin, PhD

School of Rehabilitation, University of Montreal; CRIR, Rehabilitation Institute of Montreal, 6300 Darlington, Montreal, Qc. Canada H3S 2J4

Publié dans: *Stroke*, 35 : 1914-1919, 2004

6.1 Abstract

Background and Purpose In prehension tasks to objects placed within arm's reach, patients with hemiparesis due to stroke use excessive trunk movement to compensate for arm motor impairments. Compensatory trunk movements may improve motor function in the short-term but may limit arm recovery in the long-term. Previous studies showed that restriction of trunk movements during reach-to-grasp movements results in immediate increases in active arm joint ranges and improvement in interjoint coordination. To evaluate the potential of this technique as a therapeutic intervention, we compared the effects of short-term reach-to-grasp training (one 60 trial training session) with and without physical trunk restraint on arm movement patterns in patients with chronic hemiparesis.

Methods Twenty-eight patients with hemiparesis were assigned to two groups: one group practised reach-to-grasp movements during which compensatory movement of the trunk was prevented by a harness (Trunk Restraint) and the second group practised the same task while verbally instructed not to move the trunk (Control). Kinematics of reaching and grasping an object placed within arm's length were recorded before, immediately after and 24 hours after training.

Results The Trunk Restraint group used more elbow extension, less anterior trunk displacement and had better interjoint coordination than the Control group following training and range of motion were maintained 24 hours later only in the Trunk Restraint group.

Conclusion Restriction of compensatory trunk movements during practice may lead to greater improvements in reach-to-grasp movements in patients with chronic stroke than practice alone and that longer-term effects of this intervention should be evaluated.

6.2 Introduction

Arm and hand movement problems are major contributors to disability in patients after stroke.¹ In the months following stroke, the function of the paretic arm can improve as reaching, grasping and manipulating ability is regained. Improvements in function can occur in two ways. In some cases, pre-morbid movement patterns may be regained due to true motor recovery. However, because of the redundancy in the number of degrees of freedom (DFs) of the body², actions can be accomplished by the substitution of other DFs for movements of impaired joints. These alternative movements or motor compensations³ are also observed in animals recovering from experimental stroke.^{4,5} In man after stroke, when reaching for objects placed within arm's length, in particular, excessive trunk movements may assist in smooth hand transport^{6,7} or in hand positioning and orientation for grasping.^{8,9}

In patients with hemiparesis, the unrestricted and unguided repetition of a motor task may reinforce compensatory movements.¹⁰ Patients with severe impairment tend to improve performance (defined as movement speed, precision and smoothness) of a pointing movement after one day of intensive training by incorporating trunk anterior displacement, a movement not normally needed for the task. Thus, in the short-term, while compensatory movements may improve the performance of the paretic arm, in the long-term, these may be maladaptive by preventing the recovery or reappearance of more efficient arm movement patterns.¹¹

Restriction of compensatory trunk movements may encourage the recovery of 'normal' reaching patterns in the hemiparetic arm when reaching for objects placed within arm's length. Michaelsen et al.⁶ (2001) evaluated movement patterns of the hemiparetic arm made with or without restriction of compensatory trunk movements during reach-to-grasp tasks. During trunk restraint, patients improved active elbow extension, shoulder ranges and interjoint coordination when reaching. Trunk restraint thus allowed patients to use joint ranges that were present but not recruited during unrestrained reaching. It is not known how long these changes may persist and if, with training, patients can decrease the amount of compensatory movement used in reach-to-grasp tasks. Thus, as a first step in the study of the longer-term efficacy of this training approach, we evaluated if a single day of repetitive reach-to-grasp training with physical trunk restraint led to better retention of improvements in arm kinematics than practice with only verbal instruction to minimize trunk motion. Preliminary results have appeared in abstract form.¹²

6.3 Methods

Subjects

Potential participants were identified from discharge lists of Montreal area rehabilitation centres. Out of 518 medical charts screened, 112 patients met eligibility requirements according to study inclusion and exclusion criteria. Patients were included if they were under 80 years old, had sustained a single, non-traumatic unilateral stroke and had arm paresis. Patients were excluded if they had cerebellar or brain stem lesions, shoulder pain or other neurological/orthopaedic conditions affecting reaching ability, or severe perceptuo-cognitive deficits (heminegligence, ataxia, receptive aphasia). Of these 112 individuals, 54 were contacted and 35 expressed willingness to participate. After obtaining informed consent, they were assessed by a physical therapist and 7 individuals were excluded because of inability to perform the task.

Participants consisted of 28 patients (57 ± 18 yrs) having had sustained a stroke 7 to 94 months previously (29 ± 24 mo). Patients were stratified on arm motor impairment according to Fugl-Meyer scores¹³ (moderate to severe: 26 - 50; mild: 51 - 66) and randomly allocated in blocks of 4 to either a physical Trunk Restraint or a Control group (Table 1).

Clinical evaluation

Clinical testing included arm impairment and functional ability. Aside from the impairment assessment (Fugl-Meyer Scale)¹³ that included sensation and proprioception, arm function was evaluated with TEMPA (Upper Extremity Performance Test for the Elderly).¹⁴ The TEMPA assesses unimanual and bimanual tasks with lower scores indicating better function (normal function = 0). Elbow spasticity was assessed with the Composite Spasticity Index¹⁵ (CSI) measuring biceps tendon jerks, resistance to full-range passive elbow extension, and wrist clonus. A CSI score of 4 indicates normal tonus and 16 corresponds to severe spasticity.

Table 1. Summary demographic data for each group. Values represent the number (%) or the mean (SD).

Characteristic	Trunk Restraint (n =14)	Control (n =14)
<i>Gender</i>		
Male	8 (57%)	10 (71%)
Female	6 (43%)	4 (29%)
Age (yrs)	54 (17)	60 (20)
<i>Lesion Side</i>		
Left	11 (79%)	8 (57%)
Right	3 (21%)	6 (43%)
<i>Handedness</i>		
Left	13 (93%)	11 (79%)
Right	1 (7%)	3 (21%)
Time since stroke (mos)	36 (28)	22 (15)
Fugl-Meyer Scale (66)	50 (11)	49 (13)
TEMPA	-44 (25)	-50 (33)
Spasticity (16)	8 (2)	7 (2)

Reaching task

Participants reached and grasped a cylinder in response to an auditory signal (Fig. 1). Arm and trunk kinematic data during unrestrained reaching (10 trials) were recorded before (*pre-test trials*; PRE) and after (*post-test trials*; POST) a 60-trial training period on Day 1 and in a single session on Day 2 (*retention test*; RET). The Trunk Restraint group (TR) practiced reaching-to-grasping with trunk movement restricted by an electromagnet. For the Control group (C), the magnet was not activated. Both groups were instructed not to move the trunk and to use as much elbow extension as possible so that effects of physical restraint versus self-restraint could be compared. To minimise fatigue, a 2-5 min rest period was permitted after every 10 trials.

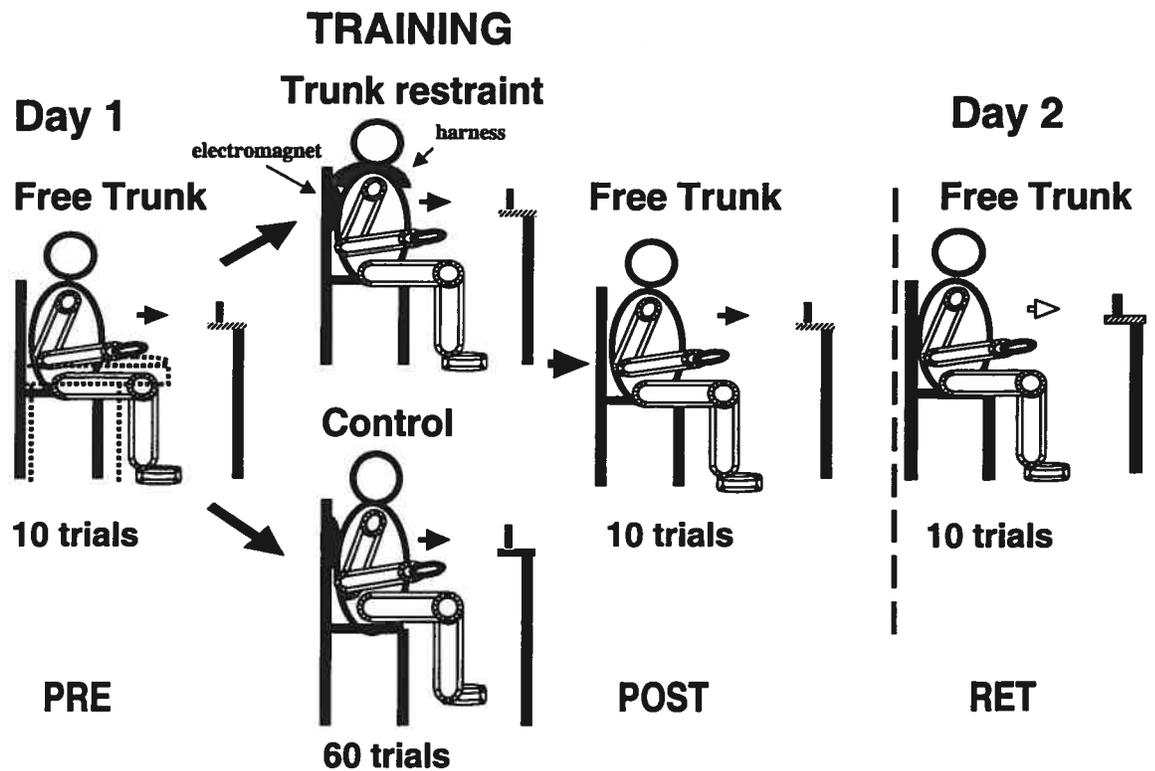


Figure 1. Experimental design. Patients sat with hip and knee joints flexed to 90° and feet supported. At task onset, the arm was close to the body with the elbow flexed to $\sim 70^\circ$ and the hand on a support (left panel, dotted lines). The contralateral arm was beside the body. Participants wore a harness consisting of breast and back plates connected by adjustable straps. An electromagnet attached to the wall was locked to the back electromagnetic plate at the inter-scapular level. A cylinder (35 mm diameter by 95 mm height) was placed in the sagittal midline at a distance of 90% of maximal arm length (determined for each subject according to their arm's length with full passive elbow extension) at the height of the sternal xiphoid process. Arm and trunk kinematic data were recorded on Day 1 before and after a 60-trial training period with or without trunk restraint, and on Day 2. All recording sessions (10 trials) were done without trunk restraint.

Data acquisition and analysis

Kinematic data were recorded by an optical motion analysis system (Optotrak 3010, Northern Digital) for 2 to 7 s at 120 Hz. Eight infrared emitting diodes (IREDs) were placed on bony landmarks of the arm and trunk: 1) index, 2) thumb, 3) head of first metacarpal, 4) radial styloid, 5) lateral epicondyle, 6) ipsilateral acromion, 7) contralateral acromion, 8) mid-sternum.

Temporal characteristics of the arm trajectory were considered as indicators of performance outcome. These included the number of velocity peaks, movement time (MT), peak tangential velocity (V_{max}) and time to peak velocity (TPV) of the wrist marker. Arm tangential velocity was computed from the magnitude of the velocity vector, obtained by 3-point central difference numerical differentiation of the x, y and z marker positions. MT was the time between movement beginning and end defined as the times at which the tangential velocity rose above or fell and remained below respectively, 5% of the trial V_{max} . Movement end time corresponded to the moment of hand contact with the cylinder.

We also measured movement variables (5 DFs and interjoint coordination) that could contribute to motor performance improvement. The DFs were (1) trunk anterior displacement, (2) trunk rotation, (3) elbow extension, (4) shoulder flexion, and (5) shoulder horizontal adduction. Trunk displacement was computed in mm as the movement of the sternal marker in the sagittal plane. Trunk rotation was the angle between the vector joining the two shoulder markers (IREDs 6-7) and the frontal axis in the horizontal plane (where 0° corresponds to a straight line). Elbow flexion/extension was the angle between the vectors formed by IREDS 4-5, and 5-6 where full extension equaled 180° . Shoulder horizontal adduction/abduction was the horizontal projection of the angle between the vectors defined by IREDS 5-6 and 6-7. Full horizontal abduction (0°) coincided with a shoulder position in line with the vector defined by the shoulder markers. Shoulder flexion/extension was the angle between the vectors defined by IREDS 5-6 and the sagittal plane through the vertical axis of the ipsilateral shoulder joint with 0° defined as the arm alongside the body.

Maximal joint excursions and final arm postures (END; defined above) were computed for each time period (PRE, POST, RET) and expressed as normalized differences between POST and RET with respect to PRE. No change, increases or

decreases in a parameter measured in POST or RET compared to PRE were denoted as 0, negative or positive values respectively.

Interjoint coordination between elbow extension and shoulder horizontal adduction was analysed with the Temporal Coordination Index (TCI; for details, see¹⁶). Briefly, TCI represents the difference between the elbow and shoulder phase angles at each moment in time throughout the movement. Based on our preliminary analysis in 10 healthy age-matched subjects performing the same reach-to-grasp task, the TCI was characterized by a single-peaked function with an amplitude of $-45.9^\circ \pm 15.1^\circ$ and a duration of 0.348 ± 0.059 ms. For this comparison, we used data from arms of healthy subjects instead of the patients' ipsilesional arm since this arm has been shown to have coordination deficits between proximal joints¹⁷. TCI amplitude and duration were considered to deviate from normal when values fell outside of the mean ± 1 SD of the values in healthy subjects. Since the TCI profiles in some patients consisted of multiple peaks, it was not possible to compare them statistically to those of healthy subjects in whom there was a single peak. Thus, improvements in interjoint coordination were identified qualitatively as changes in TCI meeting one of the following criteria: (1) the appearance of a single peak in the TCI curve where there were previously multiple peaks; a change in TCI (2) duration or (3) amplitude previously outside of and then falling within the range of the mean ± 1 SD of the healthy group.

Statistical Analysis

Student t-tests were used to evaluate if clinical status and arm and trunk movement patterns were similar between groups in PRE.

We tested the hypotheses that training with trunk restraint would improve movement quality by increasing active arm joint ranges and reducing compensatory trunk movement. We compared the normalized differences (change scores) of the temporal parameters of reaching (V_{max} , TPV, MT) and 5 DFs with 2-way repeated measures ANOVAs [factors: group (2 levels), time (2 levels)] using a significance level of $p < 0.05$.

TABLE 2. Kinematic Data of Reach-to-Grasp Movements

	Trunk Restraint					Control				
	PRE	POST	Change	RET	Change	PRE	POST	Change	RET	Change
Performance outcome measures										
Velocity peaks, n	5.6 (2.3)	6.2 (3.0)	+0.6	6.5 (2.7)	+1.0	5.1 (1.8)	6.1 (2.9)	+1.0	6.0 (3.2)	+0.8
Movement time, s	1.78 (0.49)	1.93 (0.66)	+0.15	1.80 (0.54)	+0.02	1.82 (0.61)	1.92 (0.70)	+0.10	1.93 (0.74)	+0.11
Wrist peak velocity, mm/s	717 (219)	661 (190)	-56	680 (178)	-37	624 (184)	634 (167)	+10	633 (167)	+9
Time to peak velocity, ms	486 (153)	514 (188)	+28	460 (214)	-27	452 (159)	438 (153)	-14	471 (193)	+19
Movement variables										
Trunk displacement, mm	166 (101)	114 (68)	-52*	133 (104)	-32*	190 (124)	171 (128)	-19	188 (134)	-2
Trunk rotation, °	12 (3)	11 (3)	-1	11 (4)	-1	12 (5)	11 (4)	-1	12 (4)	0
Elbow extension, °	96 (24)	106 (24)	+10	109 (24)	+12*	91 (26)	99 (26)	+8	95 (28)	+4
Shoulder horizontal adduction, °	43 (23)	50 (25)	+7	50 (27)	+7	33 (29)	42 (26)	+9	38 (28)	+5
Shoulder flexion, °	31 (21)	37 (21)	+7	38 (21)	+7	24 (21)	31 (19)	+6	28 (20)	+4

Values are mean (SD). *Significant differences between groups.

6.4 Results

Before training both groups were similar in age, chronicity, arm impairment and arm function (Table 1) and had similar arm and trunk kinematics. (Table 2, PRE).

Effect of training on arm kinematics

Training did not influence any of the performance outcome measures in either group (Table 2).

In terms of movement variables, patients in the TR but not the C group used less trunk movement after training (Table 2). While there were no differences in rotation, anterior displacement decreased significantly more (by 52 mm) in TR than in C (by 19 mm; group main effect $F_{1,26} = 5.14$ $p < 0.05$) and this reduction was retained only in TR (Fig. 2A, top). Individual analysis showed that 6/14 subjects in TR decreased trunk anterior displacement by 40 mm or more in RET while only 2 subjects in C showed a similar decrease (Fig. 2B, top).

Elbow extension at the end of movement increased with practice in both groups (time main effect, $F_{2,52} = 15.94$, $p < 0.001$). There was a larger increase in elbow extension in the TR group and this difference was significant in RET (2-way interaction, $F_{2,52} = 3.11$, $p < 0.05$, Fig. 2A, bottom). Individual analysis showed an increase of 10° or more between

PRE and RET in 7/14 patients in TR compared to 4/14 patients in C (Fig. 2B, bottom).

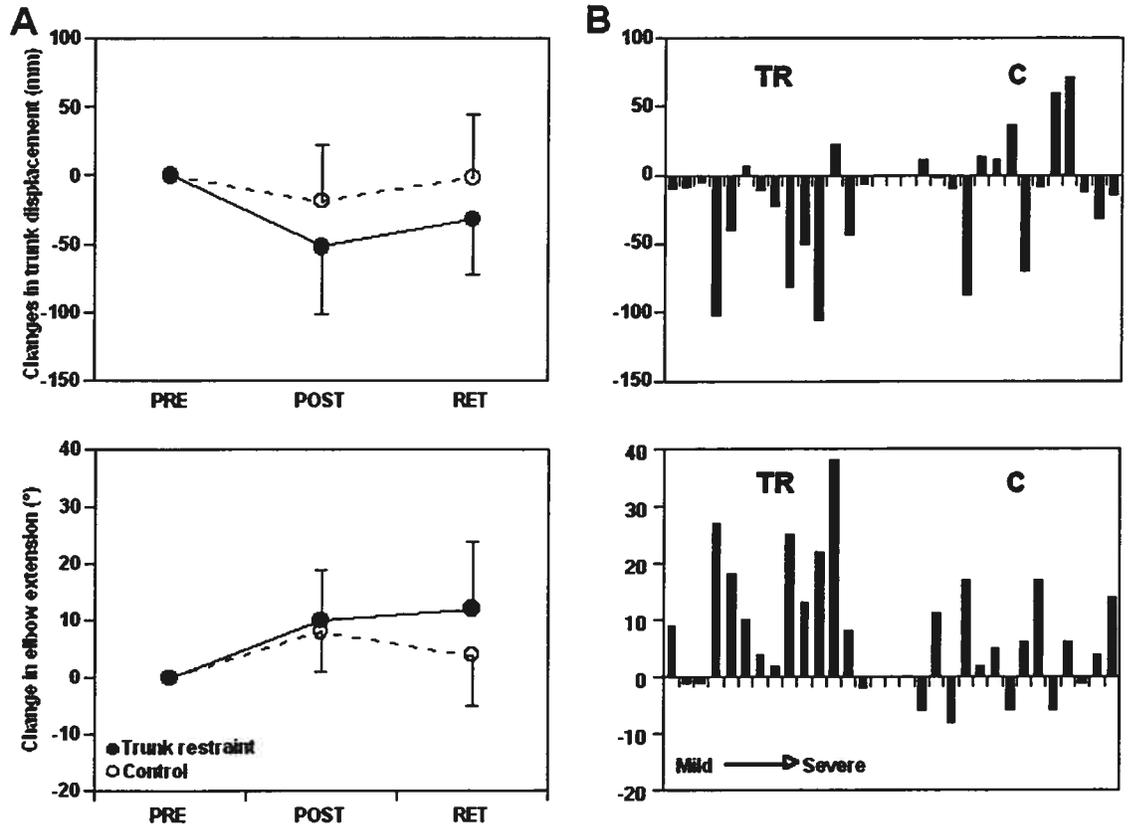


Figure 2. A) Mean changes and standard deviations for Trunk Restraint (TR, filled circles) and Control (C, open circles) groups in trunk anterior displacement (top) and elbow extension (bottom) in POST and RET (retention) tests. B) Changes in trunk anterior displacement (top) and elbow extension (bottom) for individual subjects between PRE and RET. In each panel, individual patient data is arranged according to clinical severity.

Both groups showed small increases ($\sim 7^\circ$) in shoulder horizontal adduction (time main effect $F_{2,52} = 9.40$ $p < 0.001$, post-hoc $p < 0.005$) and shoulder flexion (time main effect $F_{2,52} = 13.03$ $p < 0.001$) after training with no significant between-group differences (Table 2).

Compared to healthy subjects, the disruption in temporal coordination between

shoulder and elbow movements was evidenced by the presence of multiple small peaks in the TCI (17 patients). In cases where a single peak in the TCI was present (11 patients), disruption in coordination was evidenced by an increased amplitude and/or duration compared to the normal range (mean \pm SD) as defined above. The increase in amplitude was due to one joint accelerating while the other decelerated or to both joints accelerating in opposite directions (e.g., initiation of the reach by elbow flexion instead of extension during shoulder horizontal adduction). Specifically, in patients, the TCI amplitude was significantly correlated with arm motor impairment (Fugl-Meyer scale, $r = 0.51$, $p < 0.01$). Examples of TCI analysis in one healthy subject (Fig. 3 A-C) and one participant with hemiparesis (Fig. 3 D,E) are shown in Fig. 3. For the patient, TCI shape, amplitude and duration approached normal values after training (Fig. 3 E). The number of participants showing some improvement in TCI was greater in TR (8/14) than in C (5/14; $\chi^2 = 5.2$, $p = 0.02$).

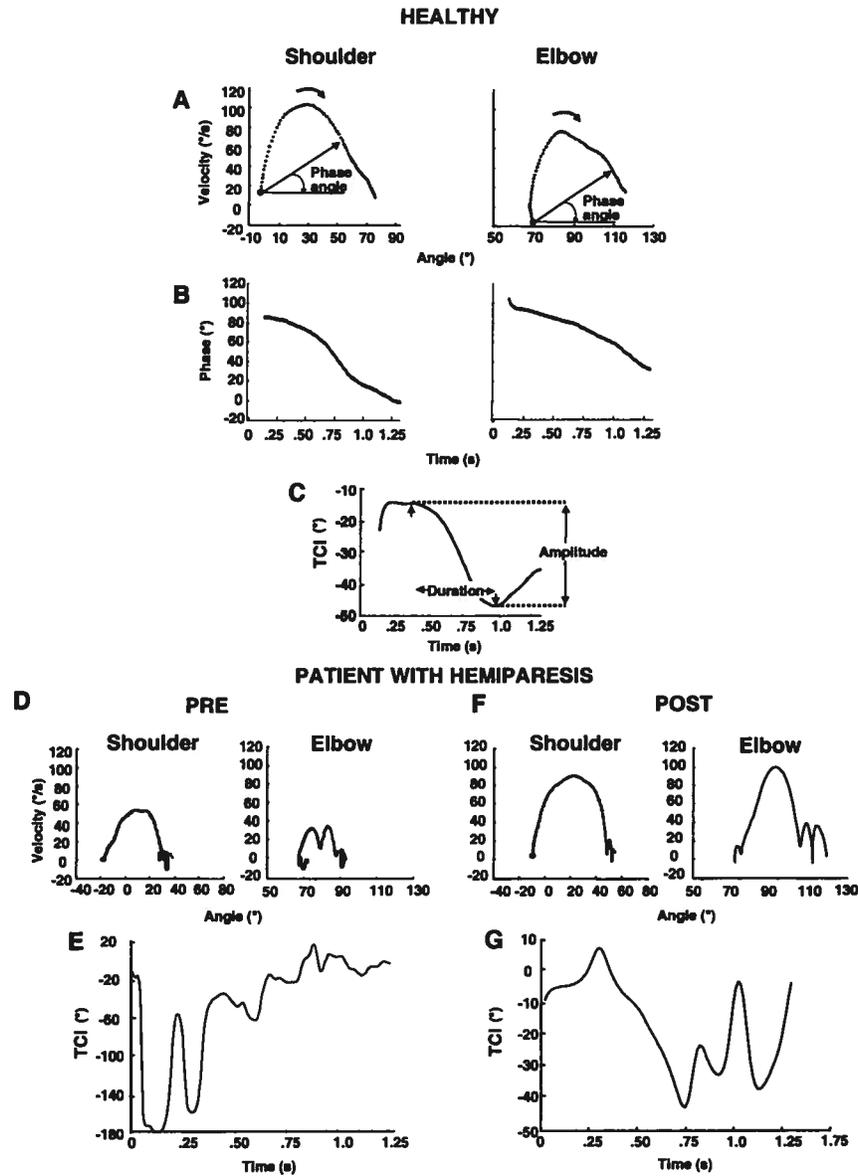


Figure 3. Determination of the Temporal Coordination Index (TCI) in a typical healthy subject (A-C) and before (D,E) and after (F,G) training in one participant with hemiparesis. Velocity/angle plots (A,D,F) are shown for both subjects. Phase angles (shown only for the healthy subject in B) were calculated between the horizontal line and a line from the origin (placed at the initial position) to successive data points along the phase plots shown in A. Thick curved arrows indicate movement direction. C,E,G: TCI is the difference between elbow and shoulder phases and describes the temporal coordination between joints throughout the movement. Note that there are multiple peaks in the TCI of the patient in PRE and that after training, the number of peaks is reduced.

6.5 Discussion

A single session of repetitive reach-to-grasp training to objects within arm's reach during physical restriction of trunk compensatory movements led to greater gains in elbow extension, greater decreases in trunk involvement and improved temporal interjoint coordination compared to instructed practice alone. Of particular clinical interest is that these improvements were maintained 24 hours after training only in the Trunk Restraint group. The results combined with the finding that some patients in the control group also improved imply that patients with chronic hemiparesis retain the capacity to relearn pre-morbid movement patterns in the affected arm with appropriate practice.

In a previous study,⁶ reaching patterns (arm ranges of motion and interjoint coordination) changed *during* the period of trunk restraint. From that study, however, we were unable to determine if improvements were due to the stabilizing effect of the external trunk support or to a reorganization of the arm DFs by the CNS to accomplish the task. The results of the present study, showing an improvement of interjoint coordination for a short time after the removal of restraint, supports the latter mechanism. Supposing that motor patterns chosen by the CNS are those that best accomplish the task according to the patient's capability¹⁸, trunk restraint may be used to "force" the patient to use the "full" but unexploited capacity of the arm. This is similar to the strategy of constraining the unaffected arm¹⁹ to force the patient to make more use of the affected arm with the added feature that the reduction of compensatory movement patterns is also targeted.

In healthy subjects, beneficial effects of training with physical restriction occur in the initial learning stage to prevent the development of "bad habits".²⁰ It has long been recognized by clinicians (c.f.,^{2,11}) that once a compensation has been learned, it is very difficult to modify. Indeed, prolonged use of compensatory trunk movements to reach targets placed within arm's length, may result in the system learning not to use arm joints for reaching and grasping ("learned non-use"¹⁹) so that recovery of independent use of these joints would be discouraged. In our study, physical trunk restraint can be considered similar to "manual guidance"²¹ in which spatial constraints are employed to promote the use of more optimal movement patterns.

Repetitive practice of reach-to-grasp tasks with limitation of compensatory trunk movement may be superior to training arm movement alone, which has failed to show any additional improvement in arm kinematics.²² The short-term benefits of a simple

reach-to-grasp training with physical trunk restraint provides a strong argument for applying this training in clinical settings. The implication for therapy is that restriction of trunk use should be employed even in patients with chronic hemiparesis to encourage maximal use of available DFs. Trunk restraint may also be a useful technique in the acute phase of stroke to promote maximal arm motor recovery. We specifically did not address whether our intervention improved the functional capacity of the arm since it was expected that longer-term practice would be necessary to affect change in this dimension. Further studies, using randomized controlled trials, are necessary to assess the longer-term effects of trunk restraint during arm training on the recovery of arm function after stroke.

Acknowledgements

We wish to thank Ruth Dannenbaum-Katz, Sheila Schneiberg, and Valeri Goussev for their valuable contributions. Financial support provided by Heart and Stroke Foundation of Quebec. SMM supported by Physiotherapy Foundation of Canada, Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation (CRIR) and CAPES-Brazil. MFL supported by Fonds de la Recherche en Santé du Québec (FRSQ).

6.6 References

- 1 Sveen U, Bautz-Holter E, Sodrings KM, Wyller TB, Laake K. Association between impairments, self-care ability and social activities 1 year after stroke. *Disabil Rehabil* 1999;21:372-377.
- 2 Bernstein NA. The co-ordination and regulation of movement. Oxford: Pergamon Press, 1967.
- 3 Cirstea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*. 2000;123:940-953.
- 4 Whishaw IQ. Loss of the innate cortical engram for action patterns used in skilled reaching and the development of behavioral compensation following motor cortex lesions in the rat. *Neuropharmacology*. 2000;39:788-805.
- 5 Friel KF, Nudo RJ. Recovery of motor function after cortical injury in primates: compensatory movement patterns used during rehabilitative training. *Somat Motor Research*. 1998;15:173-189.
- 6 Michaelsen SM, Luta A, Roby-Brami A, Levin MF. Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke*. 2001;32:1875-1883
- 7 Levin MF, Michaelsen S, Cirstea C, Roby-Brami A. Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Exp Brain Res*. 2002;143:171-180
- 8 Roby-Brami A, Fuchs S, Mokhtari M, Bussel B. Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients. *Motor Control*. 1997;1:72-91.
- 9 Michaelsen SM, Jacobs S, Roby-Brami A, Levin MF. Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemiparesis. *Exp Brain Res*. *In press*.
- 10 Cirstea MC, Ptito A, Levin MF. Arm reaching improvements with short-term practice depend on the severity of the motor deficit in stroke. *Exp Brain Res*. 2003;152:476-488.
- 11 Ada L, Canning C, Carr JH, Kilbreath SL, Shepherd RB. Task specific training of reaching and manipulation. In: Insights into Reach and Grasp Movement Eds. Bennet K.M.B. and Castiello U. 1994; 239-265.
- 12 Michaelsen SM, Esparza DY, Roby-Brami A, Levin MF The effect of trunk restraint on reaching and prehension movements in stroke patients. Society for Neuroscience, October. 2000, New Orleans, USA

- 13 Berglund K, Fugl-Meyer AR. Upper extremity function in hemiplegia. A cross validation study of two assessment methods. *Scand J Rehabil Med.* 1986;18:155-157.
- 14 Desrosiers J, Hébert R, Dutil E, Bravo G, Mercier L. Validity of a measurement instrument for upper extremity performance: the TEMPA. *Occup Ther J Res.* 1994; 14:267-281.
- 15 Levin MF, Hui-Chan CWY. Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroenceph clin Neurophysiol.* 1992;85:131-142.
- 16 Cirstea MC, Mitnitski AB, Feldman AG, Levin MF. Coordination dynamics during reaching in stroke. *Exp Brain Res.* 2003;151:289-300.
- 17 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. *Exp Brain Res.* 2003;148:488-497.
- 18 Holt KG. 'Constraint' versus 'choice' in preferred movement patterns. *Behav Brain Sci.* 1996;19:76-77.
- 19 Taub E, Miller NE, Novack TA, Cook EW 3rd, Fleming WC, Nepomuceno CS, Connell JS, Crago JE. Technique to improve chronic motor deficit after stroke *Arch Phys Med Rehabil.* 1993;74:347-354.
- 20 Newell KM. Motor skill acquisition. *Ann Rev Psychol.* 1991;42:213-237.
- 21 Lennon S, Ashburn A. The Bobath concept in stroke rehabilitation: a focus group study of the experienced physiotherapists' perspective. *Disabil Rehabil.* 2000;22:665-74.
- 22 Woldag H, Waldmann G, Heuschkel G, Hummelsheim H. Is the repetitive training of complex hand and arm movements beneficial for motor recovery in stroke patients? *Clin Rehabil.* 2003;17:723-30.

CHAPITRE VII**ARTICLE 3: *Les compensations dans le cas des déficits distaux lors de la préhension chez des adultes avec hémiparésie*****Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemiparesis**

Stella M. Michaelsen, PT, DEA¹, Stéphane Jacobs, DEA², Agnès Roby-Brami MD PhD²,
Mindy F. Levin PhD¹

¹School of Rehabilitation, University of Montreal and Research Centre, Rehabilitation
Institute of Montreal, 6300 Darlington, Montreal, Qc. Canada H3S 2J4

²CNRS UMR 8119, 45 rue des Saints Pères, 75270 Cedex 06 and Hôpital Raymond-
Poincaré, Garches, France

Publié dans: *Experimental Brain Research* 157:162 -173, 2004

7.1 Abstract

Previous studies have shown that patients with arm and hand paresis following stroke recruit an additional degree of freedom (the trunk) to transport the hand during reaching and use alternative strategies for grasping. The few studies of grasping parameters of the impaired hand have been case studies mainly focusing on describing grasping in the presence of particular impairments such as hemi-neglect or optic ataxia and have not focussed on the role of the trunk in prehension. We hypothesised that the trunk movement not only ensures the transport of the hand to the object, but it also assists in orienting the hand for grasping when distal deficits are present.

Nineteen patients with chronic hemiparesis and 7 healthy subjects participated in the study. Patients had sustained a stroke of non-traumatic origin 6 to 82 mos previously (31 ± 22 mos) and had mild or moderate to severe arm paresis. Using a whole hand grasp, subjects reached and grasped a cylinder (35 mm) that was placed sagittally (T1) or at a 45° angle to the sagittal midline in the ipsilateral workspace (T2), both at about 90% arm's length (10 trials per target). Eight infrared emitting diodes were placed on bony landmarks of the hand, arm and trunk and kinematic data were recorded by an optical motion analysis system (Optotrak) for 2-5 sec at 120 Hz. Hand position and orientation were recorded by a Fastrack™ Polhemus system.

Our results show that during goal-directed prehension tasks, individuals with hemiparesis oriented the hand more frontally for grasping and used more trunk anterior displacement or rotation to transport the hand to the target compared to healthy subjects. Despite these changes, the major characteristics of reaching and grasping such as grip aperture size, temporal coordination between hand transport and aperture formation and the relative timing of grip aperture were largely preserved. For patients with more severe distal impairments, the amount of trunk displacement was also correlated with a more frontal hand orientation for grasping. Furthermore, in healthy subjects and patients without distal impairments, the trunk movement was mostly related to proximal arm movements while in those with distal impairments, trunk movement was related to both proximal and distal arm movements. Data support the hypothesis that the trunk movement is used to assist both arm transport and hand orientation for grasping when distal deficits are present.

7.2 Introduction

The ability to reach and grasp is a necessary component of many daily-life functional tasks. A major variable affecting hand transport is the final hand posture or orientation required for grasping and is related to comfortable end postures (c.f., Rosenbaum et al. 1996, 2001). Despite the large number degrees of freedom (DFs) of the upper limb, the final posture of the arm and hand is remarkably stable for a given object orientation (Desmurget and Prablanc 1997) and location (Gréa et al. 2000). For prehension, aside from the transport of the hand to the target, two other components have to be controlled: the hand orientation component permitting the alignment of the finger-thumb opposition axis with that of the object (Gentilucci et al. 1991, 1996; Paulignan et al. 1997), and the grasp component consisting of the selection and control of the finger grip aperture according to the size and the shape of the object (Jeannerod 1984; Paulignan and Jeannerod 1996). Based on the traditional visuomotor channels hypothesis, transport, orientation and grasping components are planned separately but coordinated in time (Jeannerod 1984; Hoff and Arbib 1993). In this view, there is a clear separation between the control of proximal joints associated with hand transport and of distal joints related to hand orientation and grasping. Visual information about extrinsic and intrinsic properties of the object is used to control respectively the proximal musculature to place the hand in the correct spatial location and the distal forearm and hand musculature to orient the hand and fingers. However studies showing that unexpected changes in object location (Paulignan et al. 1991) or distance (Jakobson and Goodale 1991; Chieffi and Gentilucci 1993) can affect grip size and that changes in object size can affect hand transport (Castiello et al. 1998) have questioned the idea of separate control channels. Indeed, it has been suggested that hand transport and orientation are controlled together (Desmurget et al. 1996) and that they vary with reaching direction (Roby-Brami et al. 2000). This is supported by findings that scaling of joint rotation to movement distance or direction is shared among most DFs of the arm (Roby-Brami et al. 2003a).

After stroke and consequent hemiparesis affecting the upper limb, the ability to produce functional arm and hand movements is impaired (Wade et al. 1983). In order to compensate the upper limb impairment, participants with hemiparesis can use alternative strategies to improve functional arm and hand use. For example, when the active range of arm motion is decreased, individuals can transport the hand to the object by using the

trunk (Roby-Brami et al. 1997, Cirstea and Levin 2000; Michaelsen et al. 2001). Studies have shown that this additional trunk recruitment is compensatory because it allows the patient to bring the hand to the target rather precisely even when active movements at the affected elbow and shoulder are restricted or impossible (Cirstea and Levin 2000; Michaelsen et al. 2001). Further evidence that the trunk plays a compensatory role in reaching stems from findings that patients who use altered strategies of trunk recruitment do not have a primary deficit in trunk control (Esparza et al. 2003) and that arm extension may be improved and trunk use diminished when appropriate interventions such as guided practice (Cirstea et al. 2003) and trunk restraint (Michaelsen et al. 2001) are applied. It has also been suggested that individuals with hemiparesis not only use compensatory trunk displacement to reach toward and place the hand in the correct spatial location but, faced with distal muscle weakness and a lack of finger control, they develop new strategies of grasping. Winding fingers around the object, sliding the hand along a surface and downward grasping are some examples of different compensatory grasping strategies (Roby-Brami et al. 1997).

The way in which the additional trunk DFs are integrated into the reaching pattern in patients with hemiparesis suggests that the CNS takes into account the biomechanical restrictions of the limb in motor planning and forms a new coordinative structure including the trunk. Coordinative structures are defined as the self-organization of functional ensembles of different DFs, in which each DF may participate in a motor task according to its potential contribution to that task (Gelfand and Tsetlin 1971; Kugler et al. 1980). Levin et al. (2002) showed that in patients with hemiparesis, trunk DFs are integrated into the reaching pattern for targets placed within the reach of the arm in a similar way as for reaches beyond the reach in healthy individuals (Wang and Stelmach 1998, 2001; Rossi et al. 2002). Thus, in addition to shoulder, arm and hand DFs, a model of reaching in patients with hemiparesis should include DFs related to movement of the trunk.

Many studies have addressed reaching deficits of the hemiparetic arm (Trombly 1992; van Vliet et al. 1995; Roby-Brami et al. 1997; 2003a,b; Michaelsen et al. 2001; Levin et al. 2002) but few have analysed the grasping component. Exceptions are Gentilucci et al. (2000) and Binkofski et al. (1998) who studied only patients without post-stroke hand deficits and Steenbergen et al. (2000) who identified grasping deficits in adolescents with hemiparesis due to cerebral palsy. Although previous studies have examined the

relationship between the direction of reaching and hand transport and orientation in adults with hemiparesis (Roby-Brami et al. 2003a), it is unknown how changes in arm transport affect the parameters of grasping in these patients. Thus, the first goal of this study was to describe parameters of grasping and the coordination of reaching and grasping in patients with different degrees of hand impairment due to a stroke. The second goal was to determine the relationships between compensatory movements of the trunk and clinical arm and hand motor impairments. We hypothesized that the compensatory trunk movements used by individuals with hemiparesis for hand transport are also used to orient the hand for grasping when distal (hand) impairments are present. Thus, the third goal of the study was to determine the role of the trunk in compensating grasping as well as reaching deficits. Preliminary data have been presented in abstract form (Michaelsen et al. 2002).

7.3 Methods

Nineteen patients (52 ± 19 yrs) with chronic hemiparesis (10 men and 9 women) and 7 neurologically healthy subjects (53 ± 24 yrs) participated in the study after signing a consent form approved by local hospital Ethics Committees. We did not study a larger number of healthy subjects since reaching and grasping parameters to stationary targets have already been well described. We included a small group however, in order to have task specific comparative data for individuals with hemiparesis. Patients had sustained a stroke of non-traumatic origin 6 to 82 months previously, mean 31 ± 22 months and had mild or moderate to severe upper limb paresis (Fugl-Meyer score $\geq 26/66$ on the upper limb subscale). All patients were able to reach and had gross prehension ability. Patients had no hemispatial neglect or apraxia and were able to understand simple instructions. Those with shoulder pain or other neurological or orthopaedic conditions affecting the performance of the task and those with elbow flexion contracture of more than 5° were excluded. No distinction was made between right- and left-sided lesions since differences in upper limb movement kinematics due to the side of damage are generally seen only when task accuracy demands are high (Pohl et al. 1997). In our study the task involved whole-hand prehension and had low accuracy demands.

Clinical evaluation

Evaluation of arm and hand motor impairments was done by a trained physical therapist using four clinical tests. Residual upper limb movements were assessed with the upper limb section of the Fugl-Meyer Scale (Fugl-Meyer et al. 1975; Berglund and Fugl-Meyer 1986). This section consists of 4 sub-items: I – arm (shoulder/elbow/forearm), II - wrist, III - hand, IV - coordination/speed and also measures the presence or absence of cutaneous sensation and proprioception. To distinguish between proximal and distal deficits, the scores of the arm, wrist and hand are presented separately. For the wrist, the test measures stability in extension, alternating flexion/extension and circumduction for a maximum wrist motor function score of 10. Patients were divided into two groups according to their scores on the wrist sub-item of the Fugl-Meyer scale. According to this classification, seven participants had no wrist impairment (FM wrist = 10; patients 1-7) and twelve had a moderate to severe wrist impairment (FM wrist \leq 9, patients 8-19). The hand section evaluates the ability to perform mass flexion, mass extension and five different grasps for a total score of 14 points. Manual dexterity was also evaluated using the Box and Blocks Test (BBT) that measures the number of 2.5 cm³ cubes transported in one minute from one side of a box to another. The test was done twice and the best score was retained for each hand (Mathiowetz et al. 1985). Grip strength was measured with a Jamar dynamometer. Finally, isometric force of the wrist extensors was measured with a hand-held dynamometer (Nicholas, MMT, Lafayette instruments – model 01160). For strength testing, the maximal value of three trials of the affected hand was expressed as a percentage of the maximal force produced for the same movement by the contralateral hand. Demographic data and individual scores on upper limb motor function tests including age and sex norms for dominant and non-dominant hands on the BBT test, are presented in Table 1.

Table 1. Demographic data and results of clinical testing (FM, Fugl-Meyer Scale; BBT, Box and Blocks Test) for participants with hemiparesis. BBT values show age and sex norms for the dominant/non-dominant or non-dominant/dominant hands according to the dominance of the affected hand.

S	Sex/ Age (yrs)	Time since stroke (mo)	Site of Stroke	FM Score Arm (36)	FM Score Wrist (10)	FM Score Hand (14)	BBT (Blocks/ min) (A/LA)	BBT (Age and sex norms)	Grip Strength (kgF) (A/LA)	Wrist Extension Strength (kgF) (A/LA)
1	F 34	6	R MCA, ischemic	36	10	14	43/63	80/85	9.5/32	11.1/15.3
2	F 39	6	L MCA, ischemic	36	10	14	38/65	85/83	19/31	8.4/17.5
3	M 60	7	L MCA, ischemic	34	10	14	35/61	71/70	14/50	2.7/15.7
4	F 49	43	L parietal/ sub-cortical ischemic	30	10	14	43/72	82/78	14/30	3.2/11.2
5	M 67	32	L MCA, ischemic	29	10	14	31/43	68/67	13/38	8.6/14.5
*6	F 79	32	L CVA	18	10	13	29/58	65/64	6.5/20	2.2/16.2
*7	M 72	14	R CVA	17	10	7	0/38	63/64	14/42	3.2/14.6
*8	F 25	19	L parietal, hemorrhagic	16	9	12	19/58	86/81	nt	2.0/14.3
9	F 69	82	L CVA	30	9	11	34/59	72/71	5/22	3.4/8.4
10	M 60	15	L temporo parietal	25	9	6	0/59	70/71	0/26	3.0/9.0
11	F 62	11	L CVA	24	8	14	6/74	76/74	10/21	4.1/11.5
12	M 68	20	R CVA	16	8	12	10/41	67/68	7/33	4.8/12.7
13	F 23	26	L MCA, ischemic	31	7	6	5/76	88/83	11/26	5.1/9.4
14	M 74	48	L temporal, ischemic	24	4	14	24/53	66/64	19/35	7.4/12.6
15	M 61	10	L thalamus, cortical / sub-cortical	15	5	8	0/41	71/70	2/28	3.5/15.5
*16	M 20	40	R AVM, parieto-occipital, hemorrhagic	12	4	4	6/66	86/88	7/42	0/10.7
17	M 57	58	R internal capsule, ischemic	25	0	3	0/60	74/75	8/34	0/13.7
*18	M 53	51	L CVA	22	0	2	0/62	79/77	3/50	0/18.5
*19	F 23	64	L AVM, parietal and sub-cortical hemorrhagic	22	0	0	0/50	88/83	6/28	3.0/8.3
$\bar{x} \pm$	52 ± 1						$17 \pm 17 /$		$9.0 \pm 0.5 /$	$4.0 \pm 3.0 /$
sd	9						58 ± 11		33.0 ± 9.0	13.1 ± 3.1

R = right; L = left; A = affected arm; LA = less-affected arm; nt = not tested; CVA = cerebrovascular accident;

MCA = middle cerebral artery; AVM = arteriovenous malformation; * participants who made reaches to Target 1 only

Reach-to-grasp task

Reach-to-grasp movements were made from the sitting position to two targets placed in front of the participant. The trunk was not restrained. The participant's hip and knee joints were flexed to 90° with the feet supported on the floor. Reaching and grasping were done with the affected upper limb of participants with hemiparesis and with the dominant limb of healthy participants. At the start of the task, the reaching arm was resting on a support placed on a table so that the shoulder was in $\sim 10^\circ$ extension and $\sim 20^\circ$ abduction (where 0° for each direction is defined as the arm positioned vertically beside the body), the elbow was flexed to $\sim 70^\circ$ (where the fully outstretched position is 180°), the forearm was pronated and the wrist was in the neutral position between flexion and extension (Fig. 1A). The contralateral arm rested alongside the body. Reaching and grasping were recorded to an object (35 mm diameter by 95 mm height) placed at two different locations. Target one (T1) was placed directly in the midline of the body and Target two (T2) was positioned at the same distance as T1 but was displaced by 45° lateral to the midline towards the ipsilateral side (Fig. 1B). Both targets were placed within a comfortable range for grasping. This was determined for each subject according to the length of their arm when the elbow was in full extension (180°) and the hand comfortably grasped the cylinder (about 90% arm's length, see Mark et al. 1997). Movements were made with full vision. The task was to reach and grasp the cylinder with the whole hand in response to an auditory signal at a self-selected speed and to hold the hand in the final position (without lifting or displacing the object) until a sound signalled the end of the trial. Blocks of 10 trials were recorded for each target location and counterbalanced across subjects.

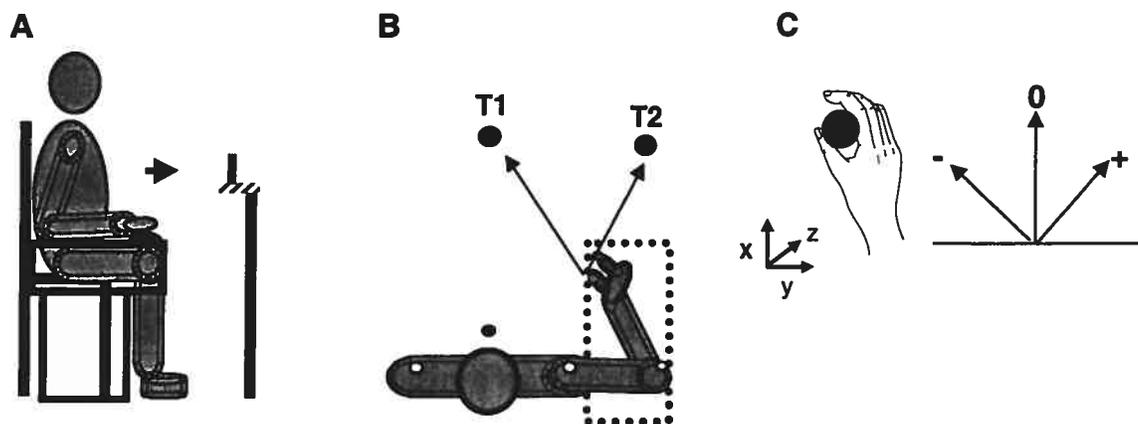


Figure 1. A,B) Experimental set up. Seated individuals reached towards a target placed at arm's length in the midline (T1) or in the ipsilateral workspace (T2). C) Use of Euler angles to measure hand orientation. XYZ indicate the reference frame of the sensor fixed on the back of the hand. The x axis is aligned with the middle of the third metacarpal bone. Orientation in space is measured by three ordered rotations: azimuth, elevation and roll are rotations around the z, y and x axis respectively. Positive values are clockwise.

Data acquisition and analysis

Kinematic data from the hand, arm and trunk were recorded by an optical motion analysis system (Optotrak 3010, Northern Digital, Waterloo) for 2 to 5 seconds at 120 Hz. Eight infrared emitting diodes (IREDs) were placed on bony landmarks of the hand, arm and trunk: 1) distal phalanx of the index – lateral to the nail, 2) distal phalanx of the thumb medial to the nail, 3) head of the first metacarpal bone, 4) radial styloid process, 5) lateral epicondyle, 6) homolateral acromion process, 7) contralateral acromion process, 8) middle of the sternum.

In addition, the hand orientation was recorded by a Fastrack™ Polhemus System, in order to obtain rotational data in three planes. This system uses electromagnetic fields generated by a transmitter of a remote sensor with a 60 Hz recording frequency. The electromagnetic sensor was placed on the dorsum of the hand with the main axis along the middle part of the third metacarpal bone.

To determine the duration (MT) of the whole movement (reaching and grasping), we used the tangential velocity of the wrist marker computed from the magnitude of the

velocity vector obtained by numerical differentiation of the x, y, and z positions. The beginning and end of movement were defined as the times at which the tangential velocity rose above or fell and remained below respectively, 5% of the peak tangential velocity of the marker.

Angular displacement of the wrist was determined by computing the angle between the vectors joining the head of the first metacarpal bone and the radial styloid markers, and the radial styloid and lateral epicondyle markers (where 0° corresponds to a straight line - neutral position). For the elbow displacement, the angle was formed by the vector joining the radial styloid and lateral epicondyle markers and the vector joining the lateral epicondyle and homolateral acromion markers. Shoulder flexion/extension was calculated as the angle between the vectors joining the elbow and ipsilateral shoulder markers, and the sagittal plane through the vertical axis of the ipsilateral shoulder joint. Since the trunk moved forward during the reach, this implies that the axis moved during the task resulting in an underestimation of this angle. Shoulder horizontal adduction was defined as the angle formed by the vector between the lateral epicondyle and the homolateral acromion markers and that between the vector joining the two acromion markers projected on the horizontal plane. Trunk rotation was determined by the angle between the vector joining the two shoulders (from the acromion markers) and the frontal axis in the horizontal plane (where 0° corresponds to a straight line - neutral position). Ranges of motion were calculated for each trial as the difference between the beginning and end of movement.

Hand orientation was defined by Euler angles as follows: hand *azimuth* is the orientation of the hand in the horizontal plane, *elevation* is an upward-downward angle in the vertical plane and *roll* is a rotation around the longitudinal axis of the hand. Positive values of hand azimuth are in the clockwise direction where 0 is defined as the sagittal axis (Fig 1C). For hand orientation, values of azimuth, roll and elevation were calculated at the end of the movement. Grip aperture was calculated as the 3D distance (x, y, z coordinates) in mm between the markers on the index finger and thumb.

The spatial coordination between the transport and grasp components was analysed by computing the time to peak velocity of the wrist marker (TPV), the time to maximal hand aperture (TMA) and the hand closure distance. The latter was expressed as the distance in mm from the beginning of grip closure (at peak hand aperture) until the maximal closure coinciding with grasping. Temporal coordination was expressed as

the delay in ms between absolute values of TPV and TMA (TPV-TMA delay). Each variable was expressed as a percentage of MT.

Statistical Analysis

For our first goal, we determined the grasping strategies used by individuals with hemiparesis by comparing the average values of the grasping parameters (wrist angle; hand orientation: roll, elevation, azimuth; maximal grip aperture; and hand closure distance) for movements made to T1 and T2: (1) in the same group of subjects and (2) between the two groups of subjects with 2-factor (target, group) ANOVAs. To determine the temporal coordination between hand transport and grasping, the same statistical comparisons were made for the timing of critical components of the transport phase (TPV), the grasping phase (TMA) and the delay between them (TMA-TPV).

For our second goal, to determine the relationships between compensatory trunk movements and hand and arm motor impairments, Pearson Product Moment correlations were calculated between clinical status indicators (Fugl-Meyer scores, dexterity (BBT), grip strength and wrist extension strength) and mean-by-subject values of kinematic parameters (hand orientation (elevation, azimuth, roll), wrist extension angle, trunk anterior displacement and trunk rotation).

For the third goal, to determine the role of the trunk in compensating grasping, we used simple regression analysis between trunk displacement and hand orientation (azimuth) on a trial-by-trial basis. The correlation (r) and the slope of the regressions were used to estimate the strength of the relationships. To address the related question of the role of the trunk for compensating both grasping and reaching, we used multiple regression analysis in which the dependent variable was trunk displacement and the independent variables were the spatial kinematic parameters of transport and grasp (joint angles and hand orientation). Regression analyses were performed separately on data from healthy subjects, participants with hemiparesis without wrist control deficits (patients 1-7) and those with wrist control deficits (patients 8-19).

When homogeneity of variance requirements (Levene's test) were not met, non-parametric statistics were substituted (Kruskal-Wallis ANOVA). Initial p values of < 0.05 were used for all tests.

7.4 Results

Distal deficits ranged from mild to severe and, in some patients, the impairment was different in the wrist and hand. For example, two patients (patients 11 and 14) had normal motor scores for the hand but lower scores for the wrist. Inversely, patient 7 had normal wrist control and a marked impairment of the hand. Even those patients classified as having normal motor function at the wrist and hand according to the clinical scale (patients 1-5) had deficits in dexterity, grip strength and wrist extension strength. For example, wrist extension strength on the affected side was only $31\% \pm 21$ (range 0 – 73%) of the strength of the contralateral side. Despite this distal weakness, all patients were able to reach and grasp the cylinder when it was placed in the midline (T1). However, a sub-group of patients ($n = 6$) who could reach T1 were not able to reach and grasp the object when it was placed in the ipsilateral workspace (T2). This inability was not explained by distal deficits since 3 of these 6 patients had good distal recovery (patients 6, 7 and 8). Figure 2 shows the body configurations required for successful reaching of T1 and T2 in healthy subjects (left side of panels). Those patients who were unable to grasp T2 could not attain the body configuration of shoulder abduction combined with elbow extension (compare right to middle panels for who could reach T2 (Table 2). Consequently, comparisons of kinematic data *between* targets were done only on the subgroup of patients ($n = 13$) who could reach and grasp both targets.

Table 2. Kinematic and hand orientation data of reaching and grasping movements to two targets (T1, T2) placed at different locations. Values are given for the end of movement. ^aData for the subgroup of patients with hemiparesis who were only able to reach and grasp T1 are shown separately.

		T1 (n=7)	T2 (n=7)
Healthy			
Wrist extension (deg)		37 (9)	39 (6)
Elbow extension (deg)		67 (08)	71 (06)
Shoulder horizontal adduction (deg)		82 (11)	62 (11)
Hand orientation (deg):			
Roll		75 (9)	78 (9)
Elevation		7 (4)	8 (4)
Azimuth		-11 (3)	21 (5) †
Movement time (s)		1.24 (0.39)	1.14 (0.31)
Wrist peak velocity (mm/s)		887 (154)	813 (185) †
TPV (s)		0.35 (0.05)	0.30 (0.03) †
Hand maximal aperture (mm)		84 (10)	81 (10)
TMA (s)		0.58 (0.07)	0.47 (0.08) †
Trunk displacement (mm)		37 (15)	16 (4)
Trunk rotation (deg)		6 (4)	3 (2)
	^a T1 (n=6)	T1 (n=13)	T2 (n=13)
Hemiparetic			
Wrist extension (deg)	23 (14)	29 (9)	29 (9)
Elbow extension (deg)	24 (11)**	42 (20)*	45 (18)*
Shoulder horizontal adduction (deg)	51 (9)	68 (21)	48 (15)†
Hand orientation (deg):			
Roll	65 (26)	70 (23)	69 (22)
Elevation	-8 (21)	-1 (8)*	-6 (10)*
Azimuth	-40 (26)	-28 (17)*	-7 (20)* †
Movement time (s)	2.09 (0.45)	1.87 (0.52)*	1.96 (0.66)*
Wrist peak velocity (mm/s)	600 (140)	672 (241)*	561 (243)* †
TPV (s)	0.59 (0.16)	0.48 (0.14)*	0.41 (0.09)*
Hand maximal aperture (mm)	78 (32)	75 (24)	77 (13)
TMA (s)	1.21 (0.43)	1.01 (0.42)*	1.03 (0.58)*
Trunk displacement (mm)	320 (71)**	146 (87)*	138 (116)*
Trunk rotation (deg)	13 (3)	12 (3)*	8 (3)*

* Significant difference ($p < 0.05$) between healthy and stroke groups

** Significant difference ($p < 0.05$) between stroke subgroups

† Significant difference ($p < 0.05$) between targets (T1, T2)

TPV = Time to peak tangential velocity of the wrist

TMA = Time to maximal aperture of the hand

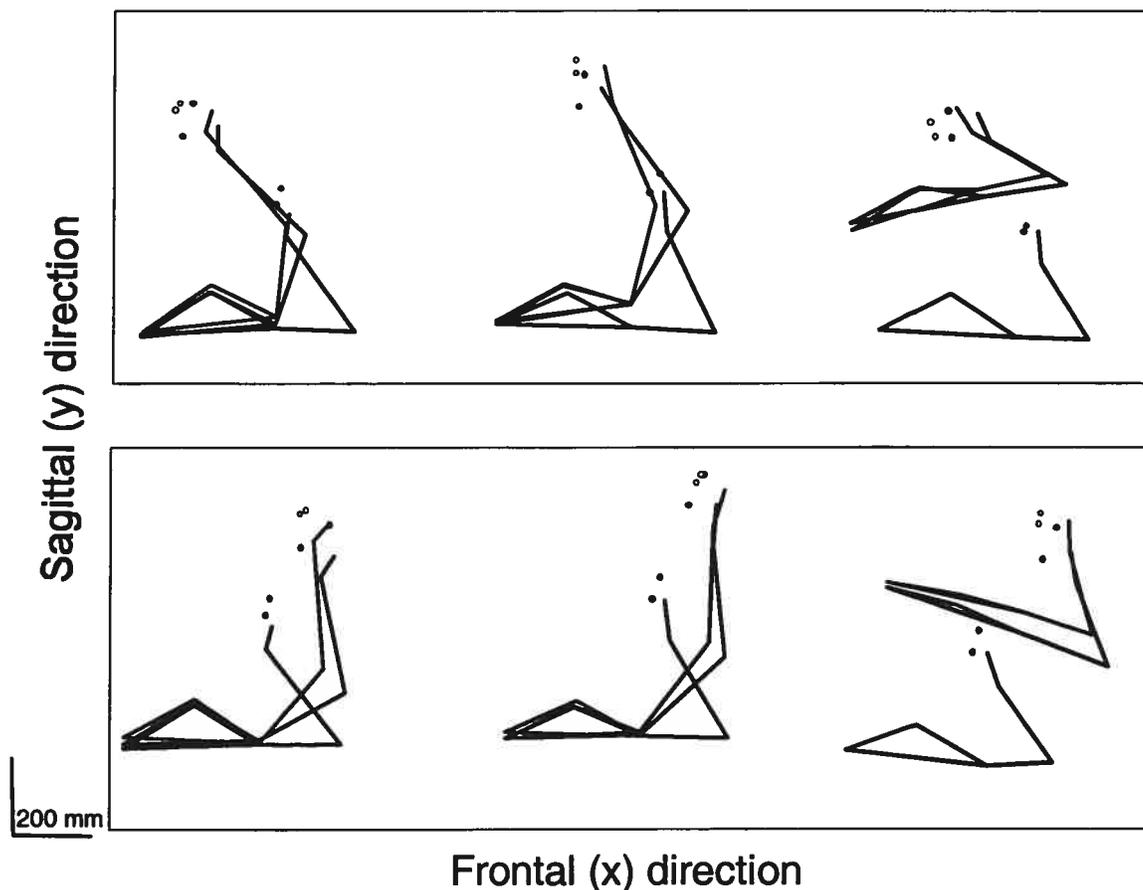


Figure 2. Stick figures for reaches to Targets 1 and 2 viewed from above (x-y plane) for a healthy individual (left) and for two participants with hemiparesis (middle, subject 3 and right, subject 11). Circles represent positions of index finger and thumb at maximal grip aperture (filled circles) and at the time of grasping (open circles). Trunk, arm and hand configurations are shown at the initial position (dotted lines), at maximal grip aperture (dashed lines) and at the end of the reach (solid lines).

Description of grasping strategies used by individuals with hemiparesis

Just prior to grasping at the end of the reach, the wrist of participants with hemiparesis was in a less extended position (by approximately 10°) compared to the healthy subjects for both targets (group main effect $F_{1,18} = 4.58$ $p = 0.046$; Table 2). The parameters of roll, elevation and azimuth described the orientation of the hand. From an initial palm down posture, hand roll increased as the movement progressed in the sagittal direction for both groups (Fig. 3A). For healthy subjects, as the hand reached

forward, it began to rotate upward and reached $75^\circ \pm 9^\circ$ at the end of the movement (Table 2). For participants with hemiparesis, the values were similar to those of healthy subjects ($70^\circ \pm 23^\circ$; $p > 0.05$). Similar values for roll were obtained for reaches to T2 with no differences between targets or groups. However, individuals with hemiparesis oriented their hand more downward with respect to the horizontal plane (less elevation) for both targets at the end of the reach just prior to grasping compared to healthy subjects (Table 2; $F_{1,18} = 19.27$ $p = 0.0004$).

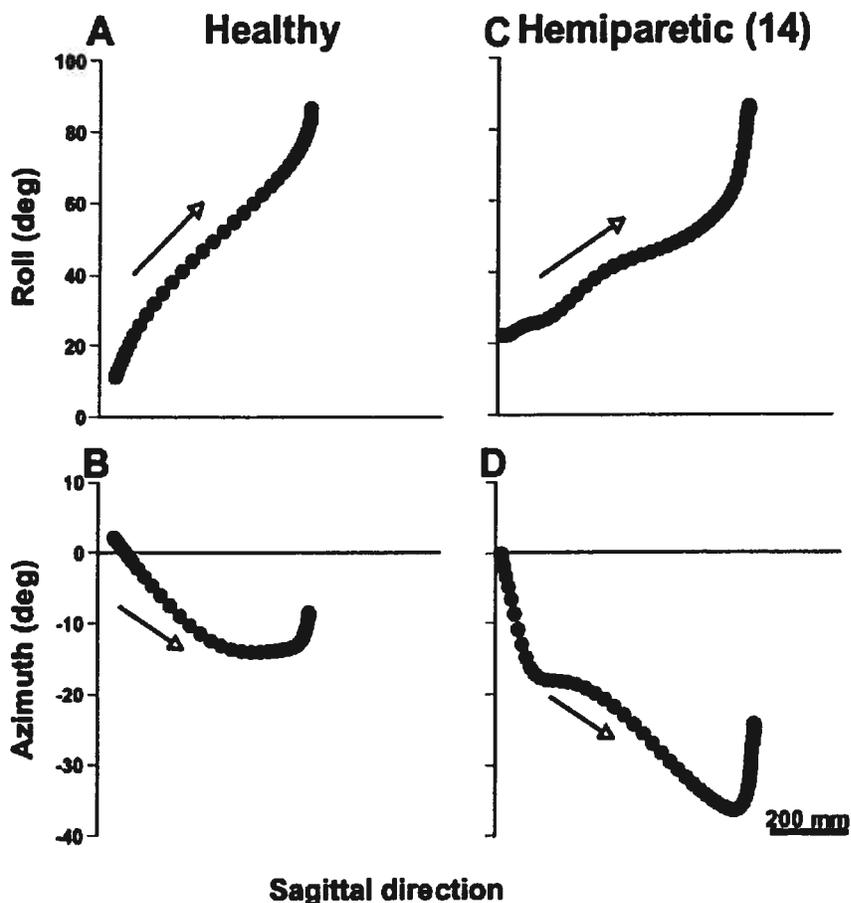


Figure 3. Examples of mean hand roll (A,C) and azimuth (B,D) during a reaching movement toward Target 1 in one healthy subject (A,B) and one participant with hemiparesis (C,D; subject 14). Arrows show the direction of movement.

In healthy subjects, hand azimuth was negative (i.e. the main axis of the hand was slightly oriented toward the left) for T1 (Fig. 3B) and positive for T2 (not shown). In participants with hemiparesis, hand azimuth was more negative (i.e. the main hand axis was oriented more frontally, Fig. 3D) for both targets compared to healthy subjects: the

difference between groups was 17° for T1 (Levene's test $p < 0.01$; $H = 4.94$ $p = 0.03$) and 28° for T2 (Levene's test $p < 0.05$; $H = 8.85$ $p = 0.003$). For both groups, the mean hand azimuth changed with the direction of the movement (toward T1 or T2, $p = 0.0001$).

Temporal coordination between reaching and grasping

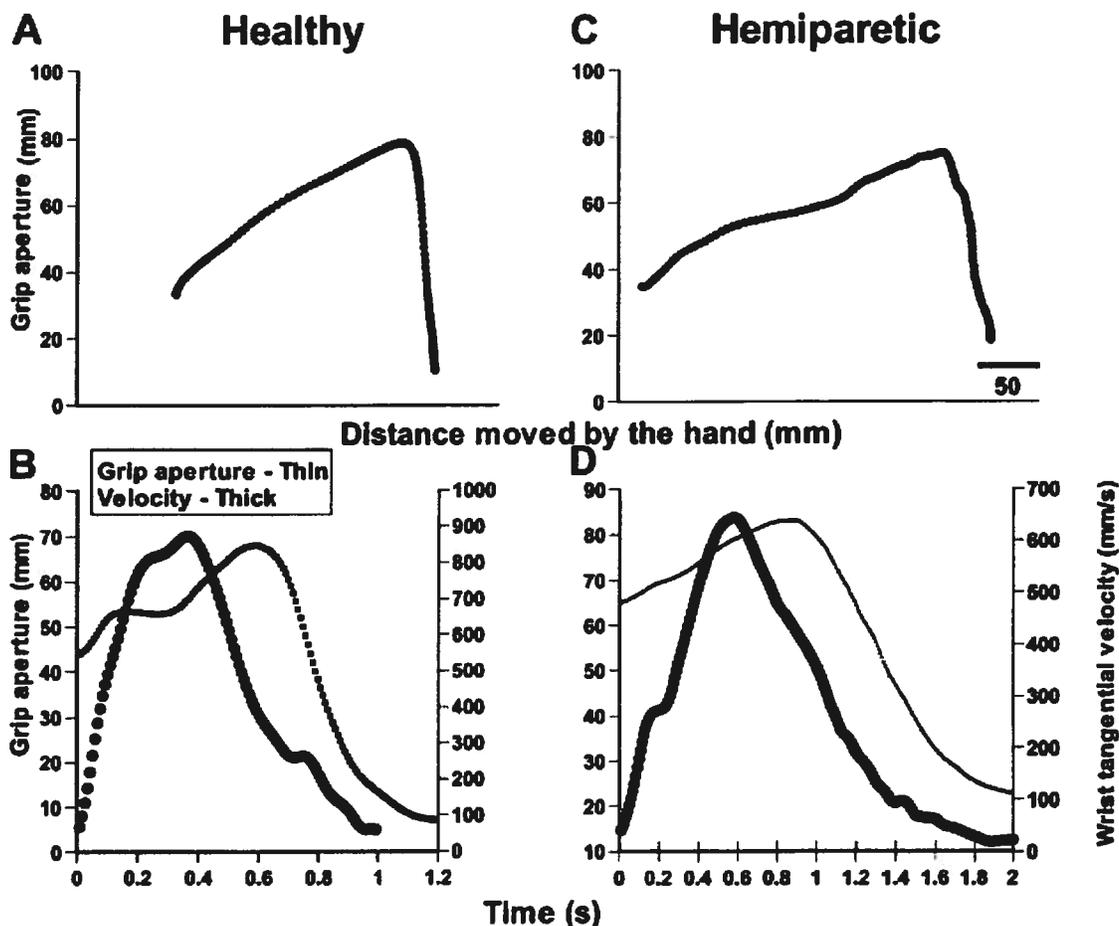


Figure 4. Examples of mean prehension movements made by a representative healthy subject (A,B) and a participant with hemiparesis (C,D, subject 12). A) The spatial relationship between transport (forward distance moved by the hand) and grasp (aperture or distance between thumb and index markers). B) Grip aperture (thin lines) and wrist tangential velocity profiles (thick lines). Note the double labelling in B and D.

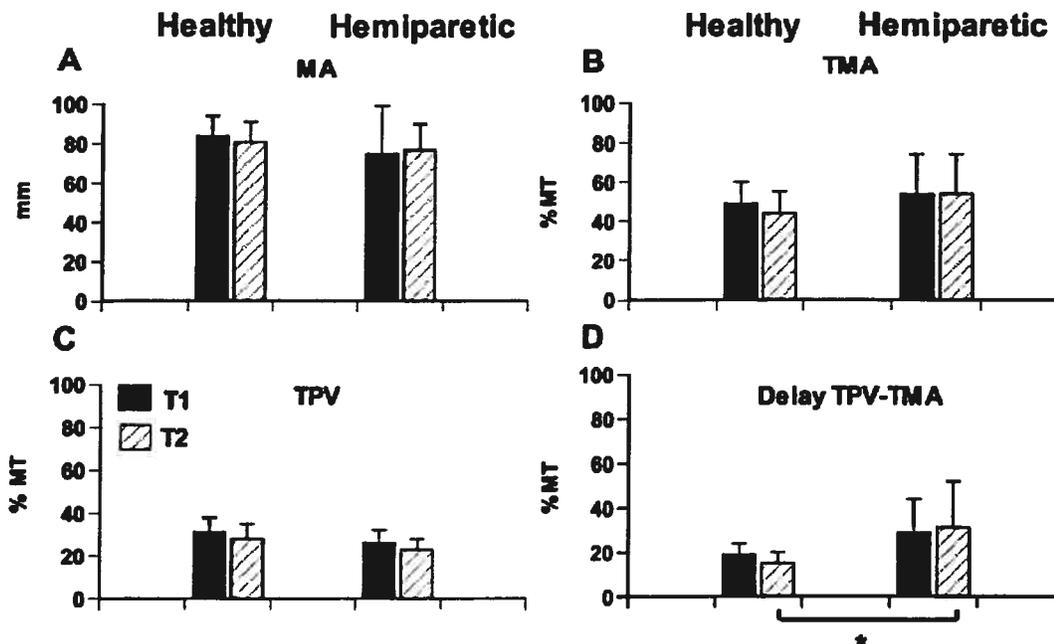


Figure 5. Group mean (SD) values of A) maximal grip aperture (MA), B) time to maximal grip aperture (TMA), C) time to peak velocity (TPV), and D) delay between TPV and TMA. Values in B, C and D are expressed as percentages of the movement time (MT) for reach-to-grasp movements made to Target 1 (solid bars; T1), and Target 2 (hatched bars; T2), in healthy subjects and in participants with hemiparesis due to stroke. The asterisk below the horizontal bar indicates a significant difference at the $p < 0.05$ level.

In all healthy subjects and most participants with hemiparesis, the grip aperture typically increased progressively to a maximum as the hand moved forward in the sagittal plane and then decreased as the hand approached the target (Fig. 4 A,C). The maximal grip aperture (MA) and the time to maximal grip aperture (TMA), expressed as percentages of the MT, were not different between groups ($p > 0.05$; Fig. 5 A,B) and MA occurred during the deceleration phase of the wrist movement (Fig. 4 B,D). Similarly, hand closure distance did not differ between groups (50 ± 52 mm for healthy subjects and 49 ± 35 mm for participants with hemiparesis; $p > 0.05$). However, two patients (8 and 17) kept the grip aperture almost constant during the hand transport phase, and two patients (10 and 19) who had a larger than average grip aperture, suddenly opened the hand at the end of the transport phase.

The temporal delays between TPV and TMA expressed as a percentage of MT were not significantly different between groups for movements to T1. These delays however were significantly longer (by 14%) for reaches to T2 by the patient group (Levene's test $p = 0.02$; $H = 3.77$ $p = 0.05$; Fig. 5D).

Trunk movement and relationship to arm and hand motor impairment

	FM Score (Arm)	FM Score (Wrist)	FM Score (Hand)	Wrist extension strength %	BBT %
<i>T1 (n=19)</i>					
Elevation			0.46*		
Azimuth		0.75**	0.63**		0.57*
Wrist extension		0.46*	0.54*		
Trunk displacement	-0.76**		-0.46*	-0.50*	-0.56*
Trunk rotation					
<i>T2 (n=13)</i>					
Elevation					
Azimuth	0.68*	0.80**	0.65*		0.67*
Wrist extension					
Trunk displacement					
Trunk rotation	-0.71**	-0.74**	-0.71*		-0.74*

FM = Fugl-Meyer score; BBT = Box and Blocks Test; ** $p < 0.005$; * $p < 0.05$

Table 3. Pearson Product Moment correlations between clinical scores and kinematic variables for reaches to Target 1 (T1) and Target 2 (T2). Only significant correlations are indicated. Grip strength and roll are not shown since no significant relationships were found with these variables.

In general, individuals with hemiparesis used greater trunk displacement to reach T1 (Levene's test $p = 0.004$; $H = 10.81$ $p = 0.001$) and T2 (Levene's test $p = 0.02$; $H = 12.77$ $p = 0.0004$) and greater trunk rotation for each target (ANOVA, $F_{1,18} = 17.87$ $p = 0.0005$) compared to healthy subjects (Table 2, Fig. 2). Trunk displacement and rotation correlated differently with motor impairments based on Fugl-Meyer scores according to the direction of the target (Table 3). For T1, while there were no correlations between the severity of the clinical impairment and the amount of trunk

rotation, the greater the impairment (lower Fugl-Meyer scores), the greater the trunk anterior displacement. For T2, individuals with greater upper limb impairment used more trunk rotation but not trunk anterior displacement.

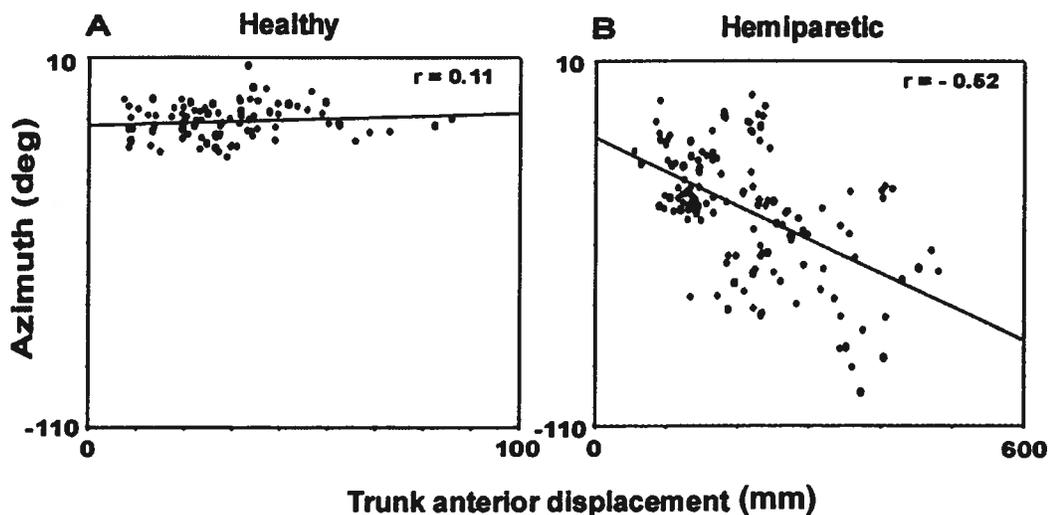


Figure 6. Linear regression between hand azimuth and trunk anterior displacement for reaches to Target 1 in healthy subjects (A) and in patients with wrist motor deficits (B) (patients 8-19, Table 1; $n=12$). R value was significant only for subjects with hemiparesis. Note difference in abscissae scaling in A and B.

Relationship between trunk movement and hand orientation as a function of wrist impairment

In healthy subjects, there were no correlations between trunk displacement or rotation and hand orientation for either T1 or T2 respectively. For example, the correlation between trunk movement and hand azimuth was $r = 0.11$, slope = 0.04 for T1 (Fig. 6A) and $r = 0.08$, slope = 0.24 for T2 (not shown). In individuals with hemiparesis, since trunk movement correlated differently with arm impairment severity for reaches to each target (Table 3), we only examined the relationship between trunk displacement for reaches to T1 and trunk rotation for reaches to T2. This was done separately for individuals with and without wrist control deficits. For T1, trunk

displacement was related more strongly to azimuth in individuals with wrist deficits ($r = -0.52$, Fig. 6B) than in those without ($r = 0.21$, $p < 0.05$) and this relationship was negative (with deficits, slope = -0.11 ; without deficits, slope = 0.02). For T2, again only in patients with wrist deficits, a significant relationship was found between trunk rotation and hand azimuth ($r = -0.45$, $p < 0.001$, slope = -2.86) but not in those without ($r = 0.11$, n.s., slope = 0.08).

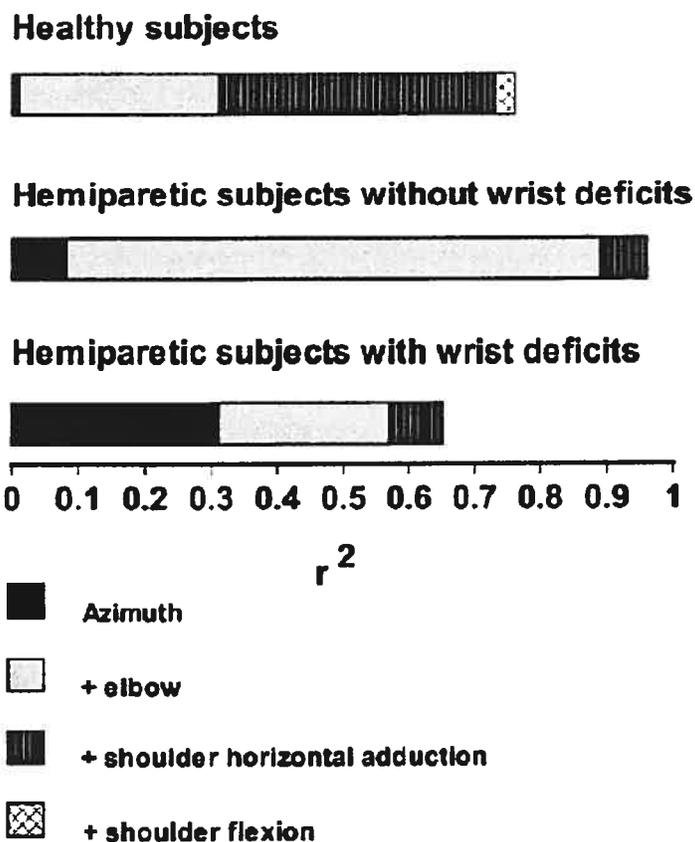


Figure 7. Results of multiple regression analysis between trunk movement (independent variable) and hand azimuth, elbow extension, shoulder horizontal adduction and shoulder flexion (dependent variables). Horizontal bars describe the contribution of each degree of freedom to the total variance in the model for each group of subjects.

Once establishing that trunk movement varied with hand orientation, we were interested in finding out whether the trunk movement was used both to compensate the reaching and grasping deficits together. Multiple regression analysis was used to describe the relationship between variables related to reaching (elbow extension, shoulder horizontal adduction, shoulder flexion) and grasping (azimuth) with trunk movement. In healthy participants and participants without wrist control deficits,

azimuth alone accounted for a small percentage of the total variance of the model (< 10 %) while most of the variance could be explained by proximal arm movements (shoulder and elbow movements in healthy subjects and primarily elbow movements in patients without wrist motor deficits; Fig. 7). In contrast, deficits in active range of both distal ($r^2 = 0.31$) and proximal joints explained most of the variance of the model in the participants with wrist motor deficits (Fig 7).

7.5 Discussion

Our results show that during goal-directed reaching, individuals with hemiparesis orient the hand more frontally for grasping and use more trunk anterior displacement and rotation to transport the hand to the target compared to healthy subjects. Although this has been shown previously (Roby-Brami et al. 1997; 2003a,b; Michaelsen et al. 2001; Levin et al. 2002), a new finding is that despite the changed pattern of joint and segment recruitment, those patients who were able to grasp in our study preserved the major characteristics of reaching and grasping such as grip aperture size, the temporal coordination between hand transport and aperture formation and the relative timing of grip aperture (at least for the midline target). Despite the fact that the hand was oriented more frontally for grasping (see also Roby-Brami et al. 1997; 2003a) the ability to modify the hand orientation according to the reaching direction was also preserved. Furthermore, hand azimuth changed while wrist extension remained unchanged for reaches to both targets suggesting that other degrees of freedom may have also contributed to hand orientation.

Changes in reaching direction affect the orientation of both proximal and distal arm segments or joints (Desmurget and Prablanc 1997; Roby-Brami et al. 2000; 2003a). Our finding that, in patients, trunk movement was significantly inversely correlated with the hand azimuth suggests that movements of the trunk contributed to hand orientation and that individuals with more severe hemiparesis (less elbow and wrist extension) made more use of this compensatory strategy (Table 3; Fig. 2 and 6). Indeed, multiple regression analysis revealed that in individuals without distal motor deficits, increased trunk recruitment was correlated with proximal arm movements while in patients with distal motor deficits, trunk recruitment was correlated with *both* proximal and distal arm movements (Fig. 7). Based on this analysis, we propose that the damaged nervous system solves the motor deficit problem by recruitment of trunk DFs,

in order to both transport the hand to the target and to achieve a functional hand orientation for grasping when distal impairments are present (Fig. 6 and 7).

Previous studies have suggested that the increased trunk recruitment for reaching in patients with hemiparesis is compensatory and not, in itself, a direct consequence of the lesion (see Introduction). It is possible that the increased trunk recruitment was due to greater task difficulty when the reaching task also had a grasping component as has been shown in healthy subjects (Mackey et al. 2000). In contrast, other studies have shown that in high accuracy tasks, the trunk may be involved in the transport phase of the reach and not in accuracy control related to the hand (Saling et al. 1996; Seidler and Stelmach 2000). Thus, the role of the trunk in tasks with high accuracy demands is controversial.

It is also possible that movement speed may affect trunk recruitment. However, in healthy subjects, Seidler and Stelmach (2000) showed that trunk displacement was not related to arm movement speed or temporal constraints imposed on a reaching and grasping task. Although the speed of reaching and grasping was not systematically varied in our study, it seems unlikely that speed was a factor related to trunk recruitment.

Functional synergies

The relative preservation of the coordination between the different components of reaching and grasping after a stroke can be explained by the concept of functional synergy. Many studies have shown that there are a redundant number of degrees of freedom to produce any given movement (Bernstein 1967; Feldman and Levin 1995; Latash and Anson 1996). However the optimization of coordination can emerge naturally from task demands (Turvey et al. 1978). In healthy subjects during reaching, movements of the arm and trunk are co-ordinated together. For example, when pointing movements are made to targets placed beyond the arm's reach involving trunk displacement, the influence of the trunk movement on the hand trajectory is actively neutralized in the early parts of the reach by compensatory rotations in the arm joints. In a study by Rossi et al. (2002), trunk displacement only made a substantive contribution to hand transport towards the end of the reach. For a similar reaching task, the contributions of trunk movement to hand transport were significantly greater throughout the reach in participants with hemiparesis (Fig 5, 6 in Levin et al. 2002). These results show that in participants with hemiparesis, the trunk is implicated in hand

transport at an earlier phase of the reach when compared to healthy subjects and support the idea that the CNS chooses specific combinations of DFs for performance of a behaviour in a task-specific way (the formation of coordinative structures; Kugler et al. 1980). In this formulation, in the presence of motor deficits, additional movement components are added to form a new coordinative structure to achieve the functional goal. In participants with hemiparesis, the constraints imposed on reaching by deficits in proximal joints (shoulder and elbow) and on grasping by deficits in distal joints (wrist and hand), leads to the addition of the trunk into the coordinative structure for both reaching and grasping. The correlational data between trunk movement and hand orientation obtained in our study provides additional evidence for the involvement of the trunk in a new coordinative structure for reaching and grasping following stroke. It should be pointed out, however, that this conclusion is based on only correlational data of end-state positions of the trunk, arm and hand. Confirmation of the hypothesis should be done in which the dynamic relationship between trunk and proximal and distal arm displacements are examined during the course of the movement. Additional confirmation could also be obtained by comparing trunk use during reaches with and without a grasping component.

Cortical control of reaching and grasping

We investigated the kinematics of a reach-to-grasp movement without special regard to the consequences of differences in lesion site. Many cortical and sub-cortical regions may be involved in the control and performance of grasping. Pathways that control motoneurons of proximal trunk and distal hand muscles are anatomically segregated (Lawrence and Kuypers, 1968). Also, reaching and grasping movements may be differently controlled by the corticospinal system (Lemon et al. 1995) as well as by separate cortical areas such as the posterior parietal area (reaching neurons, Kalaska et al. 1997), area 6 (prehension neurons, Rizzolatti et al. 1988) and the anterior intraparietal area (object size, shape and orientation, Sakata et al. 1999; Murata et al. 2000).

Frontal areas (primary motor cortex, supplementary motor area and premotor area) contribute directly to the control of hand movements (Colebatch et al. 1991). More recently the role of the posterior parietal area in grasping has also been described (Matsumura et al. 1996; Chapman et al. 2002; Binkofski et al. 1998; Luaute et al. 2002). In case studies of patients with bilateral posterior parietal lesions, isolated

grasping deficits can be present (Jeannerod et al. 1994) or not (Gréa et al. 2002) when grasping a stationary object. Specific lesions involving the anterior portion of the intraparietal sulcus in the posterior parietal cortex can affect grip aperture formation in the absence of paresis (Binkofski et al. 1998). In our patient group, lesion sites were not homogeneous and clear relationships between the lesion sites and clinical impairments were not seen. Patients with middle cerebral artery lesions that normally affect upper limb motor areas had good distal recovery (for example patients 1, 2, 3 and 5). The degree and distribution of distal impairments were variable. Results of clinical tests showed for example that patients 11, 12 and 14 had high scores for hand control despite a low degree of wrist control. The heterogeneity of the distribution of motor deficits in the arm, wrist and hand made it difficult to relate lesion types to functional deficits.

Even though participants with hemiparesis had a large range of impairments (scores of 26 to 66 on the Fugl-Meyer upper limb scale), those with more severe impairment could not participate in this study since grasping was not possible at all. The number of patients who recover functional hand use is small (Lai et al. 2002). In this study, to be able to include a larger number of patients, we chose a task that was relatively easily done with whole hand grasping and did not require lifting the object. Tasks requiring precision grasping and lifting may reveal other compensatory strategies to preserve grip and load forces (Steenbergen et al. 1998).

Acknowledgements

The authors wish to thank Jill Tarasuk, Philippe Archambault, Ruth Dannenbaum-Katz and Sheila Schneiberg for their valuable contributions to this work. Financial support for SMM was provided by the Physiotherapy Foundation of Canada, Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation de la Région de Montréal (CRIR) and CAPES-Brazil. Research support was also provided by the Heart and Stroke Foundation of Canada and by collaborative grants to MFL and ARB from the Fonds de la Recherche en Santé du Québec (FRSQ) and INSERM-MRC.

7.6 References

- Berglund K, Fugl-Meyer AR (1986) Upper extremity function in hemiplegia. A cross validation study of two assessment methods. *Scand J Rehabil Med* 18:155-157
- Bernstein NA (1967) *The Co-ordination and Regulation of Movements*. Oxford: Pergamon Press.
- Binkofski F, Dohle C, Posse S, Stephan KM, Hefter H, Seitz RJ, Freund H-J (1998) Human anterior intraparietal area subserves prehension. A combined lesion and functional MRI activation study. *Neurology* 50:1253-1259
- Castiello U, Bennett K, Chambers H (1998) Reach to grasp: the response to a simultaneous perturbation of object position and size. *Exp Brain Res* 120:31-40
- Chapman H, Gavrilesco M, Wang H, Kean M, Egan G, Castiello (2002) Posterior parietal cortex control of reach-to-grasp movements in humans. *Eur J Neurosci* 15:2037-2042
- Chieffi S, Gentilucci M (1993) Coordination between the transport and the grasp components during prehension movements. *Exp Brain Res* 94:471-477
- Cirstea MC, Levin MF (2000) Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain* 123:940-953
- Cirstea MC, Ptito A, Levin MF (2003) Arm reaching improvements with short-term practice depend on the severity of the motor deficit in stroke. *Exp Brain Res* 152:476-488
- Colebatch JG, Deiber MP, Passingham RE, Friston KJ, Frackowiak RS (1991) Regional cerebral blood flow during voluntary arm and hand movements in human subjects. *J Neurophysiol* 65:1392-1401
- Desmurget M, Prablanc C (1997) Postural control of three dimensional prehension movements. *J Neurophysiol* 77:452-464
- Desmurget M, Prablanc C, Arzi M, Rossetti Y, Paulignan Y, Urquizar C (1996) Integrated control of hand transport and orientation during prehension movements. *Exp Brain Res* 110:265-278
- Esparza DY, Archambault P, Winstein CL and Levin MF (2003) Hemispheric specialization in the coordination of arm and trunk movements during pointing in patients with unilateral brain damage. *Exp Brain Res* 148:488-497.
- Feldman AG, Levin MF (1995) The origin and use of positional frames of reference in motor control. *Behav Brain Sci* 18:723-744

- Fugl-Meyer AR, Jääsko L, Leyman L, Olsson S, Steglind S (1975) The post-stroke hemiparetic patient. I. A method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehab Med* 7:13-31
- Gelfand IM, Tsetlin ML (1971) On mathematical modeling of mechanisms of central nervous system. In: Gelfand IM, Gurfinkel VS, Fomin SV, Tsetlin ML eds. *Models of the structural-functional organization of certain biological systems*. MIT Press, Boston
- Gentilucci M, Bertolani L, Benuzi F, Negrotti A, Pacesi G, Gangitano M (2000) Impaired control of an action after supplementary motor area lesion: a case study. *Neuropsychologia* 38:1398-1404
- Gentilucci M, Castiello U, Corradini ML, Scarpa M, Umiltà C, Rizzolatti G (1991) Influence of different types of grasping on the transport component of prehension movements. *Neuropsychologia* 29:361-378
- Gentilucci M, Daprati E, Gangitano M, Saetti MC, Toni I (1996) On orientating the hand to reach and grasp an object. *NeuroReport* 7:589-592
- Gréa H, Desmurget M, Prablanc C (2000) Postural invariance in three-dimensional reaching and grasping movements. *Exp Brain Res* 134:155-162
- Gréa H, Pisella L, Rossetti Y, Desmurget M, Tilikete C, Grafton S, Prablanc C, Vighetto A (2002) A lesion of the posterior parietal cortex disrupts on-line adjustments during aiming movements. *Neuropsychologia* 40:2471-2480
- Hoff B, Arbib MA (1993) Models of trajectory formation and temporal interaction of reach and grasp. *J Mot Behav* 25:175-192
- Jakobson LS, Goodale MA (1991) Factors affecting higher-order movement planning: a kinematic analysis of human prehension. *Exp Brain Res* 86:199-208
- Jeannerod M (1984) The timing of natural prehension movements. *J Mot Behav* 16:235-254
- Jeannerod M, Decety J, Michel F (1994) Impairment of grasping movements following a bilateral posterior parietal lesion. *Neuropsychologia* 32:369-380
- Kalaska JF, Scott SH, Cisek P, Sergio LE (1997) Cortical control of reaching movements. *Curr Opin Neurobiol* 7:849-59
- Kugler PN, Kelso JAS, Turvey MT (1980) On the concept of coordinative structures as dissipative structures: 1. Theoretical lines of convergence. In: Stelmach GE and Requin J eds. *Tutorials in motor behavior*. North Holland
- Lai S-M, Studenski S, Duncan PW, Perera S (2002) Persisting consequences of stroke

- measured by the stroke impact scale. *Stroke* 33:1840-1844
- Latash ML, Anson JG (1996) What are "normal movement" in atypical populations? *Behav. Brain Sci* 19:55-68
- Lawrence DG, Kuypers HG (1968) The functional organization of the motor system in the monkey. II. The effects of lesions of the descending brain-stem pathways. *Brain* 91:15-36
- Lemon RN, Johansson RS, Westling G (1995) Corticospinal control during reach, grasp, and precision lift in man. *J Neurosci* 15:6145-56
- Levin MF, Michaelsen S, Cirstea C, Roby-Brami A (2002) Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Exp Brain Res* 143:171-180
- Luaute J, Rode G, Rossetti Y, Morel C, Ferraton B, Boisson D (2002) Mode de récupération et fonctionnalité de la préhension chez l'hémiplégique vasculaire. In: Pelissier J, Benaim C, Enjalbert M eds. *La préhension et l'hémiplégie vasculaire*, Masson, Paris, 31-39.
- Mackey DC, Bertram CP, Mason AH, Marteniuk RG, CL (2000) The effect of task complexity on trunk-assisted reaching. *J Sport Exerc Psychol* 22: S73
- Mark LS, Nemeth K, Gardner D, Dainoff MJ, Paasche J, Duffi M, Grandt K (1997) Postural dynamics and preferred critical boundary for visually guided reaching. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 23:1365-1379
- Mathiowetz V, Volland G, Kashman N, Weber K (1985) Adult norms for the box and block test of manual dexterity. *Am J Occ Ther* 39:386-391
- Matsumura M, Kawashima R, Naito E, Satoh K, Takahashi T, Yanagisawa T, Fukuda H (1996) Changes in rCBF during grasping in humans examined by PET. *NeuroReport* 29:749-752
- Michaelsen SM, Luta A, Roby-Brami A, Levin MF (2001) Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients. *Stroke* 32:1875-1883
- Michaelsen SM, Roby-Brami A, McKinley P, Levin MF (2002) Compensation for distal impairments in prehension in stroke. *Society for Neuroscience Abstracts*, Orlando, November.
- Murata A, Gallese V, Luppino G, Kaseda M, Sakata H (2000) Selectivity for the shape, size, and orientation of objects for grasping in neurons of monkey parietal area AIP. *J Neurophysiol* 83:2580-601
- Paulignan Y, Frak VG, Toni I, Jeannerod M (1997) Influence of object position and size

- on human prehension movements. *Exp Brain Res* 114:226-234
- Paulignan Y, Jeannerod M (1996) The visuomotor channels hypothesis revisited. In: Wing AM, Haggard P, Flanagan JR eds. *Hand and Brain, The neurophysiology and psychology of hand movements*. Academic Press, San Diego, 265-282
- Paulignan Y, Mackenzie C, Marteniuk R, Jeannerod M (1991) Selective perturbation of visual input during prehension movements. 1. The effects of changing object position. *Exp Brain Res* 83:502-512
- Pohl PS, Winstein CJ, Onla-or S (1997) Sensory-motor control in the ipsilesional upper extremity after stroke. *NeuroRehabilitation* 9:57-69
- Rizzolatti G, Camarda R, Fogassi L, Gentilucci M, Luppino G, Matelli M (1988) Functional organization of inferior area 6 in the macaque monkey. II. Area F5 and the control of distal movements. *Exp Brain Res* 71:491-507
- Roby-Brami A, Bennis N, Jacobs S, Levin MF (2003a) Hand orientation for grasping and upper-limb joint rotation patterns in healthy subjects and hemiparetic stroke patients. *Brain Res* 969:217-229
- Roby-Brami A, Bennis N, Mokhtari M, Baraduc P (2000) Hand orientation for grasping depends on the direction of the reaching movement. *Brain Res* 869:121-129
- Roby-Brami A, Freydy A, Combeaud M, Biryukova EV, Bussel B, Levin MF (2003b) Motor compensation and recovery for reaching in stroke patients. *Acta Neurol Scand* 107:369-381
- Roby-Brami A, Fuchs S, Mokhtari M, Bussel B (1997) Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients. *Motor Control* 1:72-91
- Rosenbaum DA, Van Heugten CM, Caldwell GE (1996) From cognition to biomechanics and back: The end-state comfort effect and the middle-is-faster effect. *Acta Psychologica* 94:59-85.
- Rosenbaum DA, Meulenbroek RJ, Vaughan J, Jansen C (2001) Posture-based motion planning: Applications to grasping. *Psychol Rev* 108:709-734.
- Rossi E, Mitnitski A, Feldman AG (2002) Sequential control signals determine arm and trunk contributions to hand transport during reaching in humans. *J Physiol* 538:659-671
- Sakata H, Taira M, Kusunoki M, Murata A, Tsutsui K, Tanaka Y, Shein WN, Miyashita Y (1999) Neural representation of three-dimensional features of manipulation objects with stereopsis. *Exp Brain Res* 128:160-169
- Saling M, Stelmach GE, Mescheriakov S, Berger M (1996) Prehension with trunk

- assisted reaching. *Behav Brain Res* 80:153-160
- Seidler RD, Stelmach GE (2000) Trunk-assisted prehension: specification of body segments with imposed temporal constraints. *J Mot Behav* 32:379-389
- Steenbergen B, Hulstijn W, Lemmens IH, Meulenbroek RG (1998) The timing of prehensile movements in subjects with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 40:108-114
- Steenbergen B, van Thiel E, Hulstijn W, Meulenbroek RG (2000) The coordination of reaching and grasping in spastic hemiparesis. *Human Movement Science* 19:75-105
- Trombly CA (1992) Deficits of reaching in individuals with left hemiparesis: a pilot study. *Am J Occup Ther* 46:887-897
- Turvey MT, Shaw RE, Mace W (1978) Issues in the theory of action: degrees of freedom, coordinative structures and coalitions. In: Requin J (ed) *Attention and performance VII*. Erlbaum, Hillsdale, NJ, pp. 557-595
- van Vliet P, Sheridan M, Kerwin DG (1995) The influence of functional goals on the kinematics of reaching following stroke. *Neurol Report* 19:11-19
- Wade DT, Hower RL, Wood VA, Skilbeck CE, Ismail HM (1983) The hemiplegic arm after stroke: measurement and recovery. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 46:521-524
- Wang J, Stelmach GE. (1998) Coordination among the body segments during reach-to-grasp action involving the trunk. *Exp Brain Res*. 123:346-350
- Wang J, Stelmach GE (2001) Spatial and temporal control of trunk-assisted prehensile actions. *Exp Brain Res* 136:231-240

CHAPITRE VIII**ARTICLE 4 : Effet de l'entraînement orienté vers la tâche avec la restriction du tronc sur la récupération du bras chez les sujets ayant une hémiparésie : Un essai randomisé et contrôlé****Task-specific training with trunk restraint on arm recovery in adults with hemiparesis: A randomised controlled trial****Michaelsen S.M.^{1,2}, Dannenbaum R.¹, Levin M.F.^{1,3}**

¹Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation, Rehabilitation Institute of Montreal, 6300 Darlington, Montreal, Quebec, Canada, H3S 2J4; ²School of Rehabilitation, University of Montreal, and ³School of Physical and Occupational Therapy, McGill University

8.1 Abstract

Background and Purpose Intensive task-specific arm training improves functional outcomes after stroke. However functional gains may be accompanied by increases in compensatory movements like trunk displacement to offset arm motor impairments. While practice alone may increase compensation, restriction of trunk displacement may encourage arm movement recovery. We sought to determine whether task-related training with trunk restraint (TR) produces greater arm improvements than training without restraint (C) in chronic hemiparesis.

Methods After baseline evaluation including prehension (Optotrak), thirty patients, stratified by arm impairment level (Fugl-Meyer), were assigned to groups receiving progressive object-related reach-to-grasp training in a therapist-supervised home program (3x/wk x 5 weeks) while trunk movements were prevented or unrestrained. Blinded evaluations were repeated post-intervention and after 1 month.

Results Training with TR led to greater decrease in impairment and improvement of function compared to C. Clinical improvements were accompanied by increased elbow and shoulder movement and occurred in patients with initially more severe impairment. In these patients, TR decreased trunk movement and increased elbow extension while C increased trunk movement and tended to decrease arm joint ranges. Changes in arm function were correlated with changes in arm and trunk kinematics.

Conclusion Trunk-restraint during task-related training led to greater improvements in arm function and movement quality while gains due to training alone were accompanied by increased motor compensations. More severely impaired patients benefited most from training. Treatment should be tailored to arm impairment severity with particular attention to controlling excessive trunk movements if the goal is to improve arm movement quality.

8.2 Introduction

Post-stroke therapeutic interventions leading to improvement in functional outcomes emphasize intensive task-specific practice¹ reported to facilitate practice-induced plasticity after stroke.^{2,3} Better functional outcomes are also reported after constraint-induced therapy (CIT) compared to traditional (neurodevelopmental) therapies.⁴ CIT focuses on movement outcome rather than on quality of motor performance resulting from repetition of increasingly difficult functional tasks.⁵ However, repetitive task practice without therapist guidance may reinforce compensatory movements in some patients.⁶ On the other hand, neurodevelopmental approaches that focus on reduction of arm impairments and progress through recovery stages until more normal movements are accomplished, delay task practice in the presence of abnormal movement patterns.⁷ It is unclear whether interventions focussing on function are more effective than those stressing impairment reduction.

Trunk anterior displacement is a common compensatory movement used by patients with hemiparesis for arm transport during arm swinging⁸, reaching⁹ and for hand orientation during grasping.¹⁰ Despite widespread use of motor compensations, studies of therapeutic effectiveness focus on task accomplishments as outcome measures with less consideration of how functional gains are achieved: by recovery of lost movement elements or by increased use of compensations. Since increased compensation may potentially limit recovery of lost movement elements, it is essential to describe effective training paradigms that reduce compensations.¹¹

Recent studies in patients with chronic stroke indicate that trunk restraint can promote improvement in arm coordination patterns.¹² A single session of 60 repetitions of a reach-to-grasp task during physical trunk restraint led to better retention of newly learned arm movement patterns than practice with verbal instruction alone.¹³ What remains to be determined is whether these changes persist beyond the intervention period and may be related to decreased arm impairment and improved function. Our goal was to determine whether domiciliary task-specific training with limitation of trunk compensatory movements led to better arm recovery and function as well as to improvements in arm movement patterns compared to unrestricted training in patients with chronic hemiparesis.

8.3 Methods

Design

In this randomised controlled trial, 30 patients with chronic hemiparesis were assigned to 2 intervention groups after signing informed consent forms approved by local ethics committees. They underwent initial clinical and kinematic reach-to-grasp task evaluations (Optotrak, 120Hz). Evaluations were repeated before, after (post) and 1 month after training (follow-up) by blind evaluators. Based on initial evaluation results, patients were stratified according to arm motor impairment (Fugl-Meyer arm scores¹⁴; $FM \geq 50$ were "less severe"; $FM < 50$ were "more severe") into two subgroups. Participants were randomized to either the experimental (trunk restraint-TR) or the control (non-restraint-C) intervention group using a blocking factor to guarantee that proportions in each group were similar across strata. The TR group received training while trunk movements were prevented by shoulder belts attached to the chair back and the control group practised similar tasks with belts loosely attached. Both groups were instructed to try not to move the trunk during training.

Training

Participants received a therapist-supervised home program 3 times/week for 5 weeks (15 sessions). Training included repetitive meaningful unimanual and bimanual reach-to-grasp tasks using objects of different sizes, weights and shapes.¹⁵ In each hour-long session, repetition was done in 10-min blocks with rest in-between. In three blocks, either large or small objects were used and type of grasping varied between whole-hand or finger-tip grip. In remaining blocks, a larger object was used to promote bimanual coordination. Objects were oriented to encourage particular movements with faded knowledge of performance feedback about missing movement components. Progression consisted of increasing object weight, height, distance or number of repetitions which ranged from 40 to 60 per session.

Subjects

Over 24 months, 30 patients meeting the following inclusion criteria according to medical record review were recruited from seven Montreal-area institutions: (i)

diagnosis of non-traumatic stroke 6-48 months previously; (ii) impaired arm motor function but able to perform reach-to-grasp movement with the affected arm (\geq Stage 3 Chedoke-McMaster Scale¹⁶; (iii) aged $<$ 85; (iv) able to understand simple commands (no receptive aphasia); (v) discharged home from active rehabilitation; (vi) living in the study area. Exclusion criteria included: (i) occipital or cerebellar lesions; (ii) other neurological, neuromuscular or orthopaedic disease; (iii) perceptual, apraxic or major cognitive deficits; (iv) elbow contracture or arm pain.

Clinical assessment

All outcomes were measured using valid and reliable clinical scales. Primary clinical outcomes were the Fugl-Meyer Upper Extremity Scale (FM) and Upper Extremity Performance Test for the Elderly (TEMPA) to evaluate arm and hand impairment and function respectively. Secondary outcomes were compensatory trunk movements (Reaching Performance Scale for Stroke, RPSS), spasticity (CSI), isometric force and manual dexterity (Box and Blocks Test, BBT).

*FM*¹⁴ consists of 4 sub-items relevant to the involved upper limb: 1) shoulder/elbow/forearm, 2) wrist, 3) hand and 4) speed and coordination with each item rated on a 3-point scale (0–cannot perform; 1–partially performs; 2–performs fully) for a maximum of 66.

*TEMPA*¹⁷ includes 4 unilateral and 5 bilateral ADL tasks, where performance is measured in relation to: 1) movement speed, 2) functional scores and 3) movement analysis. The functional score from 0 (successful) to -3 (task not completed) reflects the individual's independence level (normal=0). Movement analysis includes: strength, range of motion, gross and fine prehension. Total scores were computed as functional plus movement scores where normal=0.

*RPSS*¹⁸ evaluates trunk and arm coordination as well as compensations during reach-to-grasp movements of close and far objects. We used only the section concerning trunk compensations. Movements are rated on a 3-point scale where 3 indicates movements done without compensation.

*CSI*¹⁹ rates spasticity by the amount of resistance to stretch of the relaxed muscle at moderate speed, deep tendon reflex excitability and wrist clonus where 4=normal tonus and 16=severe spasticity.

*Isometric force*²⁰ of shoulder flexors, elbow and wrist extensors was evaluated using hand-held dynamometry and *handgrip force* using a Jamar dynamometer. Means of three trials of the affected limb (aff) were averaged and expressed as ratios of mean force of the less-affected side (la; aff/la).

*BBT*²¹ measures the number of 2.5cm³ cubes that are transported in one minute from one side of a box to another.

Kinematic acquisition and analysis

Kinematic variables studied were: i) trunk displacement; ii) final arm postures of two joints; iii) peak arm tangential velocity; iv) movement smoothness and v) hand trajectory straightness.

Kinematic data from the arm and trunk were recorded by an optical motion analysis system (Optotrak 3010, Northern Digital, Waterloo) at 120 Hz. Eight infrared emitting diodes (IREDS) were placed on the distal phalanx of the 1) index, 2) thumb, 3) first metacarpal head, 4) radial styloid, 5) lateral epicondyle, 6) ipsilateral and 7) contralateral acromions and 8) mid-sternum.

Ten trials of a reach-to-grasp task were evaluated. In the initial position, the reaching arm rested on a support with the forearm pronated. After an auditory signal, participants reached and grasped a cylinder (35mm diameter, 95mm height) at a self-paced speed using a whole-hand grasp. The distance of the cylinder corresponded to the arm's length with the elbow fully extended.

Trunk displacement (mm) was computed as the movement of the sternal marker in the sagittal plane. Elbow flexion/extension was the angle between vectors formed by IREDS 4-5 and 5-6 where full extension equalled 180°. Shoulder horizontal adduction/abduction was the horizontal projection of the angle between vectors defined by IREDS 5-6 and 6-7 where 0° was defined as the arm positioned in line with the vector 6-7. Shoulder flexion/extension was the angle between the vectors defined by IREDS 5-6 and the sagittal plane through the vertical axis of the ipsilateral shoulder with 0° defined as the arm alongside the body.

Arm tangential velocity was computed from the magnitude of the velocity vector, obtained by numerical differentiation of the position of marker 4. Movement beginning and end were defined as times at which the tangential velocity rose above or fell and remained below respectively, 5% of peak tangential velocity. Other temporal

characteristics evaluated were the number of velocity peaks (smoothness) and the index of curvature²² (straightness). For the latter, a value of 1.00 equals a straight line path with increasing curvature indicated by higher values.

Statistical analysis

Data analysis focused on differences in clinical and kinematic measurements between intervention groups and severity subgroups. Demographic characteristics were compared between groups using Student t-tests for means and chi-squared procedures for proportions. We tested the hypotheses that compared to training alone, task-specific training with TR would lead to 1) greater reduction in impairment and improvement in arm function and 2) greater improvements in movement quality of a prehension task by increasing active joint ranges and reducing compensatory trunk movement. Changes in dependent variables were evaluated with 2 (treatment group: TR vs C), by 3 (time: baseline, post, follow-up) by 2 (severity sub-group: mild vs severe) mixed model ANOVAs and post-hoc contrasts. Differences in change scores were evaluated with Student t-tests. Relationships between clinical and kinematic measures were determined with Pearson correlations in which change scores computed as post-test minus pre-test values were used. All tests had a minimal significance level of <0.05.

8.4 Results

Participants

From 497 potential participants identified from discharge lists, 361 were not eligible. Of those eligible, 64 were willing to participate but 29 had fully recovered and 5 could not perform the task leaving 30 participants. Table 1 lists demographic and clinical data for each group. There were no significant differences between participants of each severity subgroup.

Table 1 Demographic data for each subgroup. Severity cut-offs determined from Fugl-Meyer¹⁴

	MILD (FM \geq 50/66)				SEVERE (FM $<$ 50/66)			
	Trunk Restraint (n=7)		Control (n=7)		Trunk Restraint (n=8)		Control (n=8)	
Gender (n, %)								
Male	4	57%	6	86%	6	75%	8	100%
Female	3	43%	1	14%	2	25%	0	0%
Paretic side (n, %)								
Left	5	71%	3	43%	4	50%	3	37%
Right	2	29%	4	57%	4	50%	5	62%
Age (yrs, mean, SD)	68.0	(8.5)	67.9	(11.5)	69.6	(12.2)	70.8	(10.7)
Time since onset (mo, mean, SD)	12.7	(6.0)	13.7	(7.0)	20.3	(10.3)	22.1	(12.2)

Effects of type of training on group performance

Training with TR led to a greater decrease in impairment (increase in FM, $F_{2,52}=6.50$, $p<0.005$) and a greater improvement in function (TEMPA-total, $F_{2,52}=2.71$, $p<0.05$) compared to C (Fig. 1A,B). These changes were accompanied by increases in arm autonomy and dexterity in both groups (TEMPA-functional, $F_{2,52}=6.50$, $p<0.005$, Fig. 1C; BBT, $F_{2,52}=5.37$, $p<0.01$; Table 2) while there were no changes in RPSS, spasticity or strength. Kinematic analysis revealed that compared to training alone (C), training with TR did not affect trunk displacement (Fig. 1D) but did increase elbow extension ($F_{2,52}=4.36$, $p<0.02$, Fig. 1E) and shoulder flexion ($F_{2,52}=3.82$, $p<0.03$, Fig. 1F). Other clinical and kinematic measures changed differently depending on the severity of hemiparesis of participants in each group, which is considered below.

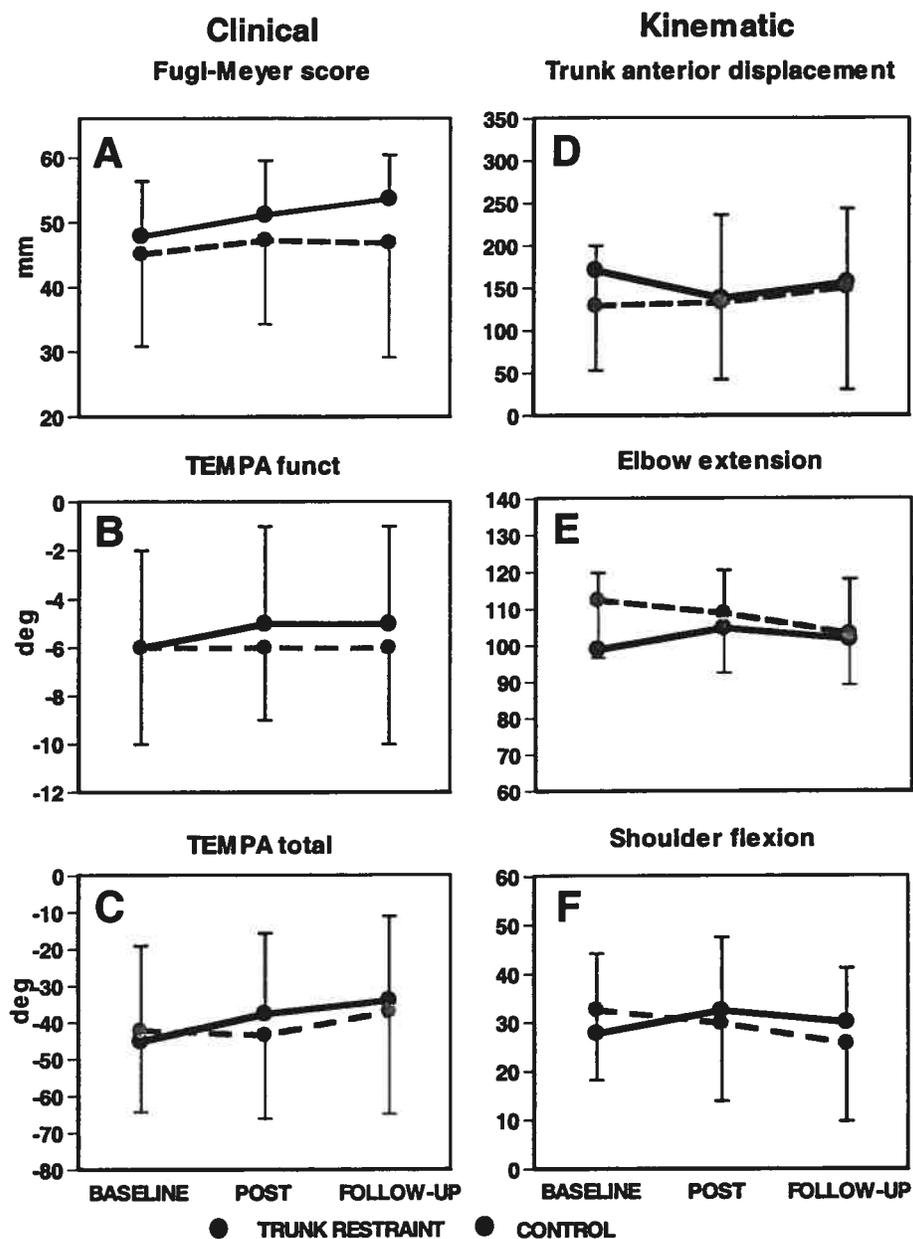


Fig. 1 Mean (SD) changes in Fugl-Meyer (A), TEMPA-functional (B), TEMPA-total scores (C), trunk displacement (D), elbow extension (E) and shoulder flexion (F) for each intervention group at post-intervention and at 1-month follow-up.

Effects of type of training on severity sub-group performance

In the mild sub-groups, there were no differences in baseline scores between intervention groups (TR and C) and both interventions had similar effects on clinical and kinematic measures (Fig. 2AC, Table 2). For example, elbow extensor strength increased for both interventions (by around 10% ($F_{2,52}=5.90$, $p<0.005$) at post-test ($t=2.18$, $p<0.05$). In severe subgroups, the C group initially used more elbow extension ($t=3.26$, $p<0.002$) and shoulder horizontal adduction ($t=2.73$, $p<0.002$; Table 2).

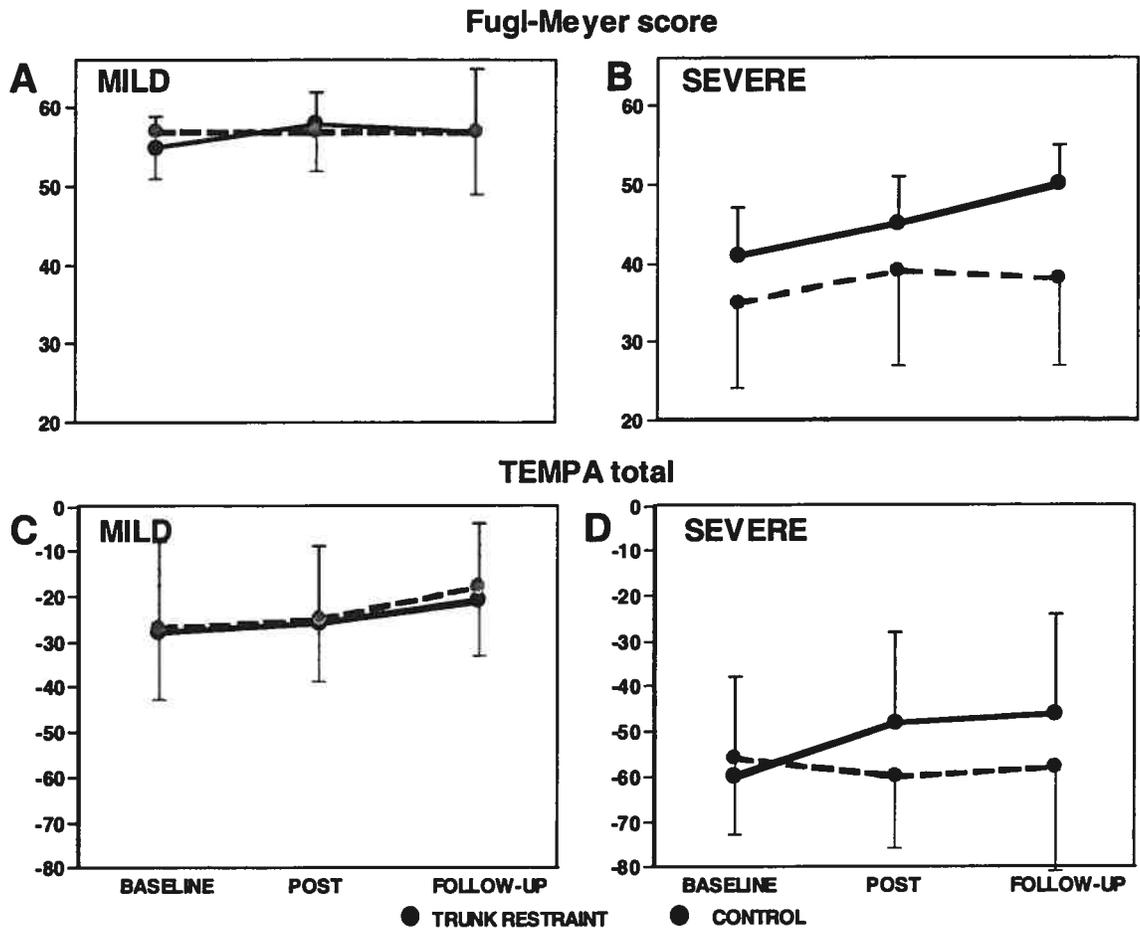


Fig. 2 Mean (SD) changes in Fugl-Meyer and TEMPA-total scores shown separately for mild (A,C) and severe (B,D) sub-groups in each training group. Note opposite effects of training in severe subgroups.

Table 2 Mean (\pm SD) values of selected clinical and kinematic measures at baseline, post-test and follow-up by group and subgroup.

Type of measure	Control			Trunk restraint		
	Baseline	Post-test	Follow-up	Baseline	Post-test	Follow-up
<i>Strength</i>						
Handgrip (aff/la)						
Whole group	0.30 \pm 0.23	0.35 \pm 0.22	0.35 \pm 0.21	0.36 \pm 0.17	0.36 \pm 0.15	0.37 \pm 0.18
Mild sub-group	0.43 \pm 0.27	0.47 \pm 0.25	0.48 \pm 0.23	0.39 \pm 0.19	0.41 \pm 0.16	0.44 \pm 0.23
Severe sub-group	0.19 \pm 0.09	0.24 \pm 0.12	0.23 \pm 0.12	0.33 \pm 0.15	0.32 \pm 0.15	0.32 \pm 0.12
Elbow extensors (aff/la)						
Whole group	0.56 \pm 0.18	0.64 \pm 0.25	0.64 \pm 0.15	0.59 \pm 0.16	0.69 \pm 0.15	0.70 \pm 0.18
Mild sub-group	0.62 \pm 0.22	0.72 \pm 0.23	0.62 \pm 0.16	0.60 \pm 0.20	0.68 \pm 0.14	0.61 \pm 0.12
Severe sub-group	0.52 \pm 0.15	0.58 \pm 0.27	0.67 \pm 0.17	0.57 \pm 0.13	0.70 \pm 0.16	0.78 \pm 0.20
Shoulder flexors (all/la)						
Whole group	0.50 \pm 0.19	0.52 \pm 0.16	0.54 \pm 0.14	0.51 \pm 0.20	0.57 \pm 0.20	0.54 \pm 0.16
Mild sub-group	0.59 \pm 0.24	0.63 \pm 0.14	0.60 \pm 0.17	0.57 \pm 0.24	0.61 \pm 0.25	0.59 \pm 0.19
Severe sub-group	0.42 \pm 0.08	0.43 \pm 0.13	0.53 \pm 0.09	0.46 \pm 0.15	0.53 \pm 0.17	0.49 \pm 0.11
<i>Dexterity</i>						
BBT (# blocks)						
Whole group	20.7 \pm 12.7	21.9 \pm 12.4	21.5 \pm 13.2	19.5 \pm 14.7	23.1 \pm 13.2	23.0 \pm 13.0
Mild sub-group	32.0 \pm 5.8	31.7 \pm 7.7	32.1 \pm 9.7	29.3 \pm 13.0	32.4 \pm 11.3	30.7 \pm 12.5
Severe sub-group	10.9 \pm 7.5	13.3 \pm 8.6	11.9 \pm 6.9	11.0 \pm 10.3	15.0 \pm 8.7	16.3 \pm 9.8

Type of measure	Control			Trunk restraint		
	Baseline	Post-test	Follow-up	Baseline	Post-test	Follow-up
<i>Kinematic</i>						
Trunk movement (mm)						
Whole group	129.5±71.3	133.1±104.2	151.5±93.0	171.5±117.8	138.7±96.1	157.3±126.7
Mild sub-group	81.4±26.4	62.7±16.4	85.3±36.0	80.8±44.3	76.4±29.3	89.3±42.7
Severe sub-group	171.6±72.4	194.6±110.5	209.5±89.3	251.6±101.9	193.1±102.3	216.8±148.0
Elbow extension (deg)						
Whole group	112.5±15.7	108.9±16.3	103.4±14.1	99.0±21.0	104.9±15.7	101.9±16.4
Mild sub-group	120.9±8.0	120.3±8.0	108.3±15.4	116.9±12.7	114.4±13.6	111.3±13.5
Severe sub-group	105.1±16.6	98.9±15.2	99.1±12.3	83.4±12.2	96.5±12.8	93.6±14.7
Shoulder H-Add (deg)						
Whole group	49.1±14.6	48.7±19.4	44.9±20.7	38.1±20.4	39.2±17.8	41.0±16.0
Mild sub-group	52.7±7.7	58.3±3.2	53.6±15.0	53.7±10.5	50.3±13.1	51.1±6.9
Severe sub-group	46.0±18.7	40.4±23.9	37.3±22.9	24.4±16.7	29.5±16.1	32.1±16.7
Peak velocity (wrist)						
Whole group	524.7±112.7	547.2±152.6	615.6±193.1	541.3±134.2	557.8±172.0	610.5±177.8
Mild sub-group	563.0±104.6	575.9±122.2	708.7±191.0	566.4±171.7	635.1±195.8	667.7±173.7
Severe sub-group	490.4±114.6	522.1±179.6	534.1±164.5	519.4±97.7	490.1±122.7	560.5±176.8
Smoothness (# peaks)						
Whole group	5.4±2.3	4.2±1.7	3.9±1.8	4.4±1.9	3.8±2.0	3.3±1.7
Mild sub-group	4.0±2.1	3.1±1.4	2.9±1.6	3.5±1.6	2.9±1.4	2.9±1.8
Severe sub-group	6.6±1.8	5.1±1.4	5.2±2.0	5.2±2.0	4.6±2.3	3.6±1.7
Straightness (IC)						
Whole group	1.5±0.3	1.4±0.3	1.4±0.3	1.5±0.3	1.4±0.3	1.4±0.2
Mild sub-group	1.24±0.15	1.20±0.12	1.23±0.09	1.33±0.16	1.29±0.11	1.33±0.15
Severe sub-group	1.74±0.28	1.62±0.21	1.63±0.40	1.63±0.40	1.57±0.32	1.43±0.31

Individuals in severe sub-groups training with TR improved arm impairment (FM scores) by averages of 4.1pts at post-test ($t=4.06$, $p<0.001$) and 9.0pts at follow-up ($t=6.38$, $p<0.001$) compared to 4.0 and 3.4pts respectively for the C group. There was also a tendency for the TR severe sub-group to increase TEMPA-total scores more than C but this just missed significance ($F_{2,52}=2.69$, $p<0.07$). Severe sub-groups in both training groups increased elbow extensor strength ($F_{2,52}=5.90$, $p<0.005$) but this increase was larger in TR (average of 13% at post-intervention and 21% at follow-up) compared to C (average increase of 6% and 15% respectively; Table 2). Also in TR, changes in clinical scores were accompanied by a reduction in trunk displacement ($F_{2,52}=3.13$, $p<0.003$) and an increase in elbow extension ($F_{2,52}=3.37$, $p<0.04$) while there was only a tendency to increase shoulder horizontal adduction and flexion (Table 2). After training 7/8 patients in TR decreased trunk anterior displacement shown by change scores in Fig 3A, 6 increased elbow extension (Fig 3B) and 4 increased shoulder flexion (Fig 3C). Both severe sub-groups also made straighter movements (IC, $F_{2,52}=4.67$, $p<0.02$) at post-intervention ($t=2.20$, $p<0.04$) and at follow-up ($t=4.61$, $p<0.001$; Table 2).

In contrast, training alone (Group C) generally had the opposite effects. Without trunk restraint, training significantly increased trunk displacement ($F_{2,52}=2.03$, $p<0.05$) and tended to decrease elbow extension, shoulder horizontal adduction and flexion. Figure 3A-C shows the number of individual participants (change scores) who increased trunk displacement (5/8) or decreased elbow extension (6/8) or shoulder flexion (7/8). Mean changes in the severe subgroups are also plotted as differences between post- or follow-up and pre-test scores in Fig. 3D-F. Kinematic variables changed in opposite directions in the two training groups. Differences at post-intervention and follow-up were significant for trunk displacement and shoulder flexion (t -tests, $0.004<p<0.03$).

Change scores: severe subgroups

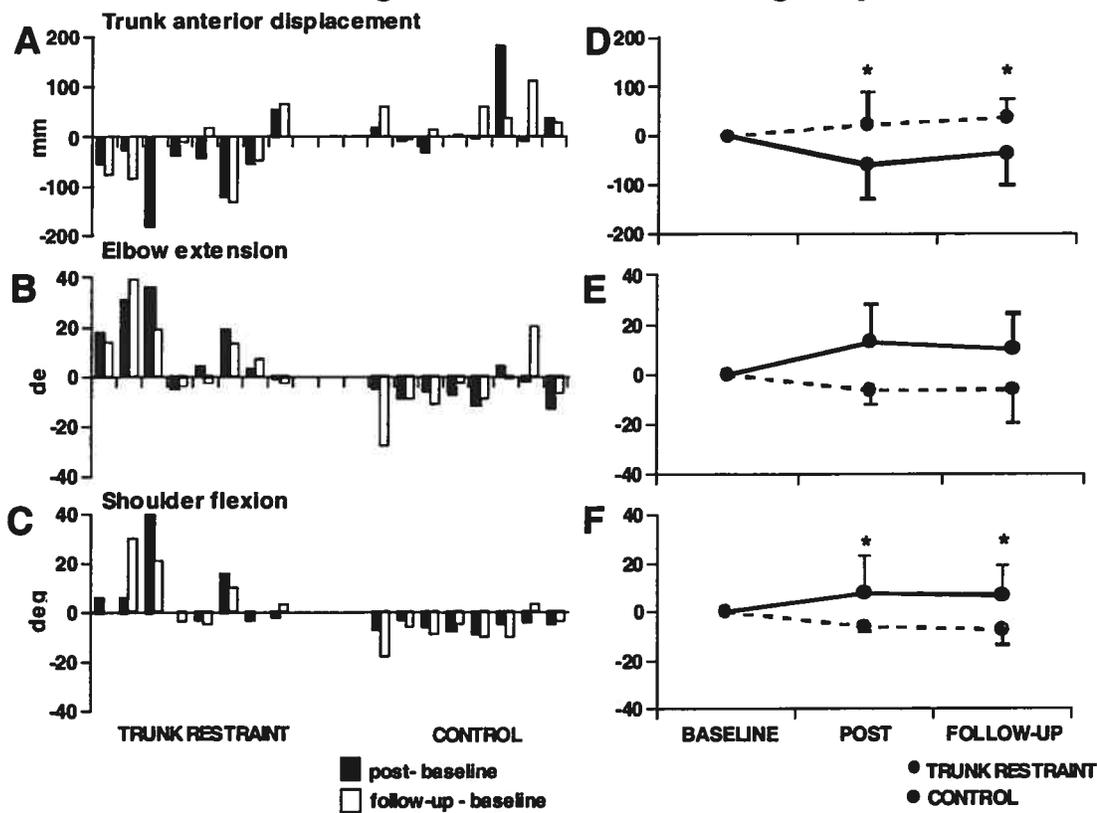


Fig. 3 A-C: Individual change scores for trunk anterior displacement (A), elbow extension (B) and shoulder flexion (C) in severe subgroups from baseline to post-test (filled bars) and baseline to follow-up (open bars) in Trunk Restraint (left) and Control groups (right). From left to right in each panel, data are arranged according to patient's clinical severity. D-F: Mean (SD) change scores for Trunk Restraint (black circles) and Control (grey circles) groups for trunk anterior displacement (D) elbow extension (E) and shoulder flexion (F) at post-intervention and follow-up.

Correlations between improvements in clinical and kinematic variables

Changes in arm function (TEMPA-functional) correlated differently with kinematic changes according to intervention group. As a whole, changes in C were not correlated with changes in any clinical or kinematic measure while those in TR were positively correlated with elbow extension ($r=0.54$, $p<0.05$), shoulder horizontal adduction ($r=0.60$, $p<0.02$) and shoulder flexion ($r=0.67$, $p<0.01$), and negatively correlated with trunk displacement ($r=-0.69$, $p<0.005$). In severe sub-groups, the increase in TEMPA-functional in C but not TR was related to increased trunk displacement ($r=0.96$;

p<0.001).

8.5 Discussion

Results confirm our hypothesis that task-related training with trunk restraint leads to greater changes in arm function and movement patterns than training with the trunk unrestrained as suggested by previous studies.^{13,15} Several good quality RCTs have reported functional gains and cortical representational changes following task-specific training.^{23,24} Our results however, suggest that gains occur differently in patients with different degrees of motor severity. Specifically, without trunk restraint, patients with mild arm impairment had only minimal gains while those with severe impairment improved arm function more but at the expense of increasing motor compensations. Increases of compensatory movements with unrestricted practice has previously been reported in studies of low functioning patients and is considered to be maladaptive because it may hinder further improvement.^{11,25} Results also support the argument that meaningful gains in arm function can still occur in the chronic stage of stroke if the system is appropriately challenged.

Our results may inform decisions about effectiveness of task-related training. Effectiveness of training may be improved if attention is concurrently paid to reducing compensatory movement and in targeting patients with more severe motor symptoms. It should be noted, however that our sample was small, and we did not evaluate the effects of trunk restraint in very severe (FM<20) or subacute patients. Nevertheless, our results suggest that task-related training combined with compensatory movement limitation may be an essential element to include in therapeutic interventions for arm recovery, particularly in patients with moderate-to-severe hemiparesis.

Acknowledgements

The authors wish to thank all evaluators, therapists and participating institutions. Financial support provided by Heart and Stroke Foundation (Quebec) and for SMM by Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation de la Région de Montréal (CRIR) and CAPES-Brazil.

8.6 References

1. Duncan PW. Synthesis of intervention trials to improve motor recovery following stroke. *Top Stroke Rehabil* 1997;3:1-20.
2. Nudo RJ, Wise BM, SiFuentes F, Milliken GW. Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. *Science* 1996;272:1791-4.
3. Nelles G, Jentzen W, Jueptner M, Muller S, Diener HC. Arm training induced brain plasticity in stroke studied with serial positron emission tomography. *Neuroimage* 2001;13:1146-54.
4. van der Lee JH, Wagenaar RC, Lankhorst GJ, Vogelaar TW, Deville WL, Bouter LM. Forced use of the upper extremity in chronic stroke patients: results from a single-blind randomized clinical trial. *Stroke* 1999;30:2369-75.
5. Taub E and Wolf S. Constraint induced movement techniques to facilitate upper extremity use in stroke patients. *Top Stroke Rehabil* 1997;3:38-61.
6. Cirstea MC, Ptito A, Levin MF. Arm reaching improvements with short-term practice depend on the severity of the motor deficit in stroke. *Exp Brain Res* 2003;152:476-88.
7. Lennon S, Baxter D, Ashburn A. Physiotherapy based on the Bobath concept in stroke rehabilitation: a survey within the UK. *Disabil Rehabil*. 2001;15:254-62
8. Ustinova KI, Goussev VM, Balasubramaniam R, Levin MF. (2004) Disruption of coordination between arm, trunk, and center of pressure displacement in patients with hemiparesis. *Motor Control*. 8:139-59.
9. Cirstea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain* 2000;123:940-53
10. Michaelsen SM, Jacobs S, Roby-Brami A, Levin MF. Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemiparesis. *Exp Brain Res*. 2004;157:162-73.
11. Levin MF. Should stereotypic movement synergies in hemiparetic patients be considered adaptive? Commentary/Latash & Anson: movements in atypical populations. *Behav Brain Sci*. 1996;19:79-80.
12. 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

13. 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;35:1914-9.
14. 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 Rehab Med* 1975;7:13-31.
15. Ada L, Canning C, Carr JH, Kilbreath SL, Shepherd RB. Task specific training of reaching and manipulation. In: *Insights into Reach and Grasp Movement* Eds. Bennet K.M.B. and Castiello U. 1994;239-65.
16. Gowland C, Stratford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hullenaar S, et al. Measuring physical impairment and disability with Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke* 1993;24:58-63.
17. Desrosiers J, Hébert R, Bravo G, Dutil E. Upper extremity performance test for the elderly (TEMPA): Normative data and correlates with sensorimotor parameters. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76:1125-29.
18. Levin MF, Desrosiers J, Beauchemin D, Bergeron N, Rochette A. Development and validation of a scale for rating motor compensations used for reaching in patients with hemiparesis: the reaching performance scale. *Phys Ther* 2004;84:8-22.
19. Levin MF, Hui-Chan CWY. Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroenceph clin Neurophysio* 1992;85:131-42.
20. Bohannon RW, Smith MB. Assessment of strength deficits in eight paretic upper extremity muscle groups of stroke patients with hemiplegia. *Phys Ther*.1987;67:522-5.
21. Mathiowetz V, Volland G, Kashman N, Weber K. Adult norms for the box and block test of manual dexterity. *Am J Occ Ther* 1985;39:386-91
22. Archambault P, Pigeon P, Feldman AG, Levin MF. Recruitment and sequencing of different degrees of freedom during pointing movements involving the trunk in healthy and hemiparetic individuals. *Exp Brain Res*. 1999;126:55-67.
23. Winstein CJ, Rose DK. Recovery and arm use after stroke. *J Cerebrovasc Dis* 2001;10:197.
24. Cauraugh JH, Kim SB. Stroke motor recovery: active neuromuscular stimulation and repetitive practice schedules. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2003;74:1562-6.

25. Thielman GT, Dean CM, Gentile AM. Rehabilitation of reaching after stroke: task-related training versus progressive resistive exercise. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:1613-8.

CHAPITRE IX

DISCUSSION

9.1 Effet de la restriction du tronc sur la cinématique du mouvement lors d'une tâche d'atteinte et saisie faite avec le bras parétique (Article1) : résumé des résultats.

Nos résultats confirment les résultats des études antérieures montrant que les personnes ayant une hémiparésie suite à l'AVC présentent une diminution de la vitesse ainsi qu'une augmentation de la segmentation lors du mouvement de pointage (Levin 1996; Cirstea et al. 2003a) ainsi que de préhension (Roby-Brami et al. 1997). Les patients avec déficit moteur léger présentent des trajectoires similaires à celles des sujets sains, mais les mouvements des sujets plus sévèrement atteints présentent des trajectoires plus courbées (Fig 2, Article 1). Aussi, chez les sujets ayant une hémiparésie, la variabilité de la trajectoire est plus importante lorsque qu'elle est comparée aux sujets sains (Fig. 3, Article 1). Comme il avait déjà été décrit lors de tâches de pointage (Cirstea et Levin 2000) ainsi que de préhension (Roby-Brami et al. 1997), les personnes ayant une hémiparésie utilisent un déplacement antérieur du tronc plus important par rapport aux sujets sains. L'utilisation du tronc permet, jusqu'à un certain niveau, que les sujets produisent des trajectoires semblables à celles utilisées par les sujets sains. Ce résultat est donc consistant avec la notion de planification du mouvement de la main dans l'espace et suggère que cette caractéristique de la planification est préservée chez les sujets avec hémiparésie légère à modérée (Flash et Hogan, 1985).

Les altérations décrites en haut sont présentes autant pour les mouvements visant à prendre un objet près ou loin mais situés à l'intérieur de la longueur du bras. Au niveau articulaire, les excursions actives de mouvement sont aussi diminuées par rapport aux sujets sains. Cela est vrai au niveau de l'épaule pour prendre l'objet placé près du corps, et au niveau de l'épaule et coude pour les cibles situées loin du corps. De plus, ces sujets présentent une incoordination entre les mouvements d'adduction horizontale de l'épaule et d'extension du coude (Fig. 4, Article 1). Le recrutement excessif du tronc est relié au déficit moteur au niveau du bras mesuré par l'échelle

Fugl-Meyer ($r = - 0.91$), ainsi qu'à l'incoordination des mouvements au niveau de l'épaule et du coude ($r = - 0.96$).

Ces résultats démontrent que les personnes ayant une hémiparésie peuvent arriver à un même but (prendre l'objet) en utilisant différentes stratégies de mouvement, au détriment des amplitudes actives au niveau du bras. Toutefois, la restriction du tronc mène à une augmentation des excursions actives au niveau de l'extension du coude, de la flexion et l'adduction horizontale de l'épaule, ainsi qu'une amélioration de la coordination interarticulaire entre les mouvements de ces deux articulations, surtout chez les sujets les plus affectés (Fig. 5, 6 et 7, Article 1). En ce qui concerne les mouvements du coude, les valeurs moyennes atteintes par les sujets avec hémiparésie lorsque le tronc est restreint sont similaires à celles obtenues par les sujets sains lorsque le tronc est libre.

Malgré que la restriction du tronc diminue la vitesse du mouvement chez les sujets ayant une hémiparésie, elle ne semble pas avoir une influence sur la fluidité (nombre de pics de vitesse) ou la linéarité (courbure de la trajectoire) du mouvement. Par ailleurs, la courbature de la trajectoire n'est pas affectée quand les personnes ayant une hémiparésie recrutent volontairement leur tronc dans une tâche de pointage (Archambault et al. 1999).

Ces résultats ont montré que les patients sont capables de s'adapter immédiatement à de nouvelles conditions externes imposées (la restriction du mouvement du tronc), en améliorant leur amplitude active du mouvement ainsi que leur coordination interarticulaire, en dépit des déficits moteurs présents. Cela implique que les personnes ayant une hémiparésie n'utilisent pas tout leur potentiel d'excursion articulaire lors de tâches du membre supérieure sans restriction des mouvements du tronc.

Cependant quelques questions ont émergé à partir de ces résultats. Premièrement, est-ce que l'effet observé au niveau du bras était dépendant de la fixation externe du tronc? C'est-à-dire, si on entraîne les sujets par répétition à faire leur mouvement d'atteinte en optimisant leurs potentialités au niveau du bras, seront-ils capables d'utiliser ces patrons de mouvement plus proches des patrons normaux lorsqu'on leur enlève la restriction du tronc? Deuxièmement, est-ce que la fixation externe du tronc

est nécessaire, ou est-ce qu'une consigne verbale de ne pas bouger le tronc aura des résultats semblables? Troisièmement, si les effets sont présents immédiatement après l'entraînement, le seront-ils lors d'un test de rétention? Ou en autres mots, ces sujets sont-ils capables de réapprendre les patrons de mouvement plus proches de la normale (ce qui caractérise des mouvements chez des sujets sains)?

9.2 Effet de l'entraînement d'une tâche d'atteinte et saisie avec la restriction du tronc sur la cinématique du mouvement (Article 2).

Il a été démontré que la répétition d'un mouvement de pointage, sans restriction ou sans consigne sur les composantes du mouvement, peut mener les patients à renforcer l'utilisation des mouvements compensatoires du tronc pour améliorer la vitesse ainsi que la précision du mouvement du bras (Cirstea et al. 2003a). Ainsi, nous avons émis l'hypothèse que, si la répétition d'une tâche pourrait renforcer l'utilisation de la compensation du tronc et nuire la récupération motrice du bras, la restriction du tronc au contraire pourrait faciliter la récupération du geste de préhension.

Dans notre étude, un entraînement de courte durée (une seule journée avec 60 répétitions) d'un mouvement d'atteinte et saisie fait avec la restriction physique ou la consigne verbale de ne pas bouger le tronc n'a pas d'influence significative sur la vitesse, la fluidité ou la linéarité du mouvement d'atteinte. Il faut prendre en considération que, à part les consignes concernant le tronc et l'instruction donnée aux sujets d'essayer d'utiliser au maximum leur extension du coude, les sujets n'ont pas reçu de consignes en ce qui concerne la vitesse du mouvement. Ceci est en accord avec l'idée de la spécificité de l'entraînement, c.a.d. pour avoir une amélioration de la performance dans un test, la personne doit avoir des conditions de pratique semblables au critérium évalué dans ce test (Schmidt et Lee, 1999).

L'utilisation des mouvements compensatoires du tronc a diminué dans la grande partie des sujets entraînés avec la restriction physique des mouvements du tronc par rapport à ceux qui ont été entraînés avec la consigne verbale. Cela est vrai lorsqu'on répète la tâche d'atteinte et saisie avec le tronc libre la même journée, suite à l'entraînement, ainsi qu'une journée après (Fig. 2, Article 2). Au niveau de l'épaule, les deux formes d'entraînement augmentent les amplitudes actives du mouvement. La restriction physique a cependant des résultats supérieurs en ce qui concerne l'extension du coude. Même si certains sujets sont capables d'augmenter l'extension active du coude

immédiatement après l'entraînement accompagné de consigne verbale, le test de rétention montre que cet effet n'est pas retenu une journée après l'entraînement (Fig. 2, Article 2). Lors de l'étude précédant (Article 1) nous avons utilisé la cross-corrélation pour quantifier la coordination interarticulaire entre le coude et l'épaule. Toutefois même si la cross-corrélation est intéressante pour nous informer du degré de liaison entre les mouvements de ces deux articulations, cette analyse ne nous informe pas comment ces deux mouvements sont reliés au cours de tout le mouvement de l'atteinte. Nous avons ainsi adapté une analyse développée par Cirstea et al. (2003b) à la tâche utilisée dans notre étude. Cela nous a permis d'identifier quels sujets avaient, suite à l'entraînement, une tendance à rétablir des patrons de coordination semblables à ceux utilisés par des personnes sans déficit dans la motricité du bras lors de la performance de la même tâche. En dépit que les résultats sur l'amélioration de la coordination interarticulaire soient discrets au niveau du groupe, au niveau individuel ils sont très marqués pour quelques sujets. Un exemple de l'amélioration de la coordination entre les mouvements du coude et de l'épaule est montré dans la Figure 3 de l'Article 2. Ces résultats confirment notre hypothèse que la restriction physique du tronc force les sujets à utiliser leur potentiel maximale au niveau du bras. Aussi, que ce n'est pas l'effet de la fixation en soit qui permet l'amélioration de la performance, puisque les résultats sont maintenus quand la restriction est enlevée. Plus important, ces résultats montrent que suite à un entraînement répétitif d'une tâche fonctionnelle, avec la restriction des mouvements compensatoires du tronc, les sujets sont capables de retenir ces changements à court terme. Cela suggère l'intérêt d'interventions visant la restauration des patrons de mouvements plus proches à ceux utilisés avant la lésion. Cependant, si ces résultats nous ont montré que l'entraînement avec restriction du tronc améliore à court terme la cinématique du mouvement chez les patients avec une hémiparésie chronique, nous ne savons pas si une période plus longue d'entraînement avec restriction du tronc pourrait mener à des effets à plus long terme. Aussi, malgré qu'on puisse dire qu'il y a eu d'apprentissage puisque nous avons fait un test de rétention 24 hrs après la fin de la période de pratique, nous avons testé nos sujets dans les mêmes conditions de l'entraînement. Ainsi, due aussi aux effets de spécificité de l'entraînement, nous ne savons pas si ces acquis pourront être transférés à d'autres environnements. Aussi, les résultats présentés dans les deux premiers articles, font référence à des mouvements faits dans la direction sagittale (en face au sternum). Pour optimiser le transfert de l'apprentissage à d'autres tâches ou

encore à une meilleur utilisation du bras dans les AVQs, l'entraînement devrait inclure aussi des mouvements d'atteinte pour saisir des objets situés dans d'autres positions de l'espace. Toutefois, nous ne savons pas quel était le comportement des sujets pour prendre des objets situés à d'autres positions (par exemple vers le coté ipsilatéral au bras affecté).

De plus, dans ces deux études, en dépit du fait qu'on a utilisé une tâche d'atteinte et saisie pour évaluer la cinématique du mouvement, nous n'avons pas exploré le comportement des sujets en ce qui concerne la préhension. Notre troisième étude concerne donc l'analyse de la cinématique du mouvement d'atteinte ainsi que de la préhension lorsque les sujets font le mouvement pour prendre des objets situés à deux positions différentes de l'espace. Nous avons particulièrement évalué l'effet des déficits distaux sur les compensations utilisées.

9.3 Chez les sujets avec déficits distaux, le tronc peut aussi compenser les changements d'orientation de la main pour permettre la saisie (Article 3).

Le déficit moteur au niveau du membre supérieur présente une distribution variée chez les sujets étudiés. Même en présence d'importants déficits distaux, tous les sujets étaient capables de prendre l'objet placé à une distance correspondant à la longueur du bras et dans la ligne médiane devant eux. Cependant quelques sujets n'étaient pas capables de prendre l'objet placé dans l'espace ipsilatéral. Cela ne semble pas s'expliquer par des déficits proximaux ou distaux préférentiellement, mais le manque d'extension active du coude semble en être au moins en partie responsable. Ce sous-groupe présente un déficit de 50% d'extension du coude dans ce mouvement quand on le compare avec les sujets qui ont été capable de prendre les objets situés aux deux positions (voir aussi figure 4, Article 3). Ces résultats pourraient être expliqués par la présence de faiblesses aux amplitudes spécifiques lors de l'extension du coude ou d'altérations de la co-contraction des muscles autour de l'articulation du coude. Levin et al. (2000) ont démontré que due à des altérations au niveau de la régulation du réflexe d'étirement, le pattern d'activation réciproque des agonistes et antagonistes autour du coude n'est pas possible dans certains étendues articulaires. Par exemple, quand le patient essayait d'activer un agoniste (i.e., fléchisseur du coude) dans un position où le seuil d'activation des extenseurs est déjà dépassé, la relaxation des extenseurs n'est pas possible et ces muscles contracte en même temps que les

fléchisseurs résultant dans un pattern de co-activation anormale. La présence de la co-activation excessive pourrait aussi être dû à une difficulté de compenser pour les moments secondaires au niveau des fléchisseurs du coude. Tel qu'il a été démontré lors des mouvements dans un plan (Dewald et Beer, 2001), les patients avec hémiparésie avaient de la difficulté de compenser des moments produits à l'épaule pendant un mouvement d'atteinte vers une cible placé dans l'espace ipsilatéral, nécessitant en même temps, un extension du coude. Kamper et al. (2002) n'ont pas trouvé de relation entre les altérations du mouvement de pointage en fonction de la direction du mouvement d'atteinte. Cependant, Reinkensmeyer et al. (2002) retrouvent cette relation pour les sujets avec niveau 2 de récupération du bras évalué par l'échelle de Chedoke-McMaster. Aussi, l'addition de la préhension dans notre étude a pu faire apparaître des limitations qui ne se manifestent pas lorsque les sujets doivent seulement pointer vers la cible. Nos résultats ont, en fait, révélé une corrélation entre le déficit moteur de la main et la rotation du tronc utilisé comme compensation pour prendre l'objet placé dans l'espace ipsilatéral (Fig. 2, Article 3).

Nos résultats confirment les résultats de (Roby-Brami et al. 1997), montrant que les sujets avec hémiparésie utilisent une orientation de la main plus frontale en comparaison avec des sujets sains, indépendamment de la direction du mouvement d'atteinte (Fig. 3, Article 3). Le fait que le degré d'extension du poignet ne change pas mais que l'orientation de la main change pour prendre un objet placé dans différentes parties de l'espace de travail implique que d'autres DLs contribuent à l'orientation de la main. Au niveau de la coordination entre les mouvements d'atteinte et de la préhension, il a été très surprenant qu'en dépit du fait que les sujets ayant une hémiparésie bougent plus lentement, les temps relatifs de la vitesse maximale du mouvement d'atteinte et de l'ouverture maximale des doigts ainsi que leur délai relatif n'étaient pas significativement différents lorsque comparés aux sujets sains (Fig. 4 et 5, Article 3). Cela signifie que même en présence des déficits moteurs importants, lors de la réalisation d'une tâche fonctionnelle, les sujets préservent, au moins en partie, la coordination entre le mouvement du bras vers l'avant et l'ouverture des doigts. Cette étude n'évalue pas cependant le soulèvement / déplacement de l'objet, ni les forces lors de la saisie. D'autres études ont montré que les déficits de coordination semblent être plus prononcés dans ses dernières caractéristiques du mouvement (Wenzelburger et al. 2004).

La préservation relative de la coordination entre les mouvements du bras et l'ouverture de la main est très surprenante. La présence de déficits distaux importants suite à l'AVC est connue dans la littérature (Colebatch et Gandevia, 1989). En dépit que les études sur la distribution de la force au niveau du membre supérieur ne confirment pas une prédominance de la faiblesse des muscles du poignet par rapport aux muscles de l'épaule (Bohannon et Smith, 1987), le contrôle volontaire des extenseurs du poignet (Powell et al. 1999; Cauraugh et al. 2000) ainsi que des doigts (Kamper et Rymer, 2001) est altéré suite à l'AVC. Aussi, si le contrôle individuel des doigts semble dépendre de la préservation d'une voie corticospinale intacte (Lang et Schieber 2004) l'ajustement de l'ouverture des doigts par rapport à la taille de l'objet semble être sous le contrôle de la partie antérieure du sillon intrapariétal (Binkofski et al. 1998). Nous n'étions pas capables de trouver une relation entre le site de la lésion et la distribution des déficits présentés par les sujets participant à notre étude. Au contraire, la distribution des déficits était très variée même pour des lésions affectant le territoire de l'artère cérébrale moyenne. En dépit de la présence des déficits distaux et d'une grande variabilité inter-sujets, les participants de notre étude préservent en moyenne la valeur de l'ouverture maximale des doigts comparativement aux sujets sains. Nous utilisons le concept de synergies fonctionnelles pour expliquer ces résultats (Turvey et al. 1980; Kugler et al. 1980). Dans ce sens, les contraintes imposées par le déficit moteur lors de la réalisation de la tâche, fait émerger une nouvelle coordination entre les différents DLs, mais préservent dans la globalité, les objectifs de la tâche. Cela est en accord aussi avec les résultats de Reisman et Scholz (2003) qui démontrent qu'en dépit d'une coordination interarticulaire moins flexible, même les sujets les plus sévèrement affectés, gardent une préservation relative de la coordination reliée à la compensation des erreurs.

Comme on a cité plus haut, les mouvements compensatoires utilisés sont différents pour prendre des objets situés dans les deux directions étudiées. Pour la cible située dans la ligne médiane, les sujets utilisent surtout un déplacement antérieur du tronc, tandis que pour la cible ipsilatérale, ils utilisent plus de rotation. Cela est illustré dans la Figure 2 de l'Article 3. Aussi, le mouvement du tronc est corrélé à l'orientation de la main seulement quand les déficits distaux sont présents. Dans ce cas, le mouvement compensatoire du tronc est expliqué autant par les déficits proximaux que distaux (Figure. 6 et 7, Article 3).

Les résultats des deux premiers articles montrent que la restriction, ainsi que l'entraînement avec restriction du tronc, peut améliorer la cinématique du mouvement d'atteinte et de préhension. Cela est dû à l'augmentation des excursions actives de mouvement au niveau du coude et de l'épaule. Le troisième article montre cependant que la présence des déficits distaux aura aussi une influence sur l'utilisation des mouvements compensatoires. Nous ne savons pas cependant, si ces résultats au niveau de la cinématique pourraient impliquer une meilleure récupération motrice chez ces patients. Aussi, nous étions intéressés à savoir si la restriction des mouvements du tronc aurait un impact au niveau de la fonction du membre supérieur.

Nous avons alors étudié l'effet de la restriction du tronc lors d'une intervention utilisant l'approche orientée vers la tâche. D'après les évidences, la restriction du tronc peut améliorer l'utilisation des amplitudes de mouvements actifs lors des tâches d'atteinte et de la saisie. Aussi, selon d'autres évidences, l'approche orientée vers la tâche pourrait améliorer la fonction du bras. Nous étions donc intéressés à savoir si le fait d'empêcher les mouvements compensatoires du tronc lors de la pratique de tâches fonctionnelles, aurait un impact sur la cinématique du mouvement d'une part, et sur la récupération motrice et de la fonction du bras d'autre part.

9.4 L'effet de l'entraînement orienté à la tâche avec la restriction du tronc sur la récupération motrice du bras (Article 4).

La manque d'évidence de l'efficacité des approches classiques (Langhammer et Stanghelle, 2000) combiné aux avancées dans les neurosciences sur le rôle de la répétition et de la spécificité de la tâche dans réorganisation cérébral (Nudo et al. 1996), à donnée lieu dans les dernières années à des nouveaux approches centrées sur la pratique directe des tâches fonctionnelles (Carr et Shepherd, 1985; Richards et al. 1993; Ada et al. 1994; Dean et al. 2000). Ces approches issues de la théorie écologique du contrôle moteur suggèrent qu'avant de comprendre comment le système nerveux contrôle le mouvement, il faut comprendre quels sont les problèmes que le système doit résoudre afin de réussir une tâche motrice spécifique (Gordon, 2000). Malgré l'augmentation de l'évidence que ces dernières approches aient un effet positif sur la fonction, il en reste encore des lacunes quant aux mécanismes responsables par les changements.

Chez les personnes ayant une hémiparésie chronique, après 5 semaines d'entraînement de tâches fonctionnelles pour le bras (1h/j, 3j/s -15 heures au total), les changements présentés par les participants étaient différents dans le groupe avec restriction du tronc comparativement à celui entraîné sans la restriction. Les différences étaient au niveau de l'extension du coude ainsi que de la flexion de l'épaule. Aussi, pendant que ce groupe a présenté une tendance à diminuer le mouvement compensatoire du tronc, le groupe contrôle tendait plutôt à augmenter le déplacement antérieur du tronc. En dépit qu'au niveau clinique les deux groupes ont diminué leur déficit moteur évalué par le test de Fugl-Meyer, le changement fonctionnel du bras était plus important pour le groupe entraîné avec la restriction du tronc.

Puisque récentes études sur le traitement du bras chez les personnes ayant une hémiparésie ont démontré des effets différents selon le degré de l'atteinte (Winstein et al. 2004; Thielman et al 2004) nous avons aussi conduit une analyse incluant les sous-groupes selon le niveau de sévérité. Les résultats de notre étude ont montré que l'entraînement de tâches fonctionnelles pour le bras pendant 5 semaines n'a pas eu un effet sur la cinématique du mouvement d'atteinte et de saisie chez les sujets avec une hémiparésie chronique ayant un déficit moteur léger ($FM = 56.1 \pm 4.7$). Au niveau clinique, les sujets entraînés avec la restriction du tronc (TR) ont augmenté légèrement leurs scores au niveau de l'évaluation Fugl-Meyer. Cependant au niveau de l'évaluation de suivi, 1 mois après la fin de l'intervention, il n'y a pas eu de différence significative entre les deux groupes. Par ailleurs, d'autres études ont démontré que le bras répondait moins à l'entraînement fonctionnel que la jambe (Duncan et al. 1998, Kwakkel et al. 1999). Cependant l'interprétation des résultats des sous-groupes est limitée due au nombre réduit de sujets dans chaque sous-groupe et nous ne pouvons rien conclure sur d'effet de la restriction du tronc pour le sous-groupe moins affecté. Nous pouvons par contre, conclure que la restriction du tronc affecte différemment les patients plus sévèrement affectés, puisque les tests ont révélé qu'il existe des différences significatives entre les deux sous-groupes sévèrement affectés.

Chez les patients avec un déficit moteur initial plus important ($FM = 38.0 \pm 8.8$), l'entraînement des tâches fonctionnelles d'atteinte et de préhension a eu des effets opposés au niveau de la cinématique du mouvement, selon que le tronc était restreint

ou non. L'intervention utilisant la restriction des mouvements compensatoires du tronc a augmenté l'extension du coude en même temps qu'elle a réduit le déplacement antérieur du tronc chez 7/8 participants (Figure 2A et 2B, Article 4). En contraste, le groupe qui a pratiqué les tâches sans restriction du tronc, a augmenté le mouvement compensatoire (le déplacement antérieur du tronc) et parallèlement a diminué les excursions actives des mouvements au niveau de l'épaule. Malgré ces résultats au niveau individuel, ainsi qu'une augmentation de plus de 10 degrés dans l'extension du coude dans le groupe TR, quand on a contrôlé pour les différences initiales les différences dans les gains d'extension du coude entre les groupes n'était plus significative. Au niveau clinique, les participants dans ces deux groupes ont amélioré les scores du test Fugl-Meyer, mais dans le test de suivi, nos résultats montrent que la réduction du déficit moteur (les gains dans le test FM) était plus importante dans le groupe TR (Fig. 3B, Article 4). Le score du TEMPA total ainsi que le score fonctionnel du bras affecté a amélioré seulement dans le groupe qu'a reçu l'intervention avec la restriction du tronc. Ces résultats semblent en contraste avec les résultats de Winstein et al. (2004) qui montrent que l'entraînement par des tâches fonctionnelles aurait un effet plus bénéfique pour les sujets plus légèrement affectés. Cependant cette étude a été faite dans une période aiguë, et si on compare les scores de Fugl-Meyer (FM), les sujets moins affectés de l'étude de Winstein et al. (2004) avaient un niveau de récupération plus bas ($FM = 27.3 \pm 19.9$) que ceux classés comme étant plus sévères dans notre étude.

Les participants plus sévèrement affectés ont eu un bénéfice plus important de la restriction des mouvements compensatoires du tronc lors de l'entraînement orienté vers des tâches fonctionnelles. Toutefois, les sujets classés les 'plus atteints' de notre étude avaient un niveau de récupération suffisant pour être capables de saisir des objets (seulement deux sujets ayant des scores $FM < 20$ et la majorité ayant $FM \geq 30$). Nous ne savons pas si chez les sujets avec un déficit moteur plus sévère, (qui ne sont pas capables de saisir un objet), si la restriction des mouvements compensatoires du tronc aura un effet bénéfique sur l'amélioration des patrons du mouvement. D'ailleurs en absence de préhension, les améliorations de la fonction du bras nous semblent limitées. Malgré cela, nous portons garde sur la détermination qu'on doit chercher des mécanismes compensatoires chez les patients avec un degré de récupération inférieur à 4 sur l'échelle de Chedoke-McMaster (Barreca et al. 2001).

9.5 Les critères d'inclusion et exclusion

Les sujets présentant des déficits orthopédiques qui pourraient affecter la performance de la tâche ont été exclus de nos études. Cependant, nous avons choisi d'accepter des sujets qui présentaient des contractures au niveau du coude à condition que celles-ci ne dépassent pas 5°. Ce choix a été basé sur deux observations. Premièrement, il a été démontré que les sujets en santé n'utilisent que 90% de la longueur de leur bras lors des tâches de préhension (Mark et al 1997). En d'autres mots, une extension complète du coude (180° d'amplitude) n'est pas naturellement utilisée lors de tâches impliquant la préhension. Deuxièmement, ce choix a été fait parce que nous étudions une population de personnes ayant une hémiparésie chronique et présentant fréquemment de légères limitations au niveau des amplitudes passives. Cependant, ce facteur a été contrôlé (évalué dans la partie de l'échelle Fugl-Meyer examinant la douleur et les ADM). Dans l'étude clinique (Article 4), 3 personnes ayant une hémiparésie (2 dans le groupe TR et une dans le groupe C) présentaient des limitations de 5° d'amplitude dans l'extension du coude.

Malgré le fait que des déficits de sensibilité pourraient affecter la performance des sujets ainsi que leurs capacités d'apprentissage moteur, nous n'avons pas exclu les participants avec altérations sensorielles. Nous avons évalué la sensibilité cutanée et de la proprioception selon le test de Fugl-Meyer. Il n'y avait pas de différences dans la sensibilité cutanée ou proprioceptive entre les sujets participant aux deux études cliniques. Dans la deuxième étude (Article 2), le score moyen de la sensibilité cutanée était de 16 ± 5 et 18 ± 4 ($p = 0.29$) et celui de la proprioception de 7 ± 1 et 7 ± 2 ($p = 0.45$) respectivement pour le groupe entraîné avec restriction physique du tronc et celui avec consigne verbale (résultats non rapportés dans l'article). Dans la quatrième étude, il avait respectivement 2 et 3 patients dans le groupe entraîné avec la restriction du tronc et dans le groupe témoin présentant des déficits de sensibilité proprioceptive. A l'exception d'un sujet dans chaque groupe, ces déficits étaient présents surtout au niveau du poignet et du pouce. Les scores initiaux de sensibilité tactile et proprioceptive étaient négativement corrélés avec la fluidité du mouvement (nombre de pics dans le profil de vitesse), respectivement $r = -0.50$, $p < 0.005$ et $r = -0.46$, $p < 0.01$. Les changements dans la fluidité du mouvement étaient aussi négativement

corrélés avec le score proprioceptif initial (-0.37, $p < 0.04$ et -0.44 $p < 0.01$ respectivement pour les changements après l'intervention et dans le test de suivi). Nous n'avons pas rencontré d'autres corrélations entre les scores initiaux de la sensibilité et les changements cinématiques ou cliniques.

9.6 Les outils de mesure de la fonction du membre supérieur

En effet, les corrélations entre la cinématique du tronc et les gains dans le test TEMPA, démontrent que les gains obtenus par les participants du groupe TR étaient reliés à une tendance à diminuer des mouvements antérieurs du tronc. Cependant, suite à l'entraînement le groupe témoin tend à augmenter les mouvements compensatoires du tronc. Cette tendance au niveau du groupe, est significative dans le sous-groupe plus sévèrement affecté. Ces résultats sont en accord avec les résultats de l'étude de Thilmann et al. (2004) comparant les effets de 12 séances (4 semaines) d'entraînement reliée à la tâche par rapport à un entraînement de renforcement progressif. Les résultats de cette étude démontrent que l'entraînement relié à la tâche a un effet plus important dans l'amélioration de la linéarité de la trajectoire ainsi que dans le test fonctionnel (Rivermead Stroke Assessment) chez le groupe plus affecté. Cette étude n'évalue pas les amplitudes actives du mouvement, mais les résultats montrent que les sujets dans le groupe plus affecté augmentent le mouvement du tronc suite à l'entraînement relié à la tâche.

Le manque de validation du TEMPA auprès de la population ayant une hémiparésie représente une limitation dans notre étude. Malgré cela, plusieurs constats nous suggèrent que cet outil peut mesurer de la fonction du membre supérieur dans cette clientèle. La difficulté en démontrer un lien entre l'amélioration des déficits moteurs et de l'autonomie probablement est due au fait que la majorité des outils qui mesurent la récupération de la fonction, comme le Barthel et la Mesure d'indépendance Fonctionnel (MIF) utilisent des cotations basées sur le niveau d'assistance que la personne a besoin pour la réalisation d'une tâche donnée (Fisher, 1992). Ces échelles n'évaluent pas les stratégies motrices utilisées par les sujets dans la réalisation de la tâche ni les habilités nécessaires pour une performance optimale (Unsworth, 1993). Ainsi, avec ces outils on ne peut pas identifier quels sont les composants du mouvement qu'ont été essentiels pour l'accomplissement de la tâche. Aussi ces

échelles évaluent l'incapacité globale, incluant parmi d'autres, l'évaluation des limitations lors de la locomotion ou dues aux déficits cognitifs. En prenant les sections de ces échelles plus reliées à la fonction du bras, des études ont démontré une corrélation entre les activités de soins personnels évaluées par la MIF et la récupération motrice du membre supérieur (Sveen et al 1999; Shelton et al. 2001). Toutefois, ces échelles n'évaluent pas quels ont été les mécanismes responsables des changements dans les niveaux d'indépendance. D'autres échelles spécifiques pour le membre supérieur se sont basées sur des tâches reliées au quotidien pour évaluer la récupération fonctionnelle du bras chez ces patients avec une hémiparésie (Lyle, 1981, Van der Lee et al. 2001). De la même façon que les échelles d'autonomie, ses échelles basent leur cotation dans la réussite de la tâche, sans établir nécessairement l'impact des déficits moteurs sur la capacité d'accomplissement de la tâche. Aussi, la plupart des ces échelles utilisent de la vitesse d'exécution comme le critère de cotation (Jebsen et al. 1969) et n'évaluent pas les stratégies utilisées par les sujets pour améliorer la vitesse d'exécution des tâches demandées. Ainsi, malgré que le TEMPA soit validé par une population d'individus âgés, mais pas spécifiquement chez les personnes ayant une hémiparésie, nous considérons qu'il soit un outil de grande valeur dans l'évaluation de la fonction du membre supérieur de cette population.

9.7 L'apport des études cinématiques pour l'étude de l'efficacité des moyens thérapeutiques.

L'élucidation des mécanismes de récupération fonctionnelle suite à un AVC nécessite une bonne compréhension des liens entre les déficits moteurs et leurs répercussions au niveau de la fonction. L'étude cinématique permet de mettre en évidence ces liens lorsqu'on manipule certaines variables liées à la personne ou à l'environnement et qu'on étudie ces conséquences pour le mouvement. En ce qui concerne l'étude de la récupération fonctionnelle du membre supérieur, la manipulation des distances (Article 1) et de la position de l'objet (Article 3) ont permis en premier lieu de mettre en évidence les déficits des sujets ayant une hémiparésie lors des tâches d'atteinte et saisie. Ensuite, l'effet de la restriction des mouvements compensatoires, ainsi que de l'entraînement avec cette restriction (Articles 1, 2 et 4) nous a permis de mettre en évidence la capacité des personnes ayant une hémiparésie chronique de changer leur

comportement moteur ainsi que d'améliorer la fonction du bras. Cela se démontre en dépit d'une atteinte importante de la motricité du bras et de la main.

9.8 Limites des études

La limitation majeure de nos études est la taille des échantillons. Le fait d'utiliser un nombre de sujets inférieur à celui initialement calculé réduit la puissance de nos tests et augmente le risque d'erreurs du type II. Puisqu'en majorité, les principales mesures de résultats ont présenté des différences significatives entre les groupes entraînés avec ou sans la restriction du tronc, ce fait a un impact moins important dans l'interprétation des résultats du groupe en entier. Malgré que la taille de l'échantillon soit petite, nous avons fait une analyse de sous-groupes. Ces analyses nous donnent des indices quant au groupe de patients qui obtiendrait un bénéfice plus important de la restriction du tronc. Cependant, comme il a été mentionné, ci-haut, les résultats limitent nos conclusions dû au manque de puissance des tests et ce surtout en ce qui concerne le sous-groupe moins affecté.

Nous ne pouvons pas en tirer des conclusions en ce que concerne l'impact du site de la lésion sur nos résultats. Même si nous avons l'information du site de la lésion pour une partie des participants, nous n'avons pas retrouvé des corrélations entre l'utilisation des mouvements compensatoires du tronc et le niveau de la lésion. Cela peut être dû au nombre limité de sujets dans chaque catégorie. Le même s'applique sur le lien entre le site de la lésion et la réponse à l'entraînement avec limitation des mouvements du tronc. Aussi, nos participants n'ont pas passé d'exams tels que l'IRMf dans la période quand ils ont participé à notre étude et nous n'avons aucune information sur des mécanismes plastiques cérébraux qu'auraient pu arriver chez ces patients.

Plutôt que répartir la séance d'entraînement dans le nombre de répétitions, nous avons choisi d'utiliser des blocs de temps (10 minutes pour chaque bloc) Ce choix était basé d'une part dans la facilité que cela représentait pour les thérapeutes, et d'autre part dans les résultats où il a été montré que le nombre de répétitions pour améliorer la performance varie en fonction de la sévérité du déficit moteur (Dancause et al. 2002; Cirstea et al. 2003a).

En ce qui concerne l'évaluation de l'incapacité nous avons utilisé seulement un outil qu'évalue l'incapacité focal (au niveau du membre supérieur) plutôt qu'un outil d'analyse plus global (tel que la Mesure de l'Incapacité Fonctionnel - MIF). Aussi notre étude n'évalue pas la quantité d'utilisation du membre parétique lors des activités journalières. Or, on sait que même si après une lésion au niveau du système nerveux central (SNC) due à un AVC le membre supérieur présente une progressive amélioration, la sous utilisation du membre affecté lors des tâches fonctionnelles semble être un phénomène rencontré chez la majorité des patients (Broeks et al. 1999). Donc, nous ne pouvons pas évaluer l'impact de la limitation des mouvements compensatoires sur l'utilisation du membre dans les AVQs.

CHAPITRE X

CONCLUSION

Les adultes ayant une hémiparésie suite à un AVC n'utilisent pas la totalité de leurs potentiels concernant les mouvements de leurs bras et spécifiquement lors des tâches d'atteinte et de saisie d'objets. Cela est en partie dû à un déplacement excessif du tronc lors de ces tâches. La restriction des mouvements compensatoires du tronc mène à une amélioration du mouvement de transport de la main à l'objet en augmentant les amplitudes actives au niveau du coude et de l'épaule. Malgré la chronicité de l'hémiparésie des sujets étudiés, ce travail a montré qu'un court entraînement permet à ces patients d'acquérir des patrons de mouvement plus normaux, à savoir, d'éviter les mouvements compensatoires et d'utiliser plutôt leur potentiel au niveau du bras lors d'une tâche semblable à celle pratiquée lors de l'entraînement.

Finalement, les effets sont de l'entraînement orienté vers la tâche au niveau de la diminution du déficit moteur ainsi que dans la récupération de la fonction du bras est différent selon que les sujets sont entraînés avec ou sans la restriction des mouvements compensatoires du tronc. Suite à 5 semaines d'entraînement aux tâches fonctionnelles, le groupe entraîné avec la restriction des déplacements du tronc tend à améliorer les angles actifs du bras et à diminuer les mouvements compensatoires. Toutefois, le groupe entraîné sans la restriction des mouvements compensatoires du tronc augmente l'utilisation des mouvements compensatoires et diminue l'amplitude des mouvements actifs au niveau du coude et de l'épaule. Les changements dans les patrons du mouvement du bras ont été accompagnés d'une meilleure récupération motrice et fonctionnelle du membre supérieur dans le groupe entraîné avec la restriction du tronc. Aussi, nos résultats suggèrent que le groupe le plus sévèrement affecté serait celui qui bénéficierait davantage de la restriction des mouvements du tronc lors de la pratique de tâches fonctionnelles. Des recherches futures devraient évaluer l'impact d'un entraînement orienté vers la tâche combiné à la restriction des mouvements compensatoires du tronc sur l'utilisation du bras dans la vie quotidienne ainsi que sur l'autonomie de ces personnes.

CHAPITRE XI

SOURCES DOCUMENTAIRES

- Ada L, Canning C, Carr JH, Kilbreath SL, Shepherd RB. (1994) Task specific training of reaching and manipulation. In: Insights into Reach and Grasp Movement Eds. Bennet K.M.B. and Castiello U. 239-65.
- Adamovich SV, Archambault PS, Ghafouri M, Levin M, Poizner H, Feldman AG. (2001). Hand trajectory invariance in reaching movements involving the trunk. *Experimental Brain Research*. 138:288-303.
- Alon G, Sunnerhagen KS, Geurts AC, Ohry A. (2003) A home-based, self-administered stimulation program to improve selected hand functions of chronic stroke. *NeuroRehabilitation*. 18:215-25.
- Aisen ML, Krebs HI, Hogan N, McDowell F, Volpe BT. (1997) The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke. *Arch Neurol*. 54:443-6
- Alexandrov A, Frolov A, Massion J. (1998) Axial synergies during human upper trunk bending. *Exp Brain Res*. 118:210-20.
- Arbib (1981) *Handbook of Physiology* section 1 vol 2 pp 1449-80
- Archambault P, Pigeon P, Feldman AG, Levin MF. (1999) Recruitment and sequencing of different degrees of freedom during pointing movements involving the trunk in healthy and hemiparetic individuals. *Exp Brain Res*. 126:55-67.
- Atkeson CG. (1989) Learning arm kinematics and dynamics. *Annu Rev Neurosci*.12:157-83.
- Baker RE, Ruijter JM, Corner MA, Mud MT. (1992) Effects of spontaneous bioelectric activity and gangliosides on cell survival in vitro. *Brain Res Bull*. 28:975-8.
- Bakheit AM, Maynard VA, Curnow J, Hudson N, Kodapala S. (2003) The relation between Ashworth scale scores and the excitability of the alpha motor neurones in patients with post-stroke muscle spasticity. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 74:646-8.
- Barreca S, Wolf SL, Fasoli S, Bohannon R. (2003) Treatment interventions for the paretic upper limb of stroke survivors: acritical review. *Neurorehabil Neural Repair*. 17:220-6. Review.

- Beer RF, Dewald JPA, Rymer WZ. (2000) Deficits in the coordination of multijoint arm movements in patients with hemiparesis: evidence for disturbed control of limb dynamics. *Exp Brain Res.* 131:305-319.
- Beer RF, Dewald JP, Dawson ML, Rymer WZ. (2004) Target-dependent differences between free and constrained arm movements in chronic hemiparesis. *Exp Brain Res.* 156:458-70.
- Beloosesky Y, Streifler JY, Burstin A, Grinblat J. (1995) The importance of brain infarct size and location in predicting outcome after stroke. *Age Ageing.* 24:515-8.
- Berg KO, Maki BE, Williams JI, Holliday PJ, Wood-Dauphinee SL. (1992) Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Phys Med Rehabil.* 73:1073-80.
- Berglund K, Fugl-Meyer AR. (1986) Upper extremity function in hemiplegia. A cross validation study of two assessment methods. *Scand J Rehabil Med.* 18:155-57.
- Bernstein N. (1967). *Coordination and regulation of movements.* New York: Pergamon Press.
- Binkofski F, Dohle C, Posse S, Stephan KM, Hefter H, Seitz RJ, Freund H-J. (1998) Human anterior intraparietal area subserves prehension. A combined lesion and functional MRI activation study. *Neurology.* 50:1253-59
- Bobath B. (1990) *Adult Hemiplegia. Evaluation and Treatment.* 3rd edition. London: Heinemann Medical;.
- Bohannon RW, Andrews AW. (1995) Limb muscle strength is impaired bilaterally after stroke. *J Phys Ther Sci.* 7:1-7.
- Bohannon RW, Smith MB. (1987) Assessment of strength deficits in eight paretic upper extremity muscle groups of stroke patients with hemiplegia. *Phys Ther.* 67:522-25.
- Boissy P, Bourbonnais D, Carlotti MM, Gravel D, Arsenault BA. (1999) Maximal grip force in chronic stroke subjects and its relationship to global upper extremity function. *Clin Rehabil.* 13:354-62.
- Bootsma RJ, Marteniuk RG, MacKenzie CL, Zaal FT. (1994) The speed-accuracy trade-off in manual prehension: effects of movement amplitude, object size and object width on kinematic characteristics. *Exp Brain Res.* 98:535-41.
- Bouisset S, Zattara M. (1981). A sequence of postural movements precedes voluntary movements. *Neuroscience Letters.* 22:263-70.

- Bourbonnais D, Vanden-Novén S, Carey KM, Rymer WZ. (1989) Abnormal patterns of elbow muscle activation in hemiparetic individuals. *Brain*. 112:85-102.
- Bourbonnais D, Vanden Novén S, Pelletier R. (1992) Incoordination in patients with hemiparesis. *Can J Public Health*. 83 Suppl 2:S58-63. Review.
- Bourbonnais D, Bilodeau S, Lepage Y, Beaudoin N, Gravel D, Forget R. (2002) Effect of force-feedback treatments in patients with chronic motor deficits after a stroke. *Am J Phys Med Rehabil*. 81:890-7.
- Brooks VB (1979) Motor programs revised. In *Posture and movement*, eds. Talbot RE, Humphrey DR. 13-49. New York: Raven Press
- Brunnström S. (1970) *Movement therapy in hemiplegia. A neurophysiological approach*. New York: Harper & Row.
- Bütefisch C., Hummelsheim H, Denzler P and Mauritz KH.(1995) Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand. *J Neurol Sci*. 130:59-68
- Calautti C, Baron JC. (2003) Functional neuroimaging studies of motor recovery after stroke in adults: a review. *Stroke*. 34:1553-66. Review.
- Caminiti R, Johnson PB, Galli C, Ferraina S, Burnod Y. (1991) Making arm movements within different parts of space: the premotor and motor cortical representation of a coordinate system for reaching to visual targets. *J Neurosci*. 11:1182-97.
- Campbell FM, Ashburn AM, Pickering RM, Burnett M. (2001) Head and pelvic movements during a dynamic reaching task in sitting: implications for physical therapists. *Arch Phys Med Rehabil*. 82:1655-60.
- Cao Y, D'Olhaberriague L, Vikingstad EM, Levine SR, Welch KM. (1998) Pilot study of functional MRI to assess cerebral activation of motor function after poststroke hemiparesis. *Stroke*. 29:112-22.
- Carey JR, Kimberley TJ, Lewis SM, Auerbach EJ, Dorsey L, Rundquist P, Ugurbil K. (2002) Analysis of fMRI and finger tracking training in subjects with chronic stroke. *Brain*. 125:773-88.
- Carr LJ, Harrison LM, Stephens JA. (1994) Evidence for bilateral innervation of certain homologous motoneurone pools in man. *J Physiol*. 475:217-27.
- Carr JH, Shepherd RB. (1985) *Motor relearning programme for stroke*. Rockville, MD: Aspen systems.

- Carr JH, Shepherd RB. (1998) Neurological Rehabilitation : Optimizing motor performance. Butterworth-Heinemann, Oxford. pp 126-153
- Carr JH, Shepherd RB. (2000) A motor learning model for rehabilitation. In: Carr JH, Shepherd RB. Movement Science: Foundations for physical therapy in rehabilitation. Aspen Publishers: 33-99.
- Castiello U, Bennett K, Chambers H (1998) Reach to grasp: the response to a simultaneous perturbation of object position and size. *Exp Brain Res* 120:31-40
- Cauraugh JH, Kim SB. (2003) Stroke motor recovery: active neuromuscular stimulation and repetitive practice schedules. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 74:1562-6.
- Cauraugh J, Light K, Kim S, Thigpen M, Behrman A. (2000) Chronic motor dysfunction after stroke: recovering wrist and finger extension by electromyography-triggered neuromuscular stimulation. *Stroke*. 31:1360-4.
- Chapman H, Gavrilesco M, Wang H, Kean M, Egan G, Castiello. (2002) Posterior parietal cortex control of reach-to-grasp movements in humans. *Eur J Neurosci*. 15:2037-42
- Chen CL, Tang FT, Chen HC, Chung CY, Wong MK. (2000) Brain lesion size and location: effects on motor recovery and functional outcome in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 81:447-52.
- Chieffi S, Gentilucci M, Allport A, Sasso E, Rizzolatti G. (1993) Study of selective reaching and grasping in a patient with unilateral parietal lesion. Dissociated effects of residual spatial neglect. *Brain*. 116:1119-37.
- Chollet F, DiPiero V, Wise RJS, Brooks DJ, Dolan RJ, Frackowiak RSJ. (1991) The functional anatomy of motor recovery after stroke in humans: A study with positron emission tomography. *Ann Neurol*. 29:63-71.
- Cirstea MC, Levin MF. (2000) Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*. 123:940-53.
- Cirstea MC, Ptito A, Levin MF. (2003a) Arm reaching improvements with short-term practice depend on the severity of the motor deficit in stroke. *Exp Brain Res*. 152:476-88
- Cirstea MC, Mitnitski AB, Feldman AG, Levin MF. (2003b) Coordination dynamics during reaching in stroke. *Exp Brain Res*. 151:289-300.
- Classen J, Liepert J, Wise SP, Hallett M, Cohen LG. (1998) Rapid plasticity of human cortical movement representation induced by practice. *J Neurophysiol*. 79:1117-23.

- Chollet F, DiPiero V, Wise RJS, Brooks DJ, Dolan RJ, Frackowiak RSJ. (1991) The functional anatomy of motor recovery after stroke in humans: A study with positron emission tomography. *Ann Neurol.* 29:63-71.
- Colebatch JG, Gandevia SC, Spira PJ. (1986) Voluntary muscle strength in hemiparesis: distribution of weakness at the elbow. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 49:1019-24.
- Colebatch JG, Gandevia SC. (1989) The distribution of muscular weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm. *Brain.* 112 :749-63.
- Colebatch JG, Deiber MP, Passingham RE, Friston KJ, Frackowiak RS. (1991) Regional cerebral blood flow during voluntary arm and hand movements in human subjects. *J Neurophysiol.* 65:1392-1401
- Consensus Panel, Heart and Stroke Foundation of Ontario, www.hsfpe.org, Stroke System: Best Practices: Professional Education: Resources.
- Corradini ML, Gentilucci M, Leo T, Rizzolatti G. (1992) Motor control of voluntary arm movements. Kinematic and modelling study. *Biol Cybern.* 67:347-60.
- Cramer SC, Nelles G, Benson RR, Kaplan JD, Parker RA, Kwong KK, Kennedy DN, Finklestein SP, Rosen BR. (1997) A functional MRI study of subjects recovered from hemiparetic stroke. *Stroke.* 28:2518-27.
- Crosbie J, Shepherd RB, Squire TJ. (1995) Postural and voluntary movement during reaching in sitting : the role of the lower limbs. *J Hum Mov Stud.* 28:103-26.
- Dancause N, Ptito A, Levin MF. (2002) Error correction strategies for motor behavior after unilateral brain damage: short-term motor learning processes. *Neuropsychologia.* 40:1313-23.
- De Souza LH, Hewer RL, Miller S. (1980) Assessment of recovery of arm control in hemiplegic stroke patients. 1. Arm function tests. *Int Rehabil Med.* 2:3-9.
- Dean DM, Shepherd RB (1997) Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke. A randomized controlled trial. *Stroke.* 28:722-28.
- Dean CM, Shepherd RB, Adams RD. (1999) 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.* 10:147-53.
- Dean CM, Richards CL, Malouin F. (2000) Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: a randomized, controlled pilot trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 81:409-17.

- Desmurget M, Prablanc C, Arzi M, Rossetti Y, Paulignan Y, Urquizar C. (1996) Integrated control of hand transport and orientation during prehension movements. *Exp Brain Res.* 110:265-78
- Desmurget M, Prablanc C. (1997) Postural control of three dimensional prehension movements. *J Neurophysiol.* 77:452-64
- Desrosiers J, Hébert R, Dutil E, Bravo G, Mercier L. (1994) Validity of a measurement instrument for upper extremity performance: the TEMPA. *Occup Ther J Res.* 14:267-81.
- Desrosiers J, Hébert R, Bravo G, Dutil E. (1995) Upper extremity performance test for the elderly (TEMPA): Normative data and correlates with sensorimotor parameters. *Arch Phys Med Rehabil.* 76:1125-29.
- Desrosiers J, Bourbonnais D, Bravo G, Roy PM, Guay M. (1996) Performance of the 'unaffected' upper extremity of elderly stroke patients. *Stroke.* 27:1564-70.
- Dewald JP, Beer RF. (2001) Abnormal joint torque patterns in the paretic upper limb of subjects with hemiparesis. *Muscle Nerve.* 24:273-83.
- Dickstein R, Shefi S, Marcovitz E, Villa Y. (2004) Electromyographic activity of voluntarily activated trunk flexor and extensor muscles in post-stroke hemiparetic subjects. *Clin Neurophysiol.* 115:790-6.
- Duncan PW. (1997) Synthesis of intervention trials to improve motor recovery following stroke. *Top Stroke Rehabil.* 3:1-20.
- Duncan P, Richards L, Wallace D, Stoker-Yates J, Pohl P, Luchies C, Ogle A, Studenski S. (1998) A randomized, controlled pilot study of a home-based exercise program for individuals with mild and moderate stroke. *Stroke.* 29:2055-60.
- Ehrsson HH, Fagergren A, Jonsson T, Westling G, Johansson RS, Forssberg H. (2000) Cortical activity in precision versus power-grip tasks: an fMRI study. *J Neurophysiol.* 83:528-36.
- Esparza DY, Archambault P, Winstein CL and Levin MF (2003) Hemispheric specialization in the coordination of arm and trunk movements during pointing in patients with unilateral brain damage. *Exp Brain Res.* 148:488-97.
- Fasoli SE, Krebs HI, Stein J, Frontera WR, Hogan N. (2003) Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 84:477-82.

- Fasoli SE, Krebs HI, Stein J, Frontera WR, Hughes R, Hogan N. (2004) Robotic therapy for chronic motor impairments after stroke: Follow-up results. *Arch Phys Med Rehabil.* 85:1106-11.
- Feldman AG, Levin MF. (1995). Positional frame of reference in motor control. Origin and use. *Behavioral and Brain Sciences.* 18:723-804.
- Feydy A, Carlier R, Roby-Brami A, Bussel B, Cazalis F, Pierot L, Burnod Y, Maier MA. (2002) Longitudinal study of motor recovery after stroke: recruitment and focusing of brain activation. *Stroke.* 33:1610-7.
- Feys HM, De Weerd WJ, Selz BE, Cox Steck GA, Spichiger R, Vereeck LE, Putman KD, Van Hoydonck GA. (1998) Effect of a therapeutic intervention for the hemiplegic upper limb in the acute phase after stroke: a single-blind, randomized, controlled multicenter trial. *Stroke.* 29:785-92.
- Fisher BE, Winstein CJ, Velicki MR. (2000) Deficits in compensatory trajectory adjustments after unilateral sensorimotor stroke. *Exp Brain Res.* 132:328-44.
- Fisher AG (1992) Functional measures, part 1 : What is function, what should we measure, and how should we measure it? *The american journal of occupational therapy* 46 :183-185.
- Fisk JD, Goodale MA. (1988) The effects of unilateral brain damage on visually guided reaching: hemispheric differences in the nature of the deficit. *Exp Brain Res.* 72: 425-35.
- Fitts PM. (1954) The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J Exp Psychol.* 47:381-91.
- Flash T, Richardson ME, Handzel AA, Liebermann DG (2004) Computational models and geometric approaches in arm trajectory control studies. In Latash ML et Levin MF eds. *Progress in motor control. Vol 3, Human Kinetics* 35-54.
- Flash T, Hogan N. (1985). The coordination of arm movements an experimentally confirmed mathematical model. *Journal of Neuroscience* 5:1688-703.
- Friel KF, Nudo RJ. (1998) Recovery of motor function after cortical injury in primates: compensatory movement patterns used during rehabilitative training. *Somat Motor Research.* 15:173-89.
- Fugl-Meyer AR, Jääsko L, Leyman L, Olsson S, Steglind S (1975) The post-stroke hemiparetic patient. I. A method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehab Med.* 7:13-31

- Gelfand IM, Latash ML. (1998) On the problem of adequate language in motor control. *Motor Control*. 2:306-13.
- Gentile AM. (2000) Skill acquisition: action movement, and neuromotor processes. In: Carr J, Shepherd RB, eds. *Movement science: foundations for physical therapy in rehabilitation*. Aspen Systems, 111-87.
- Gentilucci M, Castiello U, Corradini ML, Scarpa M, Umiltà C, Rizzolatti G (1991) Influence of different types of grasping on the transport component of prehension movements. *Neuropsychologia* 29:361-378
- Gentilucci M, Chieffi S, Scarpa M, Castiello U. (1992). Temporal coupling between transport and grasp components during prehension movements: effects of visual perturbation. *Behavioral Brain Research*. 47:71-82.
- Gentilucci M, Daprati E, Gangitano M, Saetti MC, Toni I (1996) On orientating the hand to reach and grasp an object. *NeuroReport*. 7:589-92
- Georgopoulos AP. (1995) Current issues in directional motor control. *Trends Neurosci*. 18:506-10. Review.
- Ghafouri M, Archambault PS, Adamovich SV, Feldman AG. (2002). Pointing movements may be produced in different frames of reference depending on the task demand. *Brain Research*. 929:117-128
- Gielen CCAM, Vrijenhoek EJ, Flash T, Neggers SFW (1997) Arm position constraints during pointing and reaching in 3D space. *J. Neurophysiol* 78:660-73.
- Glanz M, Klawansky S, Stason W, Berkey C, Shah N, Phan H, Chalmers TC (1995) Biofeedback therapy in poststroke rehabilitation: A meta-analysis of the randomized controlled trials. *Arch Phys Med Rehabil*. 76:508-15.
- Glanz M, Klawansky S, Stason W, Berkey C, Chalmers TC. (1996) Functional electrostimulation in poststroke rehabilitation: a meta-analysis of the randomized controlled trials. *Arch Phys Med Rehabil*. 77:549-53.
- Gordon, (2000) assumptions underlying physical therapy intervention: theoretical and historical perspectives. In: Carr JH, Shepherd RB. *Movement Science: Foundations for physical therapy in rehabilitation*. Aspen Publishers, 1-231.
- Gowland C, Stratford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hullenar S, et al. (1993) Measuring physical impairment and disability with Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*. 24:58-63.

- Gréa H, Pisella L, Rossetti Y, Desmurget M, Tilikete C, Grafton S, Prablanc C, Vighetto A (2002) A lesion of the posterior parietal cortex disrupts on-line adjustments during aiming movements. *Neuropsychologia* 40:2471-80
- Haaland KY, Prestopnik JL, Knight RT, Lee RR. (2004) Hemispheric asymmetries for kinematic and positional aspects of reaching. *Brain* 127:1145-58.
- Haaland KY, Harrington DL. (1994) Limb-sequencing deficits after left but not right hemisphere damage. *Brain Cogn.* 24:104-22.
- Haggard P, Wing A (1997) On the Hand Transport Component of Prehensile Movements. *J Mot Behav.* 29:282-87
- Haggard P, Wing A. (1998) Coordination of hand aperture with the spatial path of hand transport. *Exp Brain Res.* 118:286-92.
- Hanlon RE (1996) Motor learning following unilateral stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 77: 811-15.
- Hepp-Reymond MC, Husler EJ, Maier MA, Qi HX. (1994) Force-related neuronal activity in two regions of the primate ventral premotor cortex. *Can J Physiol Pharmacol.* 72:571-9.
- Hermsdorfer J, Ulrich S, Marquardt C, Goldenberg G, Mai N. (1999) Prehension with the ipsilesional hand after unilateral brain damage. *Cortex.* 35:139-61
- Hermsdorfer J, Blankenfeld H, Goldenberg G. (2003) The dependence of ipsilesional aiming deficits on task demands, lesioned hemisphere, and apraxia. *Neuropsychologia.* 41:1628-43.
- Hesse S, Schulte-Tigges G, Konrad M, Bardeleben A, Werner C. (2003) Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 84:915-20.
- Hoff B, Arbib MA. (1993). Models of trajectory formation and temporal interaction of reach and grasp. *Journal of Motor Behavior.* 25:175-92.
- Hogan N. (1984) An organizing principle for a class of voluntary movements. *J Neurosci.* 4:2745-54.
- Hollerbach JM, Atkeson CG. (1987) Inferring limb coordination strategies from trajectory kinematics. *J Neurosci Methods.* 21:181-94.
- Hore J, Watts S, Vilis T (1992) Constraints on arm position when pointing in three dimensions: Donders' law and the Fick gimbal strategy. *J Neurophysiol.* 68:374-83.

- Jakobson LS, Archibald YM, Carey DP, Goodale MA. (1991) A kinematic analysis of reaching and grasping movements in a patient recovering from optic ataxia. *Neuropsychologia*. 29:803-9.
- Jakobson LS, Goodale MA (1991) Factors affecting higher-order movement planning: a kinematic analysis of human prehension. *Exp Brain Res*. 86:199-208.
- Jeannerod M (1984) The timing of natural prehension movements. *J Mot Behav*. 16:235-54.
- Jeannerod M. (1986) Mechanisms of visuomotor coordination: a study in normal and brain-damaged subjects. *Neuropsychologia*. 24:41-78.
- Jeannerod M et Marteniuk RG. (1992) Functional characteristics of prehension: from data to artificial neural networks. In *Vision and Motor control*. Eds. Proteau L et Elliott, Elsevier.
- Jeannerod M, Decety J, Michel F (1994) Impairment of grasping movements following a bilateral posterior parietal lesion. *Neuropsychologia* 32:369-80.
- Jebsen RH, Taylor N, Trieschmann RB, Trotter MJ, Howard LA. (1969) An objective and standardized test of hand function. *Arch Phys Med Rehabil*. 50:311-9.
- Johansen-Berg H, Dawes H, Guy C, Smith SM, Wade DT, Matthews PM. (2002) Correlation between motor improvements and altered fMRI activity after rehabilitative therapy. *Brain* 125:2731-42.
- Kalaska JF, Scott SH, Cisek P, Sergio LE. (1997) Cortical control of reaching movements. *Cur Opin Neurol*. 7:849-59.
- Kaminski TR, Bock C, Gentile AM. (1995) The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. *Experimental Brain Research*. 106:457-66.
- Kamper DG, Rymer WZ. (2001) Impairment of voluntary control of finger motion following stroke: role of inappropriate muscle coactivation. *Muscle Nerve* 24:673-81.
- Kamper DG, McKenna-Cole AN, Kahn LE, Reinkensmeyer DJ. (2002) Alterations in reaching after stroke and their relation to movement direction and impairment severity. *Arch Phys Med Rehabil*. 83:702-7.
- Karni A, Meyer G, Rey-Hipolito C, Jezard P, Adams MM, Turner R, Ungerleider LG (1998) The acquisition of skilled motor performance: Fast and slow experience-driven changes in primary motor cortex. *Proc Nat Acad Sci*. 95:861-68.
- Kawato M, Furukawa K, Suzuki R. (1987) A hierarchical neural-network model for control and learning of voluntary movement. *Biol Cybern*. 57:169-85.

- Kawato M. (1999). Internal models for motor control and trajectory planning. *Cur Opin Neurob.* 9:718-27.
- Keith AR. (1997) Treatment strength in rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 78:1298-304.
- Kelso, J.A.S. (1988). Dynamic Patterns. In Kelso, J.A.S., Mandell, A.J. & Shlesinger, M.F. (eds.), *Dynamic Patterns in Complex Systems*, World Scientific, Singapore.
- Kilner JM, Baker SN, Salenius S, Jousmaki V, Hari R, Lemon RN. (1999) Task-dependent modulation of 15-30 Hz coherence between rectified EMGs from human hand and forearm muscles. *J Physiol.* 516:559-70.
- Kraft GH, Fitts SS, Hammond MC. (1992) Techniques to improve function of the arm and hand in chronic hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 73:220-7.
- Krebs HI, Aisen ML, Volpe BT, Hogan N. (1999) Quantization of continuous arm movements in humans with brain injury. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 96:4645-9.
- Kugler PN, Kelso JAS, Turvey MT (1980) On the concept of coordinative structures as dissipative structures: 1. Theoretical lines of convergence. In: Stelmach GE and Requin J eds. *Tutorials in motor behavior*. North Holland
- Kwakkel G, Kollen BJ, Wagenaar RC (1999) Therapy impact on functional recovery in stroke rehabilitation. A critical review of the literature. *Physiother.* 85: 377-91.
- Lacquaniti F, Soechting JF (1982) Coordination of arm and wrist motion during a reaching task. *J Neuroscience* 2:399-408.
- Lacquaniti F. (1989) Central representations of human limb movement as revealed by studies of drawing and handwriting. *Trends Neurosci.* 12:287-91. Review.
- Lang CE, Schieber MH. (2004) Reduced muscle selectivity during individuated finger movements in humans after damage to the motor cortex or corticospinal tract. *J Neurophysiol.* 91:1722-33.
- Lang CE, Schieber MH. (2003) Differential impairment of individuated finger movements in humans after damage to the motor cortex or the corticospinal tract. *J Neurophysiol.* 90:1160-70.
- Langhammer B, Stanghelle JK. (2000) Bobath or motor relearning programme? A comparison of two different approaches of physiotherapy in stroke rehabilitation: a randomized controlled study. *Clin Rehabil.* 14:361-9.
- Latash ML, Danion F, Scholz JF, Schoner G. (2004) Coordination of multielement motor systems based on motor abundance. In Latash ML et Levin MF eds. *Progress in motor control. Vol 3, Human Kinetics*, 97-124

- Latash ML, Anson JG (1996) What are "normal movement" in atypical populations? *Behav Brain Sci.* 19:55-68.
- Lawrence DG, Kuypers HGM (1968) The functional organization of the motor system in the monkey. I. The effects of bilateral pyramidal lesions. *Brain* 91:1-14.
- Lemon RN, Johansson RS, Westling G (1995) Corticospinal control during reach grasp and precision lift in man. *J Neurosci.* 15:6145-56.
- Lennon S, Ashburn A. (2000) The Bobath concept in stroke rehabilitation: a focus group study of the experienced physiotherapists' perspective. *Disabil Rehabil.* 22:665-74.
- Lennon S, Baxter D, Ashburn A. (2001) Physiotherapy based on the Bobath concept in stroke rehabilitation: a survey within the UK. *Disabil Rehabil.* 15:254-62.
- Levin MF, Hui-Chan CWY. (1993) Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvements in reflex and voluntary functions. *Electroenceph Clin Neurophysiol.* 82:131-42.
- Levin MF. (1996a) Should stereotypic movement synergies in hemiparetic patients be considered adaptive? Commentary / Latash&Anson: Movements in atypical populations. *Behav Brain Sci.* 19:79-80.
- Levin MF. (1996b). Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Brain* 119:281-293.
- Levin MF, Selles RW, Verheul MHG, Meijer OG. (2000) Deficits in the range of regulation of central control over arm movement in stroke patients. *Brain Res.* 853:352-69.
- Levin MF, Michaelsen SM, Cirstea CM, Roby-Brami A. (2002) Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Experimental Brain Research.* 143:171-80.
- Levin MF, Desrosiers J, Beauchemin D, Bergeron N, Rochette A. (2004) Development and validation of a scale for rating motor compensations used for reaching in patients with hemiparesis: the reaching performance scale. *Phys Ther.* 84:8-22.
- Levin MF, Feldman AG. (1994) The role of stretch reflex threshold regulation in normal and impaired motor control. *Brain Res.* 657:23-30.
- Levy CE, Nichols DS, Schmalbrock PM, Keller P, Chakeres DW. (2001) Functional MRI evidence of cortical reorganization in upper-limb stroke hemiplegia treated with constraint-induced movement therapy. *Am J Phys Med Rehabil.* 80:4-12.

- Liepert J, Bauder H, Wolfgang HR, Miltner WH, Taub E, Weiller C. (2000) Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans. *Stroke* 3:1210-16.
- Lum PS, Burgar CG, Shor PC, Majmundar M, Van der Loos M. (2002) Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 83:952-9.
- Lum PS, Burgar CG, Shor PC. (2003) Evidence for strength imbalances as a significant contributor to abnormal synergies in hemiparetic subjects. *Muscle Nerve* 27:211-21.
- Lyle RC. (1981) A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and reserach *Int J Rehabilitation Research.* 4:483-92.
- Ma S, Feldman AG. (1995) Two functionally different synergies during arm and reaching movements involving the trunk. *Journal of Neurophysiology* 73:2120-2.
- Mackey DC, Bertram CP, Mason AH, Marteniuk RG, Mackenzie CL (2000) The effect of task complexity on trunk-assisted reaching. *J Sport Exerc Psychol.* 22: S73
- Magill RA. (2001) *Motor Learning : Concepts and applications.* (6th ed.) McGraw-Hill
- Mamassian P. (1997) Prehension of objects oriented in three-dimensional space. *Exp Brain Res.* 114:235-45.
- Marotta JJ, Medendorp WP, Crawford JD. (2003) Kinematic rules for upper and lower arm contributions to grasp orientation. *J Neurophysiol.* 90:3816-27.
- Marshall RS, Perera GM, Lazar RM, Krakauer JW, Constantine RC, DeLaPaz RL. (2000) Evolution of cortical activation during recovery from corticospinal tract infarction. *Stroke* 31:656-61.
- Marteniuk RG, MacKenzie CL, Jeannerod M, Athenes S, Dugas C. (1987) Constraints on human arm movement trajectories. *Can J Psychol.* 41:365-78.
- Mathiowetz V, Volland G, Kashman N, Weber K (1985) Adult norms for the box and block test of manual dexterity. *Am J Occ Ther.* 39:386-91.
- Matsumura M, Kawashima R, Naito E, Satoh K, Takahashi T, Yanagisawa T, Fukuda H (1996) Changes in rCBF during grasping in humans examined by PET. *NeuroReport.* 29:749-52.
- Medendorp WP, Crawford JD, Henriques DY, Van Gisbergen JA, Gielen CC. (2000) Kinematic strategies for upper arm-forearm coordination in three dimensions. *J Neurophysiol.* 84:2302-16.

- Mercier C, Bertrand AM, Bourbonnais D. (2004) Differences in the magnitude and direction of forces during a submaximal matching task in hemiparetic subjects. *Exp Brain Res.* 157:32-42.
- Mercier C, Bourbonnais D. (2004) Relative shoulder flexor and handgrip strength is related to upper limb function after stroke. *Clin Rehabil.* 18:215-21.
- Messier S, Bourbonnais D, Desrosiers J, Roy Y. (2004) Dynamic analysis of trunk flexion after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 85:1619-24.
- Morasso P. (1981). Spatial control of arm movements. *Experimental Brain Research.* 42:223-27.
- Moro D, Levin MF (2004) Arm-trunk compensations for beyond-the-reach movements in adults with chronic stroke. ISEK, Boston, June.
- Murata A, Gallese V, Luppino G, Kaseda M, Sakata H (2000) Selectivity for the shape, size, and orientation of objects for grasping in neurons of monkey parietal area AIP. *J Neurophysiol.* 83:2580-601
- Murthy VN, Fetz EE. (1996) Oscillatory activity in sensorimotor cortex of awake monkeys: synchronization of local field potentials and relation to behavior. *J Neurophysiol.* 76:3949-67.
- Nadeau S, Gravel D, Arsenault B, Bourbonnais B, Goyette M. (1997) Dynamometric assessment of the plantarflexors in hemiparetic individuals: relations between muscular, gait and clinical parameters. *Scand J Rehab Med.* 29:137-46.
- Nakayama H, Jorgensen HS, Raashau HO, Olsen TS. (1994) Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen stroke study. *Arch. Phys Med Rehabil.* 75: 394-8.
- National Clinical Guidelines for Stroke, Royal College of Physicians, (2002)
- Nelles G, Jentzen W, Jueptner M, Muller S, Diener HC. (2001) Arm training induced brain plasticity in stroke studied with serial positron emission tomography. *Neuroimage* 13:1146-54.
- Nirkko AC, Ozdoba C, Redmond SM, Burki M, Schroth G, Hess CW, Wiesendanger M. (2001) Different ipsilateral representations for distal and proximal movements in the sensorimotor cortex: activation and deactivation patterns. *Neuroimage.* 13:825-35.
- Nudo RJ, Wise BM, SiFuentes F, Milliken GW. (1996) Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. *Science* 272:1791-4.

- Nudo R, Milliken G (1996) Reorganization of movement representations in primary motor cortex following focal ischemic infarcts in adult squirrel monkeys. *J Neurophysiol.* 75: 2144-49.
- Ostry DJ, Feldman AG. (2003) A critical evaluation of the force control hypothesis in motor control. *Exp Brain Res.* 153:275-88.
- Page SJ. (2003) Intensity versus task-specificity after stroke: how important is intensity? *Am J Phys Med Rehabil.* 82:730-2.
- Page SJ, Sisto S, Levine P, McGrath RE. (2004) Efficacy of modified constraint-induced movement therapy in chronic stroke: a single-blinded randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 85:14-8.
- Parker VM, Wade DT, Langton Hewer R. (1986) Loss of arm function after stroke: measurement, frequency, and recovery. *Int Rehabil Med.* 8:69-73.
- Paulignan Y, MacKenzie C, Marteniuk R, Jeannerod M (1991) Selective perturbation of visual input during prehension movements. 1. The effects of changing object position. *Exp Brain Res.* 83:502-12.
- Paulignan Y, Frak VG, Toni I, Jeannerod M (1997) Influence of object position and size on human prehension movements. *Exp Br Res.* 114:226-34.
- Pigeon P, Feldman AG. (1998) Compensatory arm-trunk coordination in pointing movements is preserved in the absence of visual feedback. *Brain Res.* 802:274-80.
- Pineiro R, Pendlebury ST, Smith S, Flitney D, Blamire AM, Styles P, Matthews PM. (2000) Relating MRI changes to motor deficit after ischemic stroke by segmentation of functional motor pathways. *Stroke* 31:672-9.
- Platz T, Winter T, Muller N, Pinkowski C, Eickhof C, Mauritz KH. (2001) Arm ability training for stroke and traumatic brain injury patients with mild arm paresis: a single-blind, randomized, controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 82:961-8.
- Plautz EJ, Milliken GW, Nudo RJ. (2000) Effects of repetitive motor training on movement representations in adult squirrel monkeys: role of use versus learning. *Neurobiol Learn Mem.* 74:27-55.
- Pohl PS, Luchies CW, Stoker-Yates J, Duncan PW. (2000) Upper extremity control in adults post stroke with mild residual impairment. *Neurorehabil Neural Repair.* 14:33-41.
- Reinkensmeyer DJ, McKenna Cole A, Kahn LE, Kamper DG. (2002) Directional control of reaching is preserved following mild/moderate stroke and stochastically constrained following severe stroke. *Exp Brain Res.* 143:525-30.

- Reisman DS, Scholz JP. (2003) Aspects of joint coordination are preserved during pointing in persons with post-stroke hemiparesis. *Brain* 126:2510-27.
- Richards CL, Malouin F, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Bouchard JP, Brunet D. (1993) Task-specific physical therapy for optimization of gait recovery in acute stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil.* 74:612-20.
- Rizzolatti G, Camarda R, Fogassi L, Gentilucci M, Luppino G, Matelli M (1988) Functional organization of inferior area 6 in the macaque monkey. II. Area F5 and the control of distal movements. *Exp Brain Res.* 71:491-507.
- Roby-Brami A, Fuchs S, Mokhtari M, Bussel B. (1997) Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients. *Motor Control.* 1:72-91.
- Roby-Brami A, Bennis N, Mokhtari M, Baraduc P (2000) Hand orientation for grasping depends on the direction of the reaching movement. *Brain Res.* 869:121-29.
- Roby-Brami A, Bennis N, Jacobs S, Levin MF (2003a) Hand orientation for grasping and upper-limb joint rotation patterns in healthy subjects and hemiparetic stroke patients. *Brain Res.* 969:217-29.
- Roby-Brami A, Freydy A, Combeaud M, Biryukova EV, Bussel B, Levin MF (2003b) Motor compensation and recovery for reaching in stroke patients. *Acta Neurol Scand.* 107:369-81.
- Rohrer B, Fasoli S, Krebs HI, Hughes R, Volpe B, Frontera WR, Stein J, Hogan N. (2002) Movement smoothness changes during stroke recovery. *J Neurosci.* 22:8297-304.
- Rosenbaum DA, Vaughan J, Barnes HJ, Jorgensen MJ. (1992) Time course of movement planning: selection of handgrips for object manipulation. *J Exp Psychol Learn Mem Cogn.* 18:1058-73.
- Rosenbaum DA, Engelbrecht SE, Bushe MM, Loukopoulos LD. (1993) A model for reaching control. *Acta Psychol (Amst).* 82:237-50.
- Rosenbaum DA, Loukopoulos LD, Meulenbroek RG, Vaughan J, Engelbrecht SE. (1995) Planning reaches by evaluating stored postures. *Psychol Rev.* 102:28-67.
- Rossi E, Mitnitski A, Feldman AG. (2002) Sequential control signals determine arm and trunk contributions to hand transport during reaching in humans. *J Physiol.* 538:659-71.
- Sakata H, Taira M, Kusunoki M, Murata A, Tsutsui K, Tanaka Y, Shein WN, Miyashita Y. (1999) Neural representation of three-dimensional features of manipulation objects with stereopsis. *Exp Brain Res.* 128:160-9

- Salbach NM, Mayo NE, Wood-Dauphinee S, Hanley JA, Richards CL, Cote R. (2004) A task-orientated intervention enhances walking distance and speed in the first year post stroke: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 18:509-19.
- Saling M, Stelmach GE, Mescheriakov S, Berger M. (1996) Prehension with trunk assisted reaching. *Behav Brain Res.* 80:153-60.
- Schaechter JD, Kraft E, Hilliard TS, Dijkhuizen RM, Benner T, Finklestein SP, Rosen BR, Cramer SC. (2002) Motor recovery and cortical reorganization after constraint-induced movement therapy in stroke patients: a preliminary study. *Neurorehabil Neural Repair.* 16:326-38.
- Schneiberg S, Lamarre C, Bibeau A, Gendron S, Bilodeau N, Levin MF. (2004) Kinematics patterns of reach and grasp movement in children with mild cerebral palsy before and after constraint induced therapy (CIT). Annual meeting of AACPD, September, LA -EUA.
- Scholz and Schoner (1999) The uncontrolled manifold concept : identifying control variables for a functional task. *Exp Brain Res.* 126:289-306.
- Schoner G, Kelso JA. (1988) Dynamic pattern generation in behavioral and neural systems. *Science.* 239:1513-20.
- Seidler RD, Stelmach GE (2000) Trunk-assisted prehension: specification of body segments with imposed temporal constraints. *J Mot Behav.* 32:379-89.
- Seitz RJ, Hoflich P, Binkofski F, Tellmann L, Herzog H, Freund HJ. (1998) Role of the premotor cortex in recovery from middle cerebral artery infarction. *Arch Neurol.* 55:1081-8.
- Shadmehr R, Mussa-Ivaldi FA. (1994) Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *J Neurosci.* 14:3208-24.
- Shelton FD, Volpe BT, Reding M. (2001) Motor impairment as a predictor of functional recovery and guide to rehabilitation treatment after stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 15:229-37.
- Shumway-Cook A, Woollacott MH. (1995) *Motor Control. Theory and Practical Applications.* Baltimore: Williams & Wilkins.
- Soechting JF, Buneo CA, Herrmann U, Flanders M. (1995) Moving effortlessly in three dimensions: does Donders' law apply to arm movement? *J Neurosci.* 9:6271-80.
- Soechting JF, Lacquaniti F. (1981). Invariant characteristics of a pointing movement in man. *Journal of Neuroscience.* 1:710-20.

- Soechting JF, Flanders M. (1993) Parallel, interdependent channels for location and orientation in sensorimotor transformations for reaching and grasping. *J Neurophysiol.* 70:1137-50
- Soechting JF, Terzuolo CA. (1988) Sensorimotor transformations underlying the organization of arm movements in three-dimensional space. *Can J Physiol Pharmacol.* 66:502-7.
- Steenbergen B, Marteniuk RG, Kalbfleisch LE. (1995) Achieving Coordination in Prehension: Joint Freezing and Postural Contributions. *J Mot Behav.* 27:333-48.
- Steenbergen B, Hulstijn W, Lemmens IH, Meulenbroek RG (1998) The timing of prehensile movements in subjects with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 40:108-14.
- Steenbergen B, Hulstijn W, Dortmans S. (2000) Constraints on grip selection in cerebral palsy. Minimising discomfort. *Exp Brain Res.* 134:385-97.
- Steenbergen B, van Thiel E, Hulstijn W, Meulenbroek RG (2000) The coordination of reaching and grasping in spastic hemiparesis. *Human Movement Science* 19:75-105.
- Steenbergen B, Meulenbroek RG, Rosenbaum DA. (2004) Constraints on grip selection in hemiparetic cerebral palsy: effects of lesional side, end-point accuracy, and context. *Brain Res Cogn Brain Res.* 19:145-59.
- Stelmach GE, Castiello U, Jeannerod M. (1994) Orienting the finger opposition space during prehension movements. *Journ Motor Behav.* 26:178-86.
- Sunderland A, Tinson D, Bradley L, Hewer RL. (1989) Arm function after stroke. An evaluation of grip strength as a measure of recovery and a prognostic indicator. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 52:1267-72.
- Sunderland A, Tinson DJ, Bradley EL, Fletcher D, Langton H, Hewer R, Wade DT. (1992) Enhanced physical therapy improves recovery of arm function after stroke. A randomised controlled trial. *J. Neurol Neurosurg Psychiatry* 55:530-35.
- Sunderland A. (2000) Recovery of ipsilateral dexterity after stroke. *Stroke.* 31:430-3.
- Sveen U, Bautz-Holter E, Sodrings KM, Wyller TB, Laake K. (1999) Association between impairments, self-care ability and social activities 1 year after stroke. *Disabil Rehabil.* 21:372-7.
- Tanaka S, Hachisuka K, Ogata H. (1998) Muscle strength of trunk flexion-extension in post-stroke hemiplegic patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 77:288-90.

- Taub E, Miller NE, Novack TA, Cook EW 3rd, Fleming WC, Nepomuceno CS, Connell JS, Crago JE. (1993) Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 74:347-54.
- Taub E and Wolf S. (1997) Constraint induced movement techniques to facilitate upper extremity use in stroke patients. *Top Stroke Rehabil.* 3:38-61.
- Taub E, Uswatte G, Pidikiti R. (1999) Constraint-Induced Movement Therapy: a new family of techniques with broad application to physical rehabilitation - a clinical review. *J Rehabil Res Dev.* 36:237-51.
- Teasell RW, Foley NC, Bhogal SK, Jutai J, Speechley MR. (2003a) Evidence-based review of stroke rehabilitation. Heart and stroke foundation.
- Teasell RW, Foley NC, Bhogal SK, Speechley MR. (2003b) An evidence-based review of stroke rehabilitation. *Top Stroke Rehabil.* 10:29-58.
- Temprado, Montagne (2001) Les coordinations perceptivo-motrices. Introduction aux approches écologique et dynamique du couplage perception-action. Armand Colin Eds. Paris
- Thielman GT, Dean CM, Gentile AM. (2004) Rehabilitation of reaching after stroke: task-related training versus progressive resistive exercise. *Arch Phys Med Rehabil.* 85:1613-8.
- Trombly CA (1992) Deficits of reaching in individuals with left hemiparesis: a pilot study. *Am J Occup Ther.* 46:887-97.
- Trombly CA, Wu C-Y. (1999) Effect of rehabilitation tasks on organization of movement after stroke. *Am J Occ Ther.* 53:333-44.
- Turton A, Wroe S, Trepte N, Fraser C, Lemon RN (1996) Contralateral and ipsilateral EMG responses to transcranial magnetic stimulation during recovery of arm and hand function after stroke. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 101:316-28.
- Turvey MT, Snow RE, Mace W. (1982) Issues in the theory of action: degrees of freedom, coordinative structures and coalitions. In: Requin J, editor. *Attention and Performance.* Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Assoc.
- Twitchell TE. (1951) The restoration of motor function following hemiplegia in man. *Brain.* 74:443-480.
- Uno Y, Kawato M ND Suzuki R (1989). Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement: minimum torque-change model. *Biol Cybern.* 61: 89-101.

- Unsworth CA. The concept of function (1993) *British Journal of occupational Therapy* 56:287-292.
- Ustinova KI, Goussev VM, Balasubramaniam R, Levin MF. (2004) Disruption of coordination between arm, trunk, and center of pressure displacement in patients with hemiparesis. *Motor Control*. 8:139-59.
- van der Kamp J, Steenbergen B. (1999) The kinematics of eating with a spoon: bringing the food to the mouth, or the mouth to the food? *Exp Brain Res*. 129:68-76.
- van Emmerik RE, Wagenaar RC. (1996) Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *J Biomech*. 29:1175-84.
- van der Lee JH, Snels IA, Beckerman H, Lankhorst GJ, Wagenaar RC, Bouter LM. (2001) Exercise therapy for arm function in stroke patients: a systematic review of randomized controlled trials. *Clin Rehabil*. 15:20-31.
- Van Roon D, Steenbergen B, Meulenbroek RG (2004) *Exp Brain Research*. 155:186-95.
- van Vliet PM, Lincoln NB, Robinson E. (2001) Comparison of the content of two physiotherapy approaches for stroke. *Clin Rehabil*. 15:398-414.
- Van Thiel E, Steenbergen B. (2001) Shoulder and hand displacements during hitting, reaching, and grasping movements in hemiparetic cerebral palsy. *Motor Control*. 5:166-82.
- Velicki MR, Winstein CJ, Pohl PS. (2000) Impaired direction and extent specification of aimed arm movements in humans with stroke-related brain damage. *Exp Brain Res*. 130:362-74.
- Viviani P, Terzuolo C. (1982) Trajectory determines movement dynamics. *Neuroscience* 7:431-7.
- Volpe BT, Krebs HI, Hogan N, Edelstein L, Diels C, Aisen M. (2000) A novel approach to stroke rehabilitation: robot-aided sensorimotor stimulation. *Neurology* 23:1938-44.
- Wade DT, Hower RL, Wood VA, Skilbeck CE, Ismail HM (1983) The hemiplegic arm after stroke: measurement and recovery. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 46:521-24.
- Wang J, Stelmach GE. (1998) Coordination among the body segments during reach-to-grasp action involving the trunk. *Exp Brain Res*. 123:346-50.
- Wang J, Stelmach GE (2001) Spatial and temporal control of trunk-assisted prehensile actions. *Exp Brain Res*. 136:231-40.

- Ward NS, Brown MM, Thompson AJ, Frackowiak RS. (2003) Neural correlates of motor recovery after stroke: a longitudinal fMRI study. *Brain* 126:2476-96.
- Weiller C, Chollet F, Friston KJ, Wise RJS, Frackowiak RSJ. (1992) Functional reorganization of the brain in recovery from striatocapsular infarction in man. *Ann Neurol*. 31: 463-72.
- Weiller C, Ramsay SC, Wise RJS, Friston KJ, Frackowiak RSJ. (1993) Individual patterns of functional reorganization in the human cerebral cortex after capsular infarction. *Ann Neurol*. 33:181-9.
- Wenzelburger R, Kopper F, Frenzel A, Stolze H, Klebe S, Brossmann A, Kuhtz-Buschbeck J, Golge M, Illert M, Deuschl G. (2004) Hand coordination following capsular stroke. *Brain* 7:
- Whishaw IQ. (2000) Loss of the innate cortical engram for action patterns used in skilled reaching and the development of behavioral compensation following motor cortex lesions in the rat. *Neuropharmacology* 39:788-805.
- Wing AM, Turton A, Fraser C. (1986) Grasp size and accuracy of approach in reaching. *J Mot Behav*. 18:245-60.
- Winstein CJ. (1991) Knowledge of results and motor learning--implications for physical therapy. *Phys Ther*. 71:140-9.
- Winstein CJ, Merians AL, Sullivan KJ (1999) Motor learning after unilateral brain damage. *Neuropsych* 37: 975-987.
- Winstein CJ, Rose DK, Tan SM, Lewthwaite R, Chui HC, Azen SP. (2004) A randomized controlled comparison of upper-extremity rehabilitation strategies in acute stroke: A pilot study of immediate and long-term outcomes. *Arch Phys Med Rehabil*. 85:620-8.
- Winstein CJ, Pohl PS. (1995) Effects of unilateral brain damage on the control of goal-directed hand movements. *Exp Brain Res*. 105:163-74.
- Woldag H, Hummelsheim H. (2002) Evidence-based physiotherapeutic concepts for improving arm and hand function in stroke patients: a review. *J Neurol*. 249:518-28.
- Wu C, Trombly CA, Lin K, Tickle-Degnen L. (1998) Effects of object affordances on reaching performance in persons with and without cerebrovascular accident. *Am J Occup Ther*. 52:447-56.
- Wu C, Trombly CA, Lin K, Tickle-Degnen L. (2000) A kinematic study of contextual effects on reaching performance in persons with and without stroke: influences of object availability. *Arch Phys Med Rehabil*. 81:95-101.

- Zaal FT, Bootsma RJ, van Wieringen PC (1998) Coordination in prehension. Information-based coupling of reaching and grasping. *Exp Brain Res.* 119:427-35.
- Zackowski KM, Dromerick AW, Sahrman SA, Thach WT, Bastian AJ. (2004) How do strength, sensation, spasticity and joint individuation relate to the reaching deficits of people with chronic hemiparesis? *Brain* 127:1035-46.

ANNEXE A
CERTIFICATS D'ÉTHIQUE



Consent form for participating in a research project

TITLE OF THE STUDY:

Effect of trunk movement restraint on the recovery of upper extremity movement, during a prehension task in hemiparetic patients.

PROJECT INVESTIGATORS:

Mindy F. Levin, Ph.D., tel.: (514) 340-2078, ext. 2780
Stella Maris Michaelsen, PhD student, tel.: (514) 340-2078
Motor Control Laboratory, Rehabilitation Institute of Montreal, 6300 Darlington Ave.,
Montreal, H3S 2J4.

PROJECT GOAL:

This project will evaluate whether short term improvement of reaching and grasping movement occurs when unwanted movements of the trunk are limited. This will help us to understand the best strategy to facilitate arm motor recovery in hemiplegic patients.

Nature of your involvement:

This study will be done on three different days.

1. On the first day an experienced physical therapist will evaluate the physical capacity of your arm and trunk. The testing will take approximately two hours.
2. In the same week, you will participate in a training session. During this session, you will sit comfortably and make a series of reaching movements to take a cylindrical object placed on a table in front of you. The electrical activity of your muscles, and your joint movements will be recorded by electrodes and infrared markers placed on the surface of your skin. This type of assessment is usually done in a laboratory analysis of movement and is not at all painful.
3. The following day, your arm and hand movements will be evaluated again by a physical therapist. As well, a shorter series of arm movements will be recorded.

All sessions will be held at the Motor Control Laboratory of the Rehabilitation Institute of Montreal.

For the training you will be randomly assigned to one of two experimental groups using a random procedure. One experimental group will perform reaching training with trunk movement physically limited by a harness attached to the wall. The second group will perform the same training task with only verbal encouragement about how to move.



Formule d'information et de consentement pour votre participation à un projet de recherche
n'impliquant ni prise de médicaments ou autres substances ni analyses de laboratoire

TITRE DU PROJET :

Effet de la restriction des mouvements du tronc sur le mouvement du membre supérieur, lors des tâches de préhension chez des patients hémiparétiques.

RESPONSABLES:

Mindy F. Levin, Ph.D., tél.: (514) 340-2078, poste 2033
Stella Maris Michaelsen, étudiante PhD., tél.: (514) **340-2078, poste 2098**
Centre de recherche, Institut de réadaptation de Montréal, 6300 ave Darlington,
Montréal, H3S 2J4

OBJECTIF DU PROJET :

Cette étude nous permettra d'étudier l'amélioration du mouvement du bras chez les personnes hémiparétiques quand on limite les mouvements compensatoires du tronc. Cela nous aidera à découvrir la stratégie optimale pour faciliter la récupération du mouvement de préhension chez les hémiparétiques.

Nature de votre participation

Vous participerez à une étude qui pourrait contribuer à la compréhension des mécanismes du contrôle moteur chez l'homme. Aussi, elle peut contribuer ultérieurement au développement de nouvelles approches en réadaptation.

Cette étude sera faite en trois étapes, c'est à dire, en trois jours différents:

1. Dans une première étape vous serez soumis à une évaluation clinique d'une durée d'environ 2 heures, effectuée par des cliniciens.
2. Un deuxième jour dans la même semaine, vous participerez à une session expérimentale, dans laquelle les mouvements du bras et du tronc seront évalués.
Durant cette session, vous serez assis confortablement. Vous devrez prendre avec la main un cône placé sur une table devant vous. Vous allez faire quelques répétitions de ce mouvement sans aucune contrainte et dans d'autres répétitions, dépendamment du groupe où vous serez placé, soit le mouvement de votre tronc sera limité par un système d'aimant, soit nous allons vous demander d'essayer de ne pas bouger votre tronc pendant que vous prenez le cône. Afin d'enregistrer l'activité électrique de vos muscles, ainsi que le mouvement de vos articulations, nous allons coller des électrodes et des marqueurs infrarouges sur la surface de votre peau. Ces méthodes d'étude sont habituellement utilisées en recherche.
3. Le lendemain de la session expérimentale vous serez appelé à retourner au laboratoire, pour faire un nouvel enregistrement et un test de la fonction du membre supérieur.

Les sessions d'évaluation et d'expérimentations se tiendront au Centre de Recherche de l'Institut de Réadaptation de Montréal (IRM).

Avantages personnels pouvant découler de votre participation

Vous ne retirez personnellement pas d'avantages à participer à cette étude mais vous contribuerez à l'avancement des connaissances scientifiques sur le contrôle moteur du membre supérieur suivant un accident vasculaire cérébral.

Inconvénients personnels pouvant découler de votre participation

Le déplacement à l'IRM et la durée des sessions (d'environ 2 heures chacune) peuvent représenter des inconvénients.

Risques

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous fait courir, sur le plan médical, aucun risque que ce soit. Il est également entendu que votre participation n'aura aucun effet sur tout traitement médical auquel vous serez éventuellement soumis(e).

Informations concernant le projet

On devra répondre, à votre satisfaction, à toute question que vous nous poserez à propos du projet de recherche auquel vous acceptez de participer.

Confidentialité

Votre dossier médical pourra être consulté par des personnes responsables de ce projet de recherche.

Toutes ces personnes adhèrent à une politique de stricte confidentialité.

Les informations recueillies peuvent être utilisées pour fins de communication scientifique et professionnelle et pour l'enseignement. Tous les renseignements recueillis à votre sujet au cours de l'étude demeureront strictement confidentiels et vous ne serez identifié que par un numéro de code afin de préserver l'anonymat.

Participation volontaire et droit de retrait

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre; il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans que cela n'affecte les services de santé auxquels vous avez droit.

Versement d'une indemnité

Dans cette étude, une indemnité pour les frais de déplacement sera accordée aux participants qui doivent se rendre à l'Institut de réadaptation que pour ce projet de recherche.

Droits légaux

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs, les organismes, les entreprises ou les institutions impliqués de leurs responsabilités légales et professionnelles.

CONSENTEMENT

La nature de l'étude, les procédés utilisés, les risques et les bénéfices que comporte ma participation à cette étude ainsi que le caractère confidentiel des informations qui seront recueillies au cours de l'étude m'ont été expliqués.

J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses qui m'ont satisfait(e).

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans que cela ne nuise aux relations avec mon médecin et les autres intervenants et ce, sans préjudice d'aucune sorte.

Je reconnais avoir reçu une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement.

Nom du sujet:

Signature du sujet

Nom du témoin:

Signature du témoin

Nom du chercheur:

(en lettres moulées)Signature du chercheur

Fait à _____, le _____ 200__.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné(e), _____, certifie (a) avoir expliqué au signataire intéressé les termes de la présente formule, (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard et (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 responsable du projet

Fait à _____, le _____ 200__.

Les responsables du projet peuvent être rejoints au Centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal, 6300, ave. Darlington, Montréal (Québec), H3S 2J4, Tel.: (514) 340-2078,
Fax: (514) 340-2154

(A ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)

ATTESTATION

Je me suis assuré(e) que le formulaire d'information et de consentement ci-joint:

- *est en accord avec les recommandations du «Guide à l'intention des chercheurs concernant l'information et le consentement écrit des volontaires malades ou volontaires sains»; et*
- *respecte les exigences de forme énoncées ci-dessus.*

Signature du chercheur

Date :

Personal advantages that may be related to your involvement:

There is no personal advantage related to your participation aside from the knowledge that it will contribute to the advancement of scientific knowledge of motor retraining strategies for the arm following a stroke.

Personal inconveniences associated with your participation in this research:

It may be inconvenient for you to come to the Rehabilitation Institute of Montreal for the recording sessions.

Transport:

We will arrange for transportation to and from the Rehabilitation Institute of Montreal for the 3 sessions. All costs will be covered by the project.

Risks:

There are no medical risks associated with your participation in this research project. Your participation will have no effect whatsoever on any present or future medical treatment that you may receive.

Information concerning the project:

Any question that you may have concerning this project may be asked to anyone responsible for the project.

Confidentiality:

The observations within the context of this research project are strictly confidential. The information collected in this study may be used for the purposes of scientific and professional communication and for teaching. Your anonymity will be respected at all times. Personal information will be accessible only to research staff directly related to the project.

Withdraw of your participation in the study:

Your participation in this research project is entirely voluntary. You may withdraw your participation from the study at any time and such an action will not have any effect on the health services that you are entitled to receive.

Legal rights:

In accepting to participate in this research, you do not renounce your rights nor do you free the researchers, their organisations, businesses or institutions from their professional and legal responsibilities.

CONSENT

The nature of the research, the procedures used, the risks and the benefits related to my participation in this study as well as the confidential nature of the information that will be gathered during the course of the study have been explained to me.

I have had the opportunity to ask all my questions concerning different aspects of the study and I have received satisfactory answers.

I, the undersigned, agree voluntarily to participate in this study. I may leave the study at any time without any consequences to myself regarding my relationship with my physician and other professionals.

I acknowledge having received a copy of the consent form.

Name of participant:

Signature of participant

Name of witness:

Signature of witness

Name of investigator:

(in capital letters) Signature of investigator

Signed at _____, on the _____ day of _____, 20__

Responsibility of the Principal Investigator

I, the undersigned, _____, certify that (a) I have explained to the participant the terms of the present agreement, (b) I have responded to all questions posed to me, and (c) I have clearly indicated that the participant is free to leave the study described above at any time.

Signature of the Principal Investigator

Signed at _____, the _____ day of _____ 20____.

The investigators may be reached at the Research Centre, Rehabilitation Institute of Montreal,
6300, av. Darlington, Montreal (Quebec), H3S 2J4, Tel.: (514) 340-2078, Fax: (514)
340-2154

(To be completed in three copies)



Formulaire d'information et de consentement pour votre participation à un projet de recherche n'impliquant ni prise de médicaments ou autres substances ni analyses de laboratoire

TITRE DU PROJET :

Effet de la restriction des mouvements du tronc sur la récupération du mouvement d'atteinte et de préhension chez les patients hémiparétiques.

RESPONSABLES :

Mindy F. Levin, Ph.D., tél.: (514) 340-2078

Stella Maris Michaelsen, étudiante Ph.D., tél.: (514) 340 2111 poste 2098

**Centre de recherche, Institut de réadaptation de Montréal, 6300 ave
Darlington,
Montréal, H3S 2J4**

INTRODUCTION :

Notre groupe de recherche, de l'école de réadaptation de l'Université de Montréal, étudie présentement l'effet de la pratique de tâches manuelles avec la restriction des mouvements du tronc dans un étude faite en collaboration avec l'Université de McGill. Dans cette étude deux groupes pratiquent des tâches fonctionnelles pour le bras et pour la main dans un contexte clinique ou domiciliaire. Le groupe « restreint » fait la pratique avec la restriction physique des mouvements compensatoires du tronc, le groupe « tronc libre » fait la même pratique sans aucune restriction.

OBJECTIF DU PROJET :

Cette étude nous permettra d'évaluer l'amélioration du mouvement du bras chez les personnes hémiparétiques quand nous limitons les mouvements compensatoires du tronc pendant l'exécution des tâches fonctionnelles.

Nature de votre participation

Vous allez prendre un rendez-vous pour une session d'enregistrement ainsi qu'une évaluation clinique de l'habileté motrice de votre bras et de votre main par une physiothérapeute liée à notre équipe au Laboratoire de Contrôle Moteur de l'Institut de Réadaptation de Montréal (IRM).

Durant la session d'enregistrement, vous serez assis confortablement et vous allez faire une série de mouvements d'atteinte pour prendre un objet cylindrique placé sur une table devant vous. L'activité électrique des muscles, ainsi que le mouvement des articulations, seront enregistrés par des électrodes et des marqueurs infrarouges placés sur la surface de la peau. Ces méthodes d'étude

sont habituellement utilisées dans les laboratoires d'analyse du mouvement et ne sont pas du tout douloureuses. L'évaluation clinique et les sessions d'enregistrement se tiendront au laboratoire de contrôle moteur de l'Institut de réadaptation de Montréal (IRM) et auront une durée totale d'environ 2 heures.

Vous serez assignés à un des deux groupes expérimentaux par une procédure liée au hasard. Un des groupes expérimentaux effectuera les activités manuelles avec le mouvement du tronc limité physiquement par une ceinture attachée à la chaise. Le deuxième groupe exécutera les tâches manuelles, mais avec la consigne de ne pas bouger le tronc pendant ces activités.

La pratique aura une durée de 5 semaines avec 3 sessions /semaines d'une durée d'une heure chaque. La pratique sera faite au pavillon Ross de l'Hôpital Royal Victoria ou à votre maison sous la supervision d'un physiothérapeute.

Quand vous aurez complété la période de pratique, votre bras et votre main seront réévalués par un clinicien. Aussi, l'évaluation cinématique sera répétée une semaine et un mois après la fin de la période de pratique. L'évaluation clinique et les sessions d'enregistrement se tiendront aussi au laboratoire de contrôle moteur de l'Institut de réadaptation de Montréal (IRM) et auront une durée totale d'environ 2 heures.

Avantages personnels pouvant découler de votre participation

Vous ne retirez personnellement pas d'avantages à participer à cette étude.

Inconvénients personnels pouvant découler de votre participation

Le déplacement à l'IRM peut représenter un inconvénient.

Transport

Dans cette recherche, les frais de déplacement à l'IRM pour les 3 sessions d'évaluation seront couverts par le projet.

Risques

Il est entendu que votre participation à ce projet ne vous fait courir, sur le plan médical, aucun risque que ce soit. Il est également entendu que votre participation n'aura aucun effet sur tout traitement médical auquel vous serez éventuellement soumis(e).

Informations concernant le projet

Toute question que vous puissiez avoir concernant ce projet de recherche pourront être posées aux responsables du projet.

Confidentialité

Les informations dans le contexte de ce projet de recherche sont strictement confidentielles. L'information collectée dans cette étude pourra être utilisée à des propos scientifiques et communications professionnelles, ainsi que pour l'enseignement. Votre anonymat sera respecté en tout temps et les informations, ainsi que les données obtenues dans cet étude seront gardées sous la forme de code et seront détruites cinq ans après la conclusion de l'étude.

Participation volontaire et droit de retrait

Il est entendu que votre participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre; il est également entendu que vous pourrez, à tout moment, mettre un terme à votre participation sans que cela n'affecte les services de santé auxquels vous avez droit.

Indemnisation en cas d'accident

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs, les organismes, les entreprises ou les institutions impliqués de leurs responsabilités légales et professionnelles.

CONSENTEMENT

La nature de l'étude, les procédés utilisés, les risques et les bénéfices que comporte ma participation à cette étude ainsi que le caractère confidentiel des informations qui seront recueillies au cours de l'étude m'ont été expliqués.

J'ai eu l'occasion de poser toutes les questions concernant les différents aspects de l'étude et de recevoir des réponses qui m'ont satisfait(e).

Je, soussigné(e), accepte volontairement de participer à cette étude. Je peux me retirer en tout temps sans que cela ne nuise aux relations avec mon médecin et les autres intervenants, et ce, sans préjudice d'aucune sorte.

Je reconnais avoir reçu une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement.

Nom du sujet:

Signature du sujet

Nom du témoin:

Signature du témoin

Nom du chercheur:

(en lettres moulées)Signature du chercheur

Fait à _____, le _____ 200__.

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je, soussigné(e), _____, certifie (a) avoir expliqué au signataire intéressé les termes du présente formulaire, (b) avoir répondu aux questions qu'il m'a posées à cet égard et (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 responsable du projet

Fait à _____, le _____ 200__.

Les responsables du projet peuvent être joints au Centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal, 6300, ave. Darlington, Montréal (Québec), H3S 2J4,
Tel.: (514) 340-2078,
Fax: (514) 340-2154

(À ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)

ANNEXE B
FORMULAIRES DE CONSENTEMENT

ATTESTATION

Je me suis assuré(e) que le formulaire d'information et de consentement ci-joint:

- *est en accord avec les recommandations du «Guide à l'intention des chercheurs concernant l'information et le consentement écrit des volontaires malades ou volontaires sains»; et*
- *respecte les exigences de forme énoncées ci-dessus.*

Date : Signature du chercheur



Consent form for participating in a research project

TITLE OF THE STUDY:

Effect of trunk restraint on the recovery of reaching and prehension in hemiparetic patients.

PROJECT INVESTIGATORS:

**Mindy F. Levin, Ph.D., tel.: (514) 340-2078, ext. 2780
Stella Maris Michaelsen, PhD student, tel.: (514) 340 2078 ext. 2098
Motor Control Laboratory, Rehabilitation Institute of Montreal, 6300
Darlington Ave.,
Montreal, H3S 2J4.**

INTRODUCTION:

Our research group, from the School of Rehabilitation at the University of Montreal, is studying the effect of manual task practice in which movements of the trunk are restricted in a study made in cooperation with McGill University. In this study two groups practised functional tasks for their arms and hands in a clinical or home setting. The "restraint" group perform the practice with the compensatory trunk movement physically restrained, the "trunk free" group perform the same practice without any restriction.

PROJECT GOAL:

This project will permit us to study the improvement of arm movement in hemiparetic patients when compensatory movements of the trunk are limited during the execution of functional tasks.

Nature of your involvement:

You will be scheduled for a recording session as well as a clinical evaluation of your arm and hand movements by a physiotherapist from our team on the Motor Control Laboratory at the Rehabilitation Institute of Montreal.

During the recording session, you will sit comfortably and make a series of reaching movements to take a cylindrical object placed on a table in front of you. The electrical activity of your muscles, and your joint movements will be recorded by electrodes and infrared markers placed on the surface of your skin. This type of assessment is usually done in laboratory analyses of movement and is not at all painful.

These laboratory recording sessions will be held at the Motor Control Laboratory of the Rehabilitation Institute of Montreal and will take approximately two hours.

You will then be placed in one of two experimental groups using a random procedure. One experimental group will perform hand exercises with their trunk movement physically limited by a harness to the chair. The second group will perform hand exercises but will be asked to try not to move the trunk during their activities. Exercises will be done in 3 one-hour sessions/week for a period of 5 weeks either at the Royal Victoria Hospital - Ross pavilion or in your home under the supervision of a physiotherapist.

On completion of the sessions, your arm and hand movements will be evaluated again by clinicians. As well, the laboratory assessment will be repeated one week and one month after the end of the practice period. These laboratory recording sessions will also be held at the Motor Control Laboratory of the Rehabilitation Institute of Montreal and will take approximately two hours.

Personal advantages that may be related to your involvement:

There is no personal advantage related to your participation in the study.

Personal inconveniences associated with your participation in this research:

It may be inconvenient for you to come to the Rehabilitation Institute of Montreal for the recording sessions.

Transport:

We will arrange for and reimburse your transportation cost to and from the Rehabilitation Institute of Montreal for the 3 laboratory assessments.

Risks:

There are no medical risks associated with your participation in this research project. Your participation will have no effect whatsoever on any present or future medical treatment that you may receive.

Information concerning the project:

Any question that you may have concerning this project may be asked to anyone responsible for the project.

Confidentiality:

The observations within the context of this research project are strictly confidential. The information collected in this study may be used for the purposes of scientific and professional communication and for teaching. Your anonymity will be respected at all times. Information and data collected in this study will be stored under coded names and will be destroyed five years after completion of the study.

Withdrawing your participation in the study:

Your participation in this research project is entirely voluntary. You may withdraw your participation from the study at any time and such an action will not have any effect on the health services that you are entitled to receive.

Responsibility in the case of an accident:

By accepting to participate in this research, you do not renounce your rights nor do you free the researchers, their organisations, businesses or institutions from their professional and legal responsibilities.

CONSENT

The nature of the research, the procedures used, the risks and the benefits related to my participation in this study, as well as the confidential nature of the information that will be gathered during the course of the study, have been explained to me.

I have had the opportunity to ask all my questions concerning different aspects of the study and I have received satisfactory answers.

I, the undersigned, agree voluntarily to participate in this study. I may leave the study at any time without any consequences to myself regarding my relationship with my physician and other professionals.

I acknowledge having received a copy of the consent form.

Name of participant:

Signature of participant

Name of witness:

Signature of witness

Name of investigator:

(in capital letters) Signature of investigator

Signed at _____, on the _____ day of _____, 20__

Responsibility of the Principal Investigator

I, the undersigned, _____, certify that (a) I have explained to the participant the terms of the present agreement, (b) I have responded to all questions posed to me, and (c) I have clearly indicated that the participant is free to leave the study described above at any time.

Signature of the Principal Investigator

Signed at _____, the _____ day of _____ 20__.

The investigators may be reached at the Research Centre, Rehabilitation Institute of Montreal, 6300, av. Darlington, Montreal (Quebec), H3S 2J4, Tel.: (514) 340-2078, Fax: (514) 340-2154

(To be completed in three copies)



INSTITUT DE RÉADAPTATION DE MONTRÉAL

Centre hospitalier de réadaptation affilié à l'Université de Montréal

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Par la présente le comité d'éthique de l'Institut de réadaptation de Montréal atteste qu'il a évalué les nouveaux formulaires de consentement du projet de recherche intitulé :

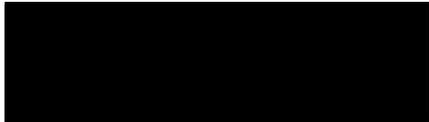
“Effets de la restriction des mouvements du tronc lors des tâches de préhension chez les patients hémiparétiques”

présenté par : **Mindy F. Levin et Stella Mrs Michaelsen.**

Le comité composé de :

M. Jacques R. Nolet, directeur général
Mme Lisette Gagnon, directrice des soins infirmiers
Dr Bernard Leduc, physiatre
Mme Claude Paquette, psychologue
Mme Bonnie Swaine, chercheure
M. Régis Blais, chercheur agrégé, Faculté de médecine
Mme Anik Nolet, aviseure légale
Mme Mélanie Lefebvre, aviseure légale

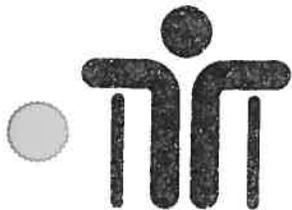
a jugé cette recherche acceptable sur le plan de l'éthique.


Ronald Riopel
Président du Comité d'éthique

Date 11 mai 2000

RR/gs

Centre hospitalier affilié à l'Université de Montréal



CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé : «**Effet de la restriction des mouvements du tronc sur la récupération du mouvement d'atteinte et de préhension chez les sujets hémiparétiques**», présenté par, Madame Mindy F. Levin Ph.D et Madame Stella Maris Michaelsen, étudiante, Ph.D.

Le comité d'éthique; composé de :

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

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


Lisette Gagnon,
Présidente du Comité d'éthique de la recherche

11-07-02
Date

LG/mm

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

Par la présente le comité d'éthique de la recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé: *"Effets de la thérapie avec restriction des mouvements du tronc sur la récupération du mouvement d'atteinte et de préhension chez les patients hémiparétiques"*, présenté par Stella Maris Michaelsen.

Le comité d'éthique; composé de :

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

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


Lisette Gagnon,
Présidente par intérim
Comité d'éthique de la recherche

01-08-06
Date

LG/mm



RESEARCH ETHICS COMMITTEE

DECLARATION OF ACCEPTANCE

The present is to certify that the Research Ethics Committee of the Jewish Rehabilitation Hospital composed of:

R. Becker	Chair and Representative of Research Review Committee
J. Fung	Director, Research Unit
M. Nadon	Director of Nursing
F. Kaizer	Clinical Co-ordinator of Neurology
D. Goldfield	Spiritual Representative
N. Mousseau	Chief of Medical Records
I. Shanefield	Lay Representative
F. Guarna	Director, Rehabilitation Services and Programs

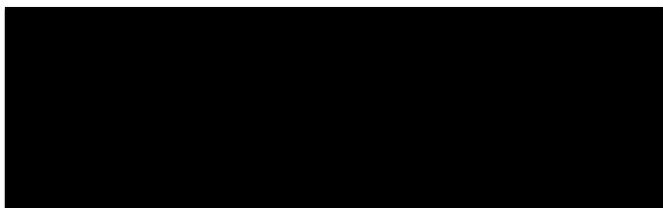
has studied the following Research proposal :

"Effet de la restriction des mouvements du tronc sur la récupération du mouvement d'atteinte et de préhension chez les patients hémiparétiques."

Submitted by:

Mindy F. Levin
Stella Maris Michaelson

and has found it to be acceptable from an ethical standpoint.



R. Becker, M. D.
Chairperson, Research Ethics Committee

July 3, 2002
Date

RB/jg





CENTRE JUIF CUMMINGS POUR AÎNÉS
CUMMINGS JEWISH CENTRE FOR SENIORS

August 8, 2002

Ms. Ruth Dannenbaum Katz
Ms. Stella Maris Michaelsen
Center de recherche interdisciplinaire
en réadaptation
6300 ave. Darlington
Montreal, Quebec H3S 2J4

Dear Ms. Katz and Ms. Michaelsen,

This is to confirm our agreement to have you recruit individuals at the Cummings Jewish Centre for Seniors to participate in your study "Effect of Trunk Restraint Therapy on the Recovery of Reaching and Prehension in Hemiparetic Subjects." We will work with you to recruit participants from the agency's Wellness Center and Support Services Department. You will be contacted shortly by staff from these departments to discuss recruitment methods appropriate for the users of these services.

Please keep in mind that our agency, Cummings Jewish Centre for Seniors, must be identified in all publications and presentations related to this study. We also require that you provide us with a final report on your work.

Should you need any further assistance, please do not hesitate to contact me. We wish you well with the study and look forward to reading the results.

Sincerely,


Benita Goldin
Coordinator of Community Relations

cc: Herb Finkelberg

Montréal, le 17 juin 2004

Stella Maris Michaelson
Laboratoire de recherche
Institut de réadaptation de Montréal
6300, avenue Darlington
Montréal (Québec)
H3S2J4

Centre de réadaptation
Lucie-Bruneau

Centre de réadaptation
Constance-Lethbridge

Hôpital juif de réadaptation

Institut Nazareth
et Louis-Braille

Institut Raymond-Dewar

Institut de réadaptation
de Montréal

Portusol

Centre de réadaptation
Marie inc.

Centre de réadaptation
La Ressource

Centre de réadaptation
Le Bouclier

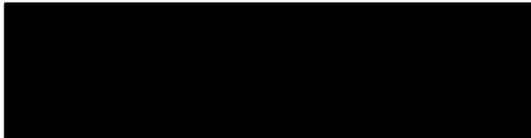
N/réf. CER : # S16-IRM-2002-03

Madame Michaelson,

Après analyse de la demande de modifications que vous nous avez soumise en date du 29 mars 2004, le Comité d'éthique des établissements du CRIR tient à vous informer qu'il vous autorise à poursuivre votre projet cité en rubrique, tout en lui apportant les modifications suivantes:

↳ **Ajouter la participation du Centre de réadaptation Lucie-Bruneau.**

Recevez, Madame Michaelson, l'expression de nos meilleures salutations.



Me Michel Giroux

Président du comité d'éthique de la recherche
des établissements du CRIR

MG/cb

6300

avenue

Darlington

Montréal

(Québec)

H3S 2J4

Canada

T (514) 340-2771

F (514) 340-2761

www.crir.ca

Montréal, le 12 juillet 2004

Stella Maris Michaelsen
Laboratoire de recherche
Institut de réadaptation de Montréal
6300, avenue Darlington
Montréal (Québec)
H3S 2J4

Centre de réadaptation
Lucie-Bruneau

Centre de réadaptation
Constance-Lethbridge

Hôpital juif de réadaptation

Institut Nazareth
et Louis-Braille

Institut Raymond-Dewar

Institut de réadaptation
de Montréal

Centre de réadaptation

Centre de réadaptation
Le Bouclier

Centre de réadaptation
La Ressource

Centre de réadaptation
Le Bouclier

N/réf. CER : # S16-IRM-2002-03

Madame Michaelsen,

Après analyse de la demande de modifications que vous nous avez soumise en date du 29 mars 2004, le Comité d'éthique des établissements du CRIR tient à vous informer qu'il vous autorise à poursuivre votre projet cité en rubrique, tout en lui apportant les modifications suivantes:

➤ **Ajouter la participation du Centre de réadaptation Constance-Lethbridge.**

Recevez, Madame Michaelsen, l'expression de nos meilleures salutations.


Me Michel Giroux

Président du comité d'éthique de la recherche
des établissements du CRIR

MG/cb

Cc : Andrée Gosselin, Centre de réadaptation Constance-Lethbridge.

6300
avenue
Darlington
Montréal
(Québec)

H3S 2J4

Canada

T (514) 340-2771

F (514) 340-2761

www.crir.ca



RESEARCH AND ETHICS COMMITTEE

The proposal entitled: Effect of Joint Restraint therapy on the
ability of reaching and prehension in the
hemiparetic patient

submitted by: Stella Marie Michaelson date: Feb 3/03

was reviewed by the Committee and approved not approved on Mar 11/03

Comments :

- ① Please clarify if pts can be still attending
OPD or only eligible after they have finished
OPD
- ② Please arrange with Nancy (Coordinator Pt)
Local 2-210 for a presentation of project including
copy of the background on neuroplasticity literature
review

Signed :

Marie Boucher, Director of Nursing

Cally Kearney, Director of Rehabilitation

Ronald Ludman, Director of Professional Services

**Centre hospitalier
Jacques-Viger**

1051, rue St-Hubert
Montréal (Québec)
H2L 3Y5
(514) 842-7181



Montréal, le 24 avril 2003

Madame Stella Maris Michaelsen
**Centre de recherche interdisciplinaire
en réadaptation du Montréal métropolitain**
6300, avenue Darlington
Montréal, Québec
H3S 2J4

Objet : **Projet de recherche :**
*« Effet de la restriction des mouvements du tronc sur la récupération
du mouvement d'atteinte et de préhension chez les patients
hémiparétiques »*

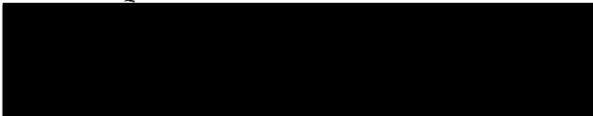
Madame,

Le Comité d'éthique et de la recherche a étudié et recommandé la tenue de votre étude « *Effet de la restriction des mouvements du tronc sur la récupération du mouvement d'atteinte et de préhension chez les patients hémiparétiques* » dans notre centre. Le Conseil des médecins, dentistes et pharmaciens et le Conseil d'administration du Centre hospitalier Jacques-Viger ont été avisés et ont approuvé à l'unanimité cette recommandation.

À cet effet, vous avez donc notre autorisation pour recruter des patients répondant à vos critères de sélection. Madame Diane Desbiens, physiothérapeute, dans notre établissement, est à votre disposition pour vous assister dans votre recherche de patient. Elle peut-être rejointe du lundi au vendredi, de 8 h à 16 h, au (514) 842-7180, postes 3102 ou 3118.

D'autre part, nous souhaitons que les chercheurs s'engagent à citer le Centre hospitalier Jacques-Viger dans le rapport final à remettre, et nous offrent une copie des résultats de cette recherche.

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



Cristèle Dumoulin, pharmacienne
Présidente du Comité d'éthique et de la recherche

Le 11 juin 2003

Mme Stella Maris Michaelsen
CRIR
6300, avenue Darlington
Montréal (Québec)
H3S 2J4

Objet: «Effets de la restriction des mouvements du tronc sur la récupération du mouvement d'atteinte et de préhension chez les patients hémiparétiques»

Madame,

Nous avons le plaisir de vous informer que le projet ci-dessus mentionné a été accepté par le comité d'éthique et de recherche de l'hôpital de réadaptation Villa Medica.

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

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



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

LHL/sp

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

Certificat d'éthique

Le Comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR, selon la procédure d'évaluation accélérée en vigueur, a examiné le projet de recherche intitulé :

« Effets de la thérapie avec restriction des mouvements du tronc sur la récupération du mouvement d'atteinte et de préhension chez les patients hémiparétiques ».

Présenté par: **Stella Maris Michaelsen.**

Le Comité a conclu que cette recherche est acceptable sur le plan de l'éthique.

Ce projet se déroulera dans les sites du CRIR suivants : **Institut de réadaptation de Montréal, Hôpital juif de réadaptation.**

Le CER demande à être informé de tout futur changement qui pourrait être apporté à la présente recherche.

Ce certificat est valable pour un an.



Me Michel T. Giroux
Président du CER



Date d'émission
18 mars 2004

Montréal, le 18 mars 2004

Stella Maris Michaelsen
Laboratoire de recherche
Institut de réadaptation de Montréal
6300, avenue Darlington
Montréal (Québec)
H3S2J4

Centre de réadaptation
Lucie-Bruneau

Centre de réadaptation
Constance-Lethbridge

Hôpital juif de réadaptation

Institut Nazareth
et Louis-Braille

Institut Raymond-Dewar

Institut de réadaptation
de Montréal

Futurologie

Centre de réadaptation
Irie inc

Centre de réadaptation
La Ressource

Centre de réadaptation
Le Bouchier

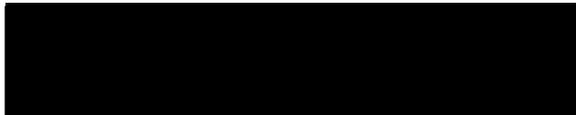
N/réf. : CER #S16-IRM-2002-03

Madame,

Suite à la réception de votre formulaire « R » concernant votre projet « **Effets de la thérapie avec restriction des mouvements du tronc sur la récupération du mouvement d'atteinte et de préhension chez les patients hémiparétiques** », nous avons procédé au renouvellement de votre certificat d'éthique dont nous vous joignons la copie.

Ce certificat est valable pour un an. Le CER demande à être informé de tout futur changement qui pourrait être apporté à la présente recherche.

Recevez, Madame, l'expression de nos meilleures salutations.


Me Anik Nolet
Coordonnatrice à l'éthique de la recherche
des établissements du CRIR

AN/cb

PJ: Certificat d'éthique

6300
avenue
Darlington
Montréal
(Québec)
H3S 2J4
Canada
T (514) 340-2771
F (514) 340-2761
www.crir.ca

ANNEXE C

CONTRIBUTIONS DES CO-AUTEURS

ARTICLE 1 : Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients.

Stella M. Michaelsen, Anamaria Luta, Agnès Roby-Brami , Mindy F. Levin

Dr Mindy Levin et Dr Agnes Roby-Brami ont rédigé le protocole initial de recherche. Mme Anamaria Luta a participé à la collecte et à l'analyse des données. Mme Stella Maris Michaelsen a participé à la collecte et à l'analyse des données et a rédigé conjointement avec les docteurs Mindy Levin et Agnes Roby-Brami l'article.

ARTICLE 2 : Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: A controlled trial

Stella M. Michaelsen, Mindy F. Levin

Mme Stella Maris Michaelsen a rédigé le protocole de recherche, a réalisé la collecte et l'analyse des données et a rédigé l'article. Dr. Mindy Levin a encadré l'ensemble du processus et a révisé le manuscrit.

ARTICLE 3 : Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemiparesis.

Stella M. Michaelsen, Stéphane Jacobs, Agnès Roby-Brami , Mindy F. Levin

Mme Stella Maris Michaelsen a réalisé la collecte et l'analyse des données et a rédigé l'article. Stéphane Jacobs a participé aux collectes des données ainsi qu'au processus de calibration du système Polhemus. Dr. Agnès Roby-Brami et Dr. Mindy F. Levin ont révisé le manuscrit. Dr. Mindy Levin a encadré l'ensemble du processus.

ARTICLE 4 : Task-specific training with trunk restraint on arm recovery in adults with hemiparesis: A randomised controlled trial.

Stella M. Michaelsen, Ruth Dannenbaum, Mindy F. Levin

Mme Stella Maris Michaelsen et Dr Mindy Levin ont rédigé conjointement la demande de subvention et obtenu le financement pour réaliser le projet. Mme Stella Maris Michaelsen a rédigé le protocole de recherche, a coordonné l'équipe de travail ayant fait l'entraînement et a réalisé la collecte et l'analyse des données cinématiques ainsi que l'analyse de données cliniques. Mme Ruth Dannenbaum a participé à l'élaboration du contenu de l'intervention, au recrutement ainsi qu'à l'entraînement des participants. Mme Stella Maris Michaelsen a rédigé l'article, Mme Ruth Dannenbaum et Dr Mindy Levin ont révisé le manuscrit. Dr. Mindy Levin a encadré l'ensemble du processus.

ANNEXE D
DECLARATION DES COAUTEURS

Déclaration des coauteurs

1. Identification de l'étudiant et du programme

Stella Maris Michaelsen

Ph.D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Titre : The effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients.

Auteurs : Stella M. Michaelsen, Anamaria Luta, Agnès Roby-Brami, Mindy F. Levin

Revue : Stroke, 32: 1875-1883, 2001

3. Déclaration de tous les coauteurs

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Stella Maris Michaelsen inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Effet de l'entraînement des mouvements d'atteinte et de saisie avec la restriction des compensations chez les patients avec hémiparésie ».

Anamaria Luta

Signature Date 01 nov. 04
7/09/2004

Agnès Roby-Brami

Signature Date

Mindy F. Levin

Signature Date 7/9/04

Déclaration des coauteurs

1. Identification de l'étudiant et du programme

Stella Maris Michaelsen

Ph.D. Sciences biomédicales

2. Description de l'article

Titre: Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: A controlled trial.

Auteurs : Stella M. Michaelsen, Mindy F. Levin

Revue : Stroke, 35 : 1914-1919, 2004

3. Déclaration de tous les coauteurs

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Stella Maris Michaelsen inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Effet de l'entraînement des mouvements d'atteinte et de saisie avec la restriction des compensations chez les patients avec hémiparésie ».

Mindy F. Levin



Signature

Nov 21, 2004

Date

Déclaration des coauteurs

1. Identification de l'étudiant et du programme

Stella Maris Michaelsen

Ph.D. Sciences biomédicales, option réadaptation

2. Description de l'article

Titre : Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemiparesis.

Auteurs : Stella M. Michaelsen, Stéphane Jacobs, Agnès Roby-Brami, Mindy F. Levin

Revue : Experimental Brain Research, 157 : 162-173, 2004

3. Déclaration de tous les coauteurs

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Stella Maris Michaelsen inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Effet de l'entraînement des mouvements d'atteinte et de saisie avec la restriction des compensations chez les patients avec hémiparésie ».

Agnès Roby-Brami

Signature

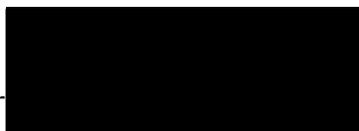


Date

7/03/2004

Mindy F. Levin

Signature



Date

7/9/04

Stéphane Jac

Signature



Date

08/03/04

Déclaration des coauteurs

1. Identification de l'étudiant et du programme

Stella Maris Michaelsen

Ph.D. Sciences biomédicales

2. Description de l'article

Task-specific training with trunk restraint on arm recovery in adults with hemiparesis:
A randomised controlled trial

Auteurs : Stella M. Michaelsen, Ruth Dannenbaum, Mindy F. Levin

Revue : cet article sera soumis a Stroke,

3. Déclaration de tous les coauteurs

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Stella Maris Michaelsen inclue cet article dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Effet de l'entraînement des mouvements d'atteinte et de saisie avec la restriction des compensations chez les patients avec hémiparésie ».

Mindy F. Levin



Signature

1/12/04

Date

Ruth Dannenbaum



Signature

2/12/04

Date

ANNEXE E
PERMISSION DE L'ÉDITEUR

Montreal, 16 November 2004

Lippincott Williams & Wilkins
351 West Camden Street
Baltimore, MD , 21201-2436
FAX: 410-528-8550

Dear publishers

I'm sending to you in annexe two letters in French that give me the permission to include two articles published in stroke (in which I am first autor) in my PhD thesis titled « Effect of reaching and grasping training with restraint of compensations in patients with hemiparesis » which was done at Montreal University.

The above cited articles are: *Effect of trunk restraint on the recovery of reaching movements in hemiparetic patients*, publish in Stroke (2001) 32: 1875-1883, and *Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: A controlled trial*, publish in Stroke (2004) 35: 1914-1919.

Best regards,

Looking forward to your answer,



Stella Maris Michaelsen

PhD candidate

Université de Montréal

FAX: 514-340-2154

Permission is granted to reproduce the requested material for use in your academic thesis/dissertation. Permission is granted provided a prominent credit line is placed stating the original source and copyright owner, © Lippincott Williams & Wilkins.



Date: 11/22/04

Permission de l'éditeur d'une revue

1. Identification de la revue

Section of Human Physiology
University of Verona
Strada Le Grazie, 8
37134 Verona
Italy

2. Identification de l'éditeur

Tracey Sinclair

3. Identification de l'article

Auteurs : Stella M. Michaelsen, Stéphane Jacobs, Agnès Roby-Brami, Mindy F. Levin

Titre : *Compensation for distal impairments of grasping in adults with hemiparesis.*

Revue : Experimental Brain Research, 157: 162-173, 2004

L'étudiante Stella Maris Michaelsen est autorisée à inclure l'article ci-dessus dans sa thèse de doctorat qui a pour titre « Effet de l'entraînement des mouvements d'atteinte et de saisie avec la restriction des compensations chez les patients avec hémiparésie ».

The student Stella Maris Michaelsen is authorised to include the above named article in her Ph.D. thesis titled « Effect of reaching and grasping training with restraint of compensations in patients with hemiparesis ».

Éditeur

Signature

Date

16 October
2004