

Université de Montréal

**La capacité d'ajustement compensatoire du bras lors des mouvements
d'atteinte impliquant le tronc suite à une lésion hémisphérique**

Par

Daniele Moro

Sciences biomédicales, École de réadaptation

Faculté de médecine

116/5587

**Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Maître ès sciences (M.Sc.)
en sciences biomédicales
option réadaptation**



© Daniele Moro, 2004

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

Ce mémoire intitulé:
La capacité d'ajustement compensatoire du bras lors des mouvements
d'atteinte impliquant le tronc suite à une lésion hémisphérique

Présenté par
Daniele Moro

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes:

Président rapporteur: Daniel Bourbonnais

Directrice de recherche: Mindy F. Levin

Membre du jury: Anouk Lamontagne

Mémoire accepté le: _____

SOMMAIRE

Ce mémoire porte sur l'étude de la coordination entre le bras et le tronc lors de mouvements de pointage, vers la cible ipsilatérale et contralatérale chez des sujets sains et hémiparétiques. L'objectif principal était de tester l'hypothèse voulant que les dommages corticaux ou sous-corticaux altèrent la capacité à faire les ajustements compensatoires appropriés aux articulations du bras pour maintenir la trajectoire de la main lorsque le mouvement du tronc est impliqué dans un mouvement d'atteinte. Onze sujets hémiparétiques et neuf sujets sains ont participé à l'étude. Les caractéristiques du mouvement ont été enregistrées par le système Optotrak. La consigne était de réaliser l'atteinte de la cible finale en fléchissant le tronc vers l'avant en même temps. Pour 30% des essais choisis au hasard parmi les 60 essais de chaque condition (ipsilatérale et contralatérale), le mouvement du tronc a été bloqué par un électroaimant. Les résultats ont démontré que les sujets hémiparétiques effectuent des mouvements plus lents vers chacune des deux cibles et qu'ils démontrent une utilisation réduite des amplitudes de mouvement du coude et de l'épaule. Afin de déterminer le(s) mécanisme(s) de la compensation, nous avons caractérisé le moment de divergence entre les trajectoires de la main et entre les articulations du bras (épaule-main) dans les deux conditions (mouvement libre et bloqué) pour chaque cible par groupe de sujets. Chez les sujets hémiparétiques, les divergences des trajectoires sont arrivées plus tôt et celles des articulations plus tard comparées aux mouvements chez les sujets sains. Ceci suggère que la divergence entre la coordination inter-articulaire dans les deux conditions présente un délai chez les sujets hémiparétiques. Le mouvement du tronc contribue au déplacement de la main au début du mouvement et ne présente pas une compensation complète appropriée aux articulations du coude et de l'épaule. Notre conclusion principale est que chez les sujets hémiparétiques, il y a une rupture dans la coordination temporelle et spatiale entre le mouvement du tronc et du bras pendant le mouvement de pointage avec l'aide du tronc.

Mots clés: coordination, mouvements de pointage, ajustements compensatoires, sujets hémiparétiques.

SUMMARY

This thesis describes a study of the coordination between the arm and the trunk, during beyond-the-reach pointing movements to targets placed in the ipsilateral and contralateral workspace of the arm, in healthy subjects and in individuals with mild chronic unilateral hemispheric stroke. The principal objective was to test the hypothesis that the damaged nervous system also lacks the ability to make appropriate compensatory adjustments of the arm joints to maintain the hand trajectory when trunk movement is involved in reaching. Eleven participants with hemiparesis following a stroke in the territory of the middle cerebral artery and nine neurologically healthy individuals participated in this study. The kinematics of the arm and trunk were recorded by a 3-D motion analysis system (Optotrak). Subjects were instructed to make the movements in a stereotypical way and not to anticipate the condition in the upcoming trial or to try to correct the hand trajectory in the event of trunk arrest. For a randomly chosen 30% of the 60 trials for each target, the movement of the trunk was blocked by an electromagnet. The results showed that the participants with stroke moved both their arms and trunks more slowly and used less movement of the elbow and shoulder for reaches to the two targets. We characterized the divergence in hand trajectories and in interjoint coordination (IJ) patterns for movements to each target in each group of subjects to determine how the compensations occurred. In participants with hemiparesis, hand trajectories diverged earlier and IJ coordination patterns diverged later than in healthy subject. This suggests that the trunk movement influenced the hand displacement from the very beginning of the reach. Arm movements only partially compensated the trunk displacement and this compensation was delayed. Our results suggest a deficit in inter-segmental temporal coordination that may be partly responsible for the loss of dexterity of the arm even in well-recovered patients.

Key words: coordination, arm, trunk, reaching, compensatory adjustments, hemiparesis.

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE.....	III
SUMMARY.....	IV
TABLE DE MATIÈRES.....	V
LISTE DES TABLEAUX.....	VI
LISTE DE FIGURES.....	VII
LISTE DE SIGLES ET ABRÉVIATIONS.....	IX
LISTE DE COAUTEUR DE L'ARTICLE.....	X
DÉDICACE.....	XI
ANNEXE.....	XII
I - REVUE DE LITTÉRATURE.....	1
1. INTRODUCTION.....	1
2. MOUVEMENT D'ATTEINTE CHEZ LES SUJETS SAINS.....	3
3. CARACTÉRISTIQUES DE DÉFICITS SENSORIO-MOTEURS CHEZ LES SUJETS HÉMPARÉTIQUES.....	8
4. LES PROBLÈMES DU MOUVEMENT D'ATTEINTE CHEZ LES SUJETS HÉMPARÉTIQUES.....	10
II - HYPOTHESE DE RECHERCHE.....	14
BUT SPÉCIFIQUE DE CETTE RECHERCHE.....	14
III - MÉTHODOLOGIE.....	15
1 - PARTICIPANTS.....	15
2 - ÉVALUATION CLINIQUE.....	15
3 - PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL.....	17
4 - COLLECTE ET ANALYSE DES DONNÉES.....	19
IV - ARTICLE.....	22
ABSTRACT.....	22
INTRODUCTION.....	24
MÉTHODS.....	25
<i>Participants</i>	25
<i>Clinical evaluation</i>	26
<i>Pointing task</i>	29
<i>Data collection and analysis</i>	31
<i>Statistical analysis</i>	32
RESULTS.....	33
DISCUSSION.....	43
Basic findings.....	43
Mechanism of compensation in the healthy individuals.....	44
REFERENCES.....	48
V - DISCUSSION.....	54
LIMITES DE L'ÉTUDE.....	59
VI - BIBLIOGRAPHIE.....	60

LISTE DES TABLEAUX

Article

Table 1: Demographic and clinical data for the hemiparetic participants.....28

Table 2: Comparison of data from healthy subjects and individuals with stroke making reaching movements to 2 targets when the trunk was free to move (free trunk) or restrained (blocked trunk).....37

LISTE DES FIGURES

Revue de littérature

- Figure 1: Synergie du transport du bras et synergie compensatoire du bras.....4
- Figure 2: Les cibles initiale, ipsilatérale et contralatérale, de même que les mouvements du bras et du tronc lors des tâches d'atteinte avec le tronc libre et le tronc bloqué.....18
- Figure 3: Des marqueurs luminescents infrarouges ont été placés sur le tronc et le membre supérieur.....21

Article

- Figure 1: Experimental set-up showing the target initial, ipsilateral and contralateral, arm and trunk movements for the free-trunk and the blocked-trunk conditions.....30
- Figure 2: Mean trajectories of the hand and trunk for reaches to the ipsilateral and contralateral targets for one healthy and one participant with hemiparesis.....34
- Figure 3: Mean velocity profiles of the hand and trunk for the free-trunk and the blocked-trunk conditions.....35
- Figure 4: Sagittal components of the mean displacement of the hand and trunk for the free-trunk and the blocked-trunk conditions.....39

Figure 5: Typical traces of interjoint coordination pattern between the elbow and the shoulder for free-trunk and blocked-trunk conditions in one healthy subject and one participant with hemiparesis for reach to the ipsilatéral and contralateral targets.....41

Figure 6: Ratios of the latencies of divergence of interjoint coordination to those of divergence in trajectories for two groups of subjects.....42

LISTE D'ABRÉVIATIONS

Revue de littérature

AVC	Accident vasculaire cérébral
AVQ	Activités de la vie quotidienne
CRIR	Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation du Montréal Métropolitain.
CSI	Composite Spasticity Index
DLs	Degrés de liberté
FM	Fugl–Meyer
IREDs	Luminescents infrarouges
MT	Temps du mouvement
SNC	Système nerveux central
TEMPA	Test d'Évaluation des Membres Supérieurs des Personnes Âgées

Article

CRIR	Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation
CSI	Composite Spasticity Index
DLs	Degrees of freedom
FM	Fugl–Meyer
IJ	Interjoint
MCA	Middle cerebral artery
MT	Movement time
CNS	Central nervous system
TEMPA	Upper Extremity Performance Test for the Elderly

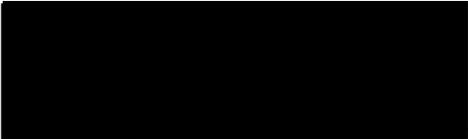
LISTE DE COAUTEUR DE L'ARTICLE

Titre de l'article: Temporal arm-trunk coordination for beyond the reach movements in adults with hemiparesis

Sera soumis à: Expérimental Brain Research

Coauteur: Mindy F. Levin

J'autorise L'Université de Montréal de mettre ce mémoire à la disposition des lecteurs dans les bibliothèques de l'université ou dans d'autres bibliothèques. J'autorise également l'Université de Montréal à microfilmer ce mémoire.



Mindy F. Levin

DÉDICACE

Je souhaite remercier ma directrice, Mindy Levin, pour son support, ses encouragements et pour l'expérience qu'elle m'a permis d'acquérir. J'ai pu ainsi enrichir mes connaissances tant théoriques qu'expérimentales. Je remercie mes collègues et amis pour l'aide apportée. J'aimerais aussi remercier mes parents pour le support émotionnel et le milieu stimulant dans lequel j'ai grandi.



CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

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

“Coordination entre le bras et le tronc lors de mouvements d'atteinte : le problème de redondance / Arm-trunk coordination in reaching movements : the redundancy problem”

présenté par : Anatol G. Feldman et Yves Lamarre

Le comité composé de :

M. Jacques R. Nolet, directeur général
 Mme Lisette Gagnon, directrice des soins infirmiers
 Dr Bernard Leduc, physiatre
 Mme Marie-Hélène Chartrand, psychologue
 M. Bertrand Arsenault, chercheur
 M. Régis Blais, chercheur agrégé, Faculté de médecine

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


 Ronald Riopel
 Président du comité d'éthique

Date

99/05/12

RR /fd

Centre hospitalier affilié à l'Université de Montréal



INSTITUT DE RÉADAPTATION DE MONTRÉAL

6300, avenue Darlington • Montréal (Québec) • H3S 2J4 • Téléphone: (514) 340-2085



Certificat d'éthique

Par la présente, le comité d'éthique de la recherche des établissements du CRIR (CER) atteste qu'il a évalué le projet de recherche intitulé:

« CRIR : 82-0104- Sensori-Motor Integration in Goal-Directed Movement/ Intégration sensori-motrice lors de mouvements vers une cible ».

Présenté par: **Anatol Feldman**

Le comité d'éthique de la recherche composé de :

NOM

Mme Isabelle Bilodeau

POSTE

Une personne possédant une vaste connaissance du domaine psychosocial en réadaptation

Mme Nicol-Korner-Bitensky

Une personne possédant une vaste connaissance du domaine biomédical en réadaptation

Mme Julie-Anne Couturier

Clinicienne détenant une vaste connaissance des déficits sensoriel visuels ou auditifs

Mme Marie-Josée Drolet

Clinicienne détenant une vaste connaissance des déficits moteurs ou neurologiques

Mme Marie-Eve Bouthillier

Une personne spécialisée en éthique

Me Michel Giroux

Une personne spécialisée en droit

M. André Vincent

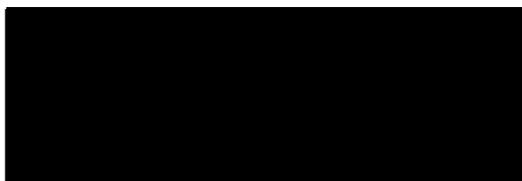
Une personne non affiliée à l'établissement et provenant de la clientèle des personnes adultes et aptes

Mme Kathleen Lamirande	Une personne non affiliée à l'établissement et provenant de la clientèle des personnes mineures ou inaptes
Mme Elizabeth Markakis	Une personne siégeant à titre de représentante du public
Michael J.L. Sullivan	Représentant de l'Université de Montréal
Frédérique Courtois	Représentante de l'UQAM
Patricia McKinley	Représentante de l'Université McGill
<u>Membre non votant</u>	
Me Anik Nolet	Coordonnatrice à l'éthique de la recherche des établissements du CRIR

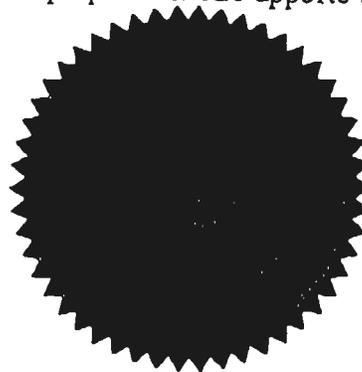
a jugé cette recherche acceptable sur le plan de l'éthique. Ce projet se déroulera dans les sites du CRIR suivant : **Institut de réadaptation de Montréal et l'Hôpital juif de réadaptation.**

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

Ce certificat est valable pour un an.



Me Michel T. Giroux
Président du CER



Date d'émission
5 juillet 2004



**Formule de consentement pour ma participation à un projet de recherche
n'impliquant ni prise de médicaments ou autres substances ni analyses de laboratoire**

Identification du bénéficiaire : Nom: _____

**Je, soussigné(e), _____, consens par la
présente à participer au projet de recherche suivant dans les conditions décrites ci-dessous :**

TITRE DU PROJET : "Arm-trunk coordination in patients with stroke"
La coordination du bras et du tronc chez des patients hémiparétiques.

RESPONSABLES: Mindy Levin, PT, Ph.D.

OBJECTIF DU PROJET :

Le but de cette étude est d'identifier les stratégies du contrôle neuro-musculaire utilisées par le système nerveux central pour exécuter et coordonner les mouvements faits par le bras et le tronc après un lésion dans le système central nerveux.

NATURE DE MA PARTICIPATION

Cette étude porte sur l'évaluation de mouvements du bras vers une cible lorsque les mouvements du tronc sont impliqués. Je participerai à une ou deux sessions expérimentales. Dans chaque session, les mouvements du bras et du tronc (et peut-être, l'activité musculaire de 10 muscles) seront enregistrés selon les méthodes habituellement utilisées en recherche. Pour faire ces enregistrements, on utilisera des marqueurs et électrodes du surface qui seront collés sur la peau avec un ruban adhésif.

J'effectuerai des mouvements de pointage avec mon bras vers des cibles (lumières) indiquées sur une table devant moi. Ces mouvements seront effectuées sans vision de la main grâce à le porte des lunettes spéciales pouvant bloquer la vision de mon bras lors du mouvement. Lors de quelques mouvements, sans préavis, le mouvement de mon tronc sera bloqué par un harnais que je porterai sur le tronc qui est équipé avec un aimant.

L'étude pourrait contribuer à la compréhension des mécanismes de contrôle moteur chez l'humain. Aussi, elle peut contribuer au développement de nouvelles approches en réadaptation. Toutes les sessions d'évaluation se tiendront au Centre de Recherche, Institut de réadaptation de Montréal.

Je comprends que les sessions expérimentales ne constituent pas des traitements.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION

Les résultats de cette étude peuvent contribuer à éclaircir certains phénomènes associés au contrôle moteur et à la récupération motrice. Ceci peut avoir des implications pour l'amélioration de l'approche thérapeutique en réadaptation. Cependant, il n'y a pas d'avantages personnelles à retirer de la participation à cette étude.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION

Un inconvénient pourrait être le temps alloué pour le déplacement à l'Institut de réadaptation et pour la participation aux séances de recherche.

RISQUE

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

INFORMATIONS CONCERNANT LE PROJET

On devra répondre, à ma satisfaction, à toute question que je poserai à propos du projet de recherche auquel j'accepte de participer.

ACCÈS À MON DOSSIER (si applicable)

J'accepte que les personnes responsables de ce projet aient accès à mon dossier d'hôpital.

AUTORISATION D'UTILISER LES RÉSULTATS

J'accepte que l'information recueillie puisse être utilisée pour fins de communication scientifique et professionnelle et d'enseignement. Il est entendu que l'anonymat sera respecté à mon égard.

RETRAIT DE MA PARTICIPATION

Il est entendu que ma participation au projet de recherche décrit ci-dessus est tout à fait libre ; il est également entendu que je pourrai, à tout moment, mettre à terme à ma participation sans que cela n'affecte les services de santé auxquels j'ai le droit.

CONFIDENTIALITÉ

Les informations recueillis peuvent être utilisées pour fins de communication scientifique et professionnelle et pour l'enseignement. Les données expérimentales seront gérées au Centre de recherche pour une période de 5 ans. Tous les renseignements recueillis à mon sujet au cours de l'étude demeureront strictement confidentiels et je ne serai identifié que par un numéro de code afin de préserver l'anonymat.

VERSEMENT D'UNE INDEMNITÉ

L'article 25, alinéa 2 du Code civil du Québec édicte que: «L'expérimentation ne peut donner lieu à aucune contrepartie financière hormis le versement d'une indemnité en compensation des pertes et des contraintes subies.»

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 (maximum 40\$ par session).

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.

Je déclare avoir lu et/ou compris les termes de la présente formule.

Signature de l'intéressé(e)

Signature d'un témoin

Fait à _____, le _____ 20__.

Consentement

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
ou de son représentant**

Fait à _____, le _____ 20__.

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.

**Dr. Mindy Levin, PT, PhD
Danièle Moro, PT**

(A ÊTRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)

// Consentf-Moro.doc
// 5 janvier, 03

I. REVUE DE LITTÉRATURE

1 – INTRODUCTION

Les accidents vasculaires cérébraux (AVC) sont des complications soudaines d'une maladie vasculaire, tel qu'un arrêt de l'apport de sang (infarctus cérébral) ou la rupture d'un vaisseau sanguin (hémorragie cérébrale). Ils représentent la troisième cause de décès après les maladies cardio-vasculaires. La prévalence s'élève à environ 150 cas pour 100 000 habitants par an. La mortalité varie de pays en pays de 20 à 250 décès pour 100 000 habitants par an et représente la première cause d'incapacité chez les individus hémiparétiques. La séquelle la plus souvent observée se présente sous la forme d'une hémiplégie. D'autres atteintes peuvent aussi s'y associer: des troubles sensitifs (diminution de la sensibilité) et des praxies (capacité à penser à un geste ou une séquence de gestes et à les réaliser), sont très fréquents sur la moitié du corps paralysée (Brugerolle, 2002).

Après une lésion au cerveau englobant les zones et voies sensori-motrices, la coordination des mouvements volontaires, comme par exemple celle d'un mouvement d'atteinte, est altérée. La coordination motrice est définie comme la capacité à exécuter adéquatement les mouvements et à contrôler plusieurs segments du corps (degrés de liberté) (Sullivan & Shimitz, 2001). Elle peut être décrite dans les domaines de l'espace et du temps.

Une tâche fréquemment utilisée pour étudier le mouvement volontaire est celle de pointage, c'est-à-dire l'action de mener la main vers une cible (Archambault *et al.*, 1999). Cette action peut impliquer la coordination de plusieurs muscles et articulations du membre supérieur (coordination inter-articulaire) et du tronc (coordination inter-segmentaire).

Chez les sujets sains, le tronc contribue au mouvement d'atteinte seulement pour les cibles placées au-delà de la zone correspondant à la longueur du bras et

seulement vers la fin du mouvement d'atteinte (Rossi *et al.*, 2002). Chez les sujets hémiparétiques, le moment (seuil) à lequel le tronc est recruté est avancé, ce qui a pour effet de faire contribuer le déplacement du tronc au mouvement, même pour une cible placée à l'intérieur de la zone d'atteinte du bras (Levin *et al.*, 2002).

Le but de cette étude est de déterminer si la coordination temporelle entre le bras et le tronc lors de mouvements d'atteintes vers une zone hors de la longueur du bras est altéré chez les individus avec une lésion unilatérale du cerveau.

2 – MOUVEMENT D'ATTEINTE CHEZ LES SUJETS SAINS

La trajectoire du mouvement d'atteinte englobant plus d'une articulation tend à être linéaire et lisse (Hogan *et al.*, 1987). Le mouvement d'atteinte englobe les articulations du bras et non du tronc quand la cible est placée à la portée de la main (Saling *et al.*, 1996). Par contre, pour atteindre les cibles plus loin que la longueur du bras, le mouvement englobe non seulement le bras, mais aussi le tronc (Wang & Stelmach, 1998). Pour ces mouvements, la contribution du tronc devient plus importante en s'approchant de la limite d'extension du bras, c'est-à-dire après le pic de vitesse de la main (Rossi *et al.*, 2002).

Kaminski *et collaborateurs* (1995) ont étudiés les mouvements pour atteindre des cibles plus éloignées que la longueur du bras lors d'une tâche de pointage. Leurs résultats indiquent que le tronc amorce son mouvement en même temps que les autres segments du corps mais termine en dernier. Ils ont aussi observé que les mouvements du tronc s'intégraient parfaitement avec ceux du bras et que la trajectoire de la main demeurait constante tant au début qu'à la fin du mouvement du tronc (lorsque le tronc commençait ou terminait de bouger). Ils ont suggéré qu'il y aurait une synergie unique impliquant le membre supérieur et le tronc.

Ma & Feldman (1995) ont questionné cette interprétation en analysant l'influence du mouvement du tronc sur la trajectoire du doigt pendant une tâche de pointage. Ils ont inclus des mouvements où le bras et le tronc étaient en phase (bougeaient dans la même direction), et des mouvements hors phase (le bras et le tronc bougeaient dans des directions opposés). Ils ont noté que la trajectoire du doigt n'était pas influencée par les mouvements du tronc. Les mouvements de l'épaule et du coude compenseraient pour les mouvements du tronc, ce qui permet au doigt de conserver la même trajectoire. Il semblerait donc que le mouvement du tronc et celui de la main seraient coordonnés par des synergies différentes et indépendantes. Une synergie contrôle le mouvement du bras vers la cible (synergie du transport) et l'autre la coordination des mouvements du bras et du tronc (synergie compensatoire), sans affecter la trajectoire de la main (Ma & Feldman, 1995; Pigeon & Feldman, 1998). Le

Le système nerveux central exécuterait la tâche (mouvement du tronc et pointage) en combinant ces deux synergies (Ma & Feldman, 1995; Wang & Stelmach, 2001). Dans ce cas, on réfère à la définition de synergie de Bernstein (1967), qui la définit comme étant un accouplement fonctionnel des groupes d'articulations qui doivent faire ensemble le mouvement comme une unité, lorsque il est important de réduire le nombre de degrés de liberté (DLs).

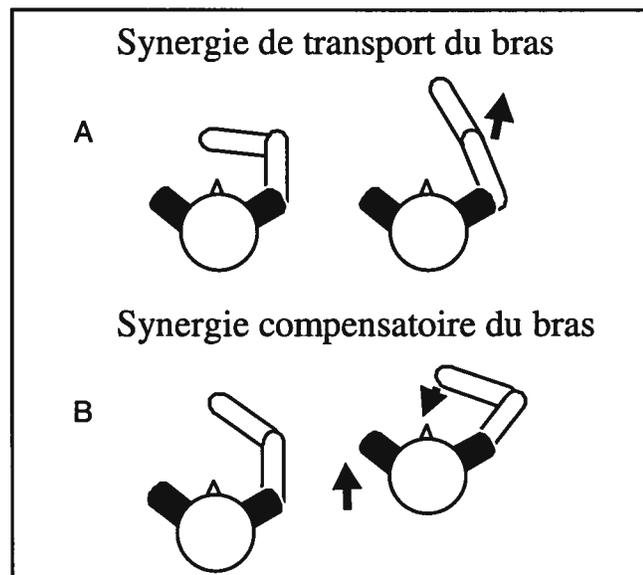


Figure 1. (A) Synergie du transport du bras (déplacement de l'index vers la cible) et (B) Synergie compensatoire du bras (neutralise l'effet du tronc dans la première partie de la trajectoire de la main).

Pigeon *et collaborateurs* (2000) ont étudié le rapport entre différents degrés de liberté dans chaque synergie (synergie de transport et synergie compensatoire). Dans leur design expérimental, les cibles pouvaient être atteintes en utilisant seulement le bras (contrôle) ou en combinant le mouvement du bras avec un mouvement vers l'avant ou vers l'arrière du tronc (expérimentale), avec et sans

rétroaction visuelle. En l'absence de la vision, le mouvement du tronc a commencé avant le déplacement de la main, indiquant que l'influence potentielle du tronc sur le mouvement de la main a été compensée par des rotations dans les articulations du coude et de l'épaule. Ils en ont conclu que la synergie compensatoire bras-tronc dirigeait les mouvements indépendamment de la rétroaction visuelle. L'analyse par composantes principales a montré que la relation entre les angles du coude et de l'épaule, lors des mouvements combinés du bras et du tronc ne peut être considérée comme linéaire, impliquant que ce rapport est ajusté selon la géométrie changeante du bras. Donc les synergies de transport compensatoires du bras et du tronc sont combinées en tant qu'unités indépendantes, selon le principe de la superposition. Ce principe peut simplifier la commande de la coordination d'un nombre superflu de DLs.

Afin de vérifier si l'intégration de DLs du tronc ajoutés au mouvement est signalés par les afférences (proprioceptive, vestibulaire) qui sont activées par le mouvement du tronc et transmises aux muscles du bras, Adamovich *et collaborateurs* (2001) ont réalisé une étude. Les sujets étaient instruits de combiner le mouvement du bras avec une flexion vers l'avant du tronc sous 2 conditions (avec le tronc libre et avec le tronc bloqué). Malgré des différences dans le mouvement du tronc, les trajectoires de la main étaient pratiquement identiques lors des deux conditions. Selon leurs résultats, au niveau de la coordination temporelle bras-tronc, le tronc commence à se déplacer presque simultanément avec la main. Ainsi, le pic de vitesse du tronc se produit après celui de la main. La présence d'une synergie compensatoire au niveau des mouvements quand le tronc n'est pas arrêté (e.g., la trajectoire de la main n'est pas influencée par le mouvement sagittal du tronc) suggère que les DLs du bras et du tronc sont reliés. Une autre évidence de cette synergie est que, lorsque le tronc est bloqué, la trajectoire de la main reste inchangée. Tunik *et collaborateurs* (2003), ont poursuivi la question du rôle des afférences proprioceptives et vestibulaires dans cette coordination. Les sujets sains ou dé-afférentés ont fait un mouvement d'atteinte en incluant un mouvement sagittal vers l'avant du tronc. Dans 40% des essais, le tronc était bloqué, ainsi que la vision. Ils ont trouvé une compensation partielle en

l'absence de la vision et de la proprioception, suggérant ainsi que les voies vestibulaires sont essentielles pour cette compensation.

Les résultats de Ghafouri *et collaborateurs* (2002) ont supporté ces conclusions. Dans cette étude, les sujets devaient combiner des mouvements du bras avec un mouvement de flexion du tronc afin d'atteindre une cible qui se déplaçait de façon synchrone avec le tronc (même direction). Les cibles avaient été placées sur une tige attachée au bras gauche du sujet et non dans l'espace extracorporel. Les sujets ont reçu l'instruction de déplacer l'index de la main droite en parallèle avec la tige, sans la toucher, et de déplacer le tronc vers l'avant avec le bras gauche de manière à ce que sa position relativement au tronc ne change pas. Les auteurs ont observé que lorsque le mouvement du tronc était libre, la main et le tronc débutent leur mouvement simultanément mais que le tronc continue à se déplacer après la fin du mouvement de la main, tout comme Kamiski *et collaborateurs* (1995). Cependant, avec la cible en mouvement, le début et la fin du mouvement du tronc et de la main étaient synchronisés. Ces résultats démontrent que la synergie compensatoire bras-tronc minimise les déviations (résistance du système à un retour vers la position initiale) de la trajectoire de la main.

Rossi *et collaborateurs* (2002) ont suggéré que la coordination compensatoire bras-tronc et la contribution du tronc à l'extension du bras pouvaient varier selon la phase du mouvement d'atteinte. Des sujets sains ont été testés lors de mouvements combinant un mouvement d'atteinte avec le bras dominant et un mouvement sagittal du tronc. Une plaque électromagnétique a été utilisée pour bloquer le mouvement du tronc dans 30% des essais aléatoirement sélectionnés et des lunettes ont bloqué la vision de la cible une fois que le mouvement était amorcé. Les cibles étaient situées en dehors de la zone d'atteinte du bras. Les données ont été analysées pour deux conditions: mouvement du bras combiné avec celui du tronc, avec ou sans blocage du mouvement du tronc. Comme le tronc commence à contribuer au déplacement de la main seulement après le pic de vitesse de la main, ceci implique que les commandes centrales déterminant la contribution du bras et du tronc au transport de la main sont produites séquentiellement, même si le bras et le tronc se déplacent en parallèle. La

coordination peut-être nécessaire pour la différence d'inertie des segments du tronc et du bras. Lorsque le tronc est bloqué, un changement dans la coordination inter-articulaire du bras survient, suggérant un mécanisme compensatoire impliquant les réflexes rapides (ou changement de court-latence) conduits par des signaux afférents ou proprioceptifs. Lorsque le tronc est libre, les signaux proprioceptifs afférents et / ou vestibulaires spécifiés pour le mouvement du tronc résultent d'un changement dans la synergie compensatoire du bras sous-jacente à son mouvement (transport) en l'absence de mouvement du tronc.

Ces études montrent qu'il existe un certain synchronisme, tant spatial que temporel entre le bras, l'avant-bras et le tronc lors de tâches de pointage. Ces synergies ou patrons de mouvement sont probablement liées aux propriétés biomécaniques du corps (inertie des segments, disposition des muscles), mais leurs origines et fonctionnement n'ont pas fait l'objet de beaucoup de recherche. Dans les mouvements multi-articulaires, le système nerveux central tend à coordonner les articulations en combinant des synergies de contrôle, lorsque la redondance est suffisante. Par contre, de patrons plus complexes, impliquant plusieurs articulations, peuvent être utilisés lorsque la tâche le requiert.

Les systèmes de contrôle modulent aussi le degré de compensation en utilisant les informations données par le mouvement du tronc pour maintenir une trajectoire constante de la main. La contribution appropriée du tronc au transport de la main dépend des exigences de la tâche (par exemple, si la cible est dans la limite d'atteinte du bras ou plus loin que celle-ci).

Dans cette étude, nous avons utilisé la même méthodologie qui a été utilisée dans l'étude de Rossi *et collaborateurs* (2002), où les cibles étaient localisées plus loin que la longueur du bras. Par contre, nous avons étudié des sujets hémiparétiques. Nous avons postulé que des dommages corticaux ou sous-corticaux ont comme conséquence une altération de la capacité à faire les ajustements compensatoires appropriés aux articulations du bras afin de maintenir la trajectoire de la main lorsque le mouvement du tronc est impliqué dans l'atteinte.

3 – CARACTÉRISTIQUES DE DÉFICITS SENSORI-MOTEURS CHEZ LES SUJETS HÉMIPARÉTIQUES

Après un AVC, la sensibilité est fréquemment diminuée du côté hémiplégique. La diminution de la sensibilité proprioceptive (posturale et vibratoire) contribue à la diminution de la capacité à exécuter des mouvements efficaces et contrôlés.

Les déficits du mouvement sont plus évidents pour le membre controlatéral à la lésion (coté hémiparétique) et ils sont caractérisés par des anomalies dans le tonus musculaire (Lance, 1980; Burke, 1988; Wiesendanger, 1990), l'ajustement postural (Di Fabio *et al.*, 1986), les synergies de mouvement (Twitchell, 1951; Brunnstrom, 1970; Bobath, 1970), le synchronisation des composantes du patron de mouvement (Carr & Shepherd, 1987; Archambault *et al.*, 1999), la coordination inter-articulaire et la force de certains muscles du bras (Bourbonnais & Vanden Noven, 1989; Levin, 1996; Toffola *et al.*, 2001).

Les fibres musculaires sont classées par rapport à leurs caractéristiques contractiles (la contraction musculaire lente (type I) et la contraction musculaire rapide (le type II)). Les muscles avec un pourcentage plus élevé de fibres de type II montrent un développement plus rapide de la fatigue, alors qu'un développement plus lent de la fatigue peut être observé pour les muscles avec un pourcentage plus élevé de fibres de type I. Après un AVC, il y a une diminution de la proportion des fibres de type II, avec une diminution de leur diamètre moyen et un facteur d'atrophie élevé, au profit des fibres de type I (Dattola *et al.*, 1993). Une nouvelle classe d'unités motrices, à contraction lente et fatigables, apparaît également dans les muscles de sujets hémiparétiques chroniques (Toffola *et al.*, 2001; Dattola *et al.*, 1993; Young & Mayer, 1982).

Donc, le déficit neuromusculaire englobe beaucoup de problèmes, comme quand un muscle ou un groupe de muscles voient diminuer leur capacité à produire la force nécessaire pour initier, maintenir et contrôler le mouvement, i.e. un développement prématuré de la faiblesse musculaire. Il n'y a pas de patron stéréotypé

de distribution de la faiblesse musculaire (Giuliani, 1995). Généralement, les muscles distaux sont légèrement plus atteints que les proximaux (Colebatch & Gandevia, 1989). La faiblesse aurait aussi une influence significative sur les patrons de mouvement. Il a été suggéré que les synergies et les réactions associées pourraient résulter de la faiblesse des muscles parétiques plutôt que de désordres neurologiques (Keshner, 1990). Par ailleurs, il a aussi été suggéré que les symptômes positifs pourraient résulter d'une réorganisation du système nerveux central (Burke, 1988).

Les sujets hémiparétiques présentent souvent une incapacité à maintenir une contraction, due à une augmentation de la latence dans la contraction musculaire (Hammond *et al.*, 1988). De par ce fait, le recrutement inadéquat des muscles agonistes (et non une augmentation de l'activité des muscles antagonistes), détermine la capacité des patients hémiparétiques à accomplir une tâche (Gowland *et al.*, 1992). Les relations centrales entre la spasticité et le déficit du mouvement du coude chez les sujets hémiparétiques ont été démontrées par une relation entre les déficits moteurs et les déficits du contrôle dans le réglage central du seuil du réflexe d'étirement des muscles des fléchisseurs et extenseurs du coude (Levin *et al.*, 2000).

La spasticité est une anomalie du système nerveux central (SNC), qui est accompagnée d'une incapacité motrice chez les sujets atteints d'un AVC (Toffola *et al.*, 2001). La spasticité est définie comme une hyperexcitabilité du réflexe myotatique responsable d'une augmentation du réflexe tonique d'étirement avec exagération des réflexes tendineux qui varie selon la vitesse d'étirement (Lance, 1980). Chez les patients avec une spasticité marquée, le mouvement d'atteinte peut être réalisé, bien que ce mouvement soit caractérisé par le manque de fluidité et par une segmentation temporelle et spatiale du mouvement de la main (Levin, 1996).

4 - LES PROBLÈMES DU MOUVEMENT D'ATTEINTE CHEZ LES SUJETS HÉMI PARÉTIQUES

Les individus hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral développent de nouveaux patrons de mouvement afin de compenser les déficits présents au bras affecté, comme par exemple la stratégie compensatoire du tronc. La stratégie compensatoire motrice peut être vue comme une modification du système nerveux suite à la lésion des structures et du système sensori-moteur (Carr & Shepherd, 1987a, 1987b; Feldman & Levin, 1995; Latash & Anson, 1996).

Les sujets hémiparétiques utilisent un déplacement excessif du tronc, afin de compenser pour leurs déficits moteurs, et ce même si ce mouvement n'est pas nécessaire pour effectuer la tâche, e.g. atteindre une cible placée dans la limite de la longueur du bras (Levin, 1996; Roby-Brami *et al.*, 1997; Cirstea & Levin, 2000; Michaelsen *et al.*, 2001, Levin *et al.*, 2002). Pour atteindre les cibles plus loin que la longueur du bras, les sujets hémiparétiques utilisent un déplacement du tronc semblable aux sujets sains. La façon par laquelle le mouvement du tronc contribue au déplacement du doigt chez les sujets hémiparétiques n'est pas uniforme pendant tout le mouvement d'extension du bras vers la cible. À chaque fois que le tronc est impliqué, un recrutement séquentiel du bras et du tronc est observé, où ce dernier bouge soit simultanément avec la main ou avant la main (Levin *et al.*, 2002).

La participation compensatoire du tronc est en relation avec la sévérité du déficit moteur ou avec le degré de spasticité (Cirstea & Levin, 2000). Elle peut aussi être corrélée avec la faiblesse des muscles agonistes (Colebatch & Gandevia, 1989). Le recrutement excessif et hâtif du tronc peut être une adaptation du système nerveux pendant la récupération suite à l'AVC (Roby-Brami *et al.*, 1997). Ce recrutement excessif pour les mouvements d'atteinte peut être mal-adapté parce que l'utilisation de cette stratégie peut limiter la récupération du mouvement indépendant du bras affecté chez les patients hémiparétiques (Ada *et al.*, 1994).

D'autres déficits ont été montrés chez les sujets hémiparétiques dans l'étude de Levin (1996). Dans cette étude, Levin a étudié la trajectoire et la coordination

inter-articulaire du bras pour les mouvements d'atteinte chez les sujets hémiparétiques avec de la spasticité. Les sujets devaient faire le mouvement d'atteinte vers quatre cibles localisées dans l'espace ipsilatéral et contralatéral. La cinématique du bras affecté (e.g. les mouvements) chez les sujets hémiparétiques a été comparée avec celle de leur bras non affecté et avec les données de sujets sains. Les résultats suggèrent que les déficits présentés par les sujets hémiparétiques sont: i) une prolongation du temps de mouvement (associé à une variabilité élevée et une coordination inter-articulaire interrompue), et ii) une amplitude de mouvement réduite au niveau du bras affecté (articulations du coude et de l'épaule) résultant en des mouvements plus courts qui n'atteignent pas la cible en comparaison avec le bras non-atteint (Levin, 1996).

D'autres déficits ont été observés dans l'étude d'Esparza *et collaborateurs* (2003). Ils ont montré que pendant les mouvements d'atteinte englobant le déplacement du tronc, les sujets sains exécutent le mouvement d'une façon stéréotypée. Des sujets avec un AVC dans l'hémisphère dominant (hémisphère gauche ou droit) et des sujets sains ont participé à cette étude. Ils ont réalisé des mouvements d'atteinte vers une cible ipsilatérale et contralatérale, sous trois conditions (ne bouge pas le tronc, incline le tronc vers l'avant et incline le tronc vers l'arrière). Les résultats montrent qu'en comparaison aux sujets sains, la synchronisme bras-tronc chez les sujets hémiparétiques est plus variable. Les sujets avec une lésion dans l'hémisphère dominant ont utilisé significativement moins de déplacement du tronc que les sujets avec une lésion dans l'hémisphère non-dominant. Les résultats supportent l'hypothèse stipulant que la coordination temporelle du recrutement du tronc et du bras pendant les mouvements d'atteinte soit contrôlée bilatéralement par chaque hémisphère. Cependant, la différence dans l'échelle du déplacement du tronc entre les sujets avec lésion gauche ou droite du cerveau suggère que l'hémisphère dominant gauche joue un rôle plus important que le droit dans le contrôle des mouvements qui englobent la coordination complexe entre le bras et le tronc. Chez les sujets hémiparétiques, le tronc est aussi recruté avant le bras mais la variabilité intra-sujet est plus élevée (Archambault *et al.*, 1999; Esparza *et al.*, 2003). Avec le

bras affecté, les trajectoires étaient caractérisées par des mouvements segmentés (Trombly, 1992; Archambault *et al.*, 1999), plus lents, plus variables et par une augmentation modérée du nombre d'erreurs dans la direction et dans l'amplitude du mouvement.

Étant donné des déficits au niveau de la production de mouvement, ce même groupe a questionné si les patients hémiparétiques préservaient la capacité de modifier leurs mouvements selon les principes d'apprentissage moteur. Dancause *et collaborateurs* (2002) ont analysé les stratégies de corrections utilisées chez les sujets hémiparétiques pour les mouvements de flexion du coude (côté affecté) en comparaison avec des sujets sains. Les sujets devaient réaliser un mouvement rapide de flexion du coude vers une cible à l'intérieur de la portée du bras et corriger rapidement les mouvements quand une charge de type ressort à été ajoutée (positions angulaires) de façon inattendue. Les résultats montrent que les sujets hémiparétiques légère ont réduit des erreurs de mouvement à moins de trois épreuves, comme les sujets sains. Par contre, les sujets hémiparétiques sévère ont eu besoin de plus d'épreuves pour diminuer des erreurs. Les sujets hémiparétiques modérée ont employé des stratégies typiques et atypiques de correction. Les résultats suggèrent que les déficits présentés par les sujets hémiparétiques au niveau de l'adaptation des mouvements et afin de changer rapidement la direction du mouvement, peuvent être causés par la difficulté à intégrer rapidement les informations visuelles et proprioceptives. Des déficits dans les fonctions neuropsychologiques d'exécution (lobe frontal) peuvent aussi contribuer aux problèmes dans la production de mouvements précis et constants.

En sommaire, les mouvements inter-articulaire chez les sujets hémiparétiques lors des mouvements d'atteinte hors de la longueur du bras sont caractérisés par une vitesse diminuée, une augmentation de la variabilité et de la segmentation, une incoordination spatiale et temporelle entre les articulations adjacentes au bras comparativement aux sujets sains. Donc, le nombre de segments recrutés est plus grand et les mouvements articulaires (de l'épaule et du coude) sont plus petits. Ceci peut être interprété selon l'approche dynamique du contrôle moteur (Turvey *et al.*,

1978). Selon cette approche, les segments (bras, tronc) impliqués dans la tâche forment une «structure coordinatrice». La structure coordinatrice implique que le système nerveux central utilise les DLs disponibles pour accomplir la tâche motrice sans une classification spécifique des DLs dans les unités fonctionnelles. Chaque structure coordinatrice est ainsi projetée pour accomplir une tâche spécifique, et un changement de la tâche a comme conséquence la réorganisation de la structure coordinatrice. De ce point de vue, les synergies ne sont pas spécifiquement créées par le système nerveux mais peuvent tout aussi bien émerger d'une manière normale et dynamique de la stratégie coordinatrice liée à une tâche spécifique. Ceci peut être une stratégie générale employée par le SNC sain pour acquérir des habiletés motrices complexes (Turvey *et al.*, 1978). En résumé, les synergies ne sont pas donc créées spécifiquement par le système nerveux, mais peuvent se transmettre de façon naturelle et dynamique à la stratégie coordinatrice spécifique de la tâche. Pendant la récupération à un AVC, le système nerveux central peut retenir l'habileté à explorer la redondance du système moteur en substituant des éléments perdus des patrons de mouvement (extension du coude–adduction horizontale de l'épaule) avec des éléments nouveaux (déficit du tronc) pour réussir l'objectif fonctionnel (Levin, 2003).

II- HYPOTHÈSE DE RECHERCHE

Les individus hémiparétiques, à la suite d'un accident vasculaire cérébral, développent de nouveaux patrons de mouvement impliquant le tronc, dans le but de compenser les déficits présents au niveau du bras affecté. Cette stratégie est appelée «stratégie compensatoire du tronc». Le contrôle du mouvement spécifique de la main est limité et le tronc contribue à son transport dès le début du mouvement (Levin *et al.*, 2000; 2002). Notre hypothèse est que les dommages corticaux ou sous-corticaux ont comme conséquence d'altérer la capacité à faire les ajustements appropriés au niveau des articulations du bras pour maintenir la trajectoire de la main lorsque le mouvement du tronc est impliqué dans l'atteinte.

But spécifique de cette recherche

Déterminer si la coordination temporelle entre le bras et le tronc lors de mouvements d'atteinte au delà de la longueur du bras est altérée chez les individus avec une lésion unilatérale du cerveau.

III - MÉTHODOLOGIE

1 – PARTICIPANTS

Onze sujets avec hémiparésie suite à un AVC (âge: 26-78 ans) et neuf sujets sains (âge: 23-71 ans) ont été recrutés pour cette étude. Ils ont donné leur consentement écrit pour leur participation à cette étude sur un formulaire approuvé par le comité d'éthique du Centre de Recherche Interdisciplinaire en Réadaptation du Montréal Métropolitain (CRIR). Les sujets avec hémiparésie devaient avoir eu leur AVC depuis au moins 6 mois et le niveau de récupération du bras devait être entre 3/7 et 7/7 sur l'Échelle de Chedoke-McMaster (Gowland *et al.*, 1993). Les sujets avec une hémiplégie de cause traumatique ou congénitale, un antécédent de lésion du membre supérieur (douleur ou luxation), apraxie ou déficits cognitifs importants furent exclus. Les sujets sains n'avaient pas d'histoire de désordre neurologique ou de déficit physique impliquant le membre supérieur ou le tronc.

2 – ÉVALUATION CLINIQUE

Tous les sujets avec hémiparésie ont participé à une série de tests cliniques effectués par un physiothérapeute pour évaluer les déficits moteurs et l'habileté fonctionnelle du bras et de la main, aussi bien que l'équilibre «fonctionnel» ou semi-dynamique.

Les déficits moteurs ont été évalués avec l'échelle de Fugl-Meyer (FM, Berglund & Fugl-Meyer, 1986; Poole & Whitney, 1988), l'échelle «Composite Spasticity Index» (CSI, Levin & Hui-Chan, 1992) et la force musculaire des muscles fléchisseurs de l'épaule et des extenseurs du coude et du poignet. L'échelle de Fugl-Meyer a été utilisée pour évaluer la capacité de bouger l'épaule, le coude et la main selon des patrons pré-établis de mouvements pathologiques. L'échelle a aussi été

utilisée pour évaluer la fonction motrice, la sensibilité, l'amplitude articulaire passive, et la douleur au mouvement passif. En ce qui a trait à la motricité, le score maximum pour le membre supérieur est de 66 points. Les participants présentaient des déficits légers, modéré ou aucun déficit sensoriel significatif. L'échelle CSI valide (Nadeau *et al.*, 1998) et fiable a été utilisée pour évaluer la spasticité des muscles du bras. Cette échelle évalue la spasticité par la résistance à un étirement passif des fléchisseurs du coude à une vitesse modérée, l'excitabilité du réflexe tendineux du biceps brachial ainsi que la présence de clonus des fléchisseurs du poignet. Un score de 4/16 signifie un tonus normal et un score de 10/16, une spasticité sévère.

La force isométrique des muscles extenseurs du coude, fléchisseurs de l'épaule et extenseurs du poignet a été évaluée avec le bras en position neutre, en utilisant un dynamomètre (Nicholas, MMT, instrument modèle 01160 de Lafayette). Le dynamomètre a été tenu dans la main et placé sur l'avant-bras, le bras ou le dorsum de la main respectivement. La valeur maximale de trois efforts du bras affectée a été exprimée en tant que pourcentage de la force maximale produite pour le même mouvement fait par le bras contralatéral. Les valeurs maximales de force pour les 3 muscles étaient en moyenne 67% de ceux du côté moins atteint.

La capacité fonctionnelle de la main et du bras a été évalué avec le Test d'Évaluation des Membres Supérieurs des Personnes Âgées (TEMPA, Desrosiers *et al.*, 1995). Le TEMPA comporte 9 tâches (4 tâches unilatérales et 5 tâches bilatérales) reliées aux activités quotidiennes. La réalisation de la tâche est mesurée par rapport aux critères suivants: la vitesse d'exécution, la cote fonctionnelle et l'analyse de la tâche. Plus le score est bas, plus l'exécution est bonne; la valeur « 0 » représente une fonction normale, la distribution des points chez les participants de cette étude était de -2 à -56, ce qui indique un déficit de fonctionnement léger à modéré.

L'équilibre «fonctionnel», ou semi-dynamique, a été évalué avec l'échelle de Berg (Berg *et al.*, 1989, 1992). Cette échelle, ayant un maximum de 56 points, évalue la performance d'un sujet à travers d'une série de quatorze épreuves qui simulent les activités de la vie quotidienne (AVQ). La tâche du sujet consiste à maintenir la position ou l'équilibre pendant une série de mouvements. Les épreuves

ont une difficulté croissante qui est obtenue via la diminution de la base de support et des déplacements du corps à la limite de la base de support. Tous les participants ont obtenu un score allant de très bon (50) à excellent (56).

3 – PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

Les sujets ont été évalués alors qu'ils étaient assis devant une table transparente en plexiglass qui a été construite pour permettre un mouvement antérieur du tronc. Des cibles (lumières rouges) étaient situées sous la table. La cible initiale indiquant la position de départ de la main était située dans le plan sagittal, à 30 cm du sternum du sujet. Deux cibles finales (ipsilatérale et contralatérale) étaient, elles aussi, placées sous la table à une distance correspondant à 1 fois et 1/3 de la longueur du bras, mesurée entre l'acromion et le bout de l'index. Les cibles finales ipsilatérale et contralatérale, étaient placées à des angles d'environ 45 et 30 degrés du plan sagittal, respectivement (Fig. 2).

Sur la commande «prêt», la lumière de la cible initiale s'allumait pour signaler aux sujets de soulever le bras 2 ou 3 centimètres au-dessus de la cible initiale. En réponse à un signal auditif, émit à partir d'un ordinateur, le sujet devait déplacer sa main de la position initiale à une des deux cibles finales (Fig. 2). La consigne était de placer le doigt au-dessus de la cible finale en fléchissant le tronc vers l'avant en même temps. Pour réduire au minimum le déplacement relatif de la tête par rapport au tronc, les sujets devaient fléchir la tête avec le tronc. Des inclinaisons latérales du tronc étaient autorisées à l'intérieur de limites pré-déterminées par la forme du plexiglass (approximativement 10 degrés dans chaque direction).

Les sujets devaient effectuer une série de 120 mouvements de pointage, soit 60 mouvements vers chaque cible avec le bras dominant (sujets sains) ou avec le bras atteint (sujets hémiparétique). Les mouvements ont été effectués sans rétroaction visuelle. Pour ce faire, les sujets portaient des lunettes (cristal liquide–Translucent Technologies, Inc., lunettes de Platon S2) qui bloquait la vision lors du mouvement.

Une électro-aimant était attaché au mur derrière les sujets. La plaque électromagnétique était dans un harnais porté par les sujets. Dans 70% des essais de chaque condition, le mouvement du tronc était libre. Pour l'autre 30% des essais (choisis au hasard), le mouvement du tronc était bloqué par l'électro-aimant. Avant de commencer l'expérience, les sujets ont réalisé de 3 à 5 mouvements avec la vision et sans arrêt du tronc pour se familiariser avec la tâche. Les sujets pouvaient toucher la table avec l'index seulement quand le bras retournait la position initiale. Les sujets ont reçu la consigne de faire les mouvements d'une manière stéréotypée (c'est-à-dire, à une vitesse constante d'une essais à l'autre) et de ne pas anticiper la condition du prochain essai. Aussi, ils ont reçu la consigne ne pas essayer de corriger la trajectoire de la main en cas de blocage du tronc.

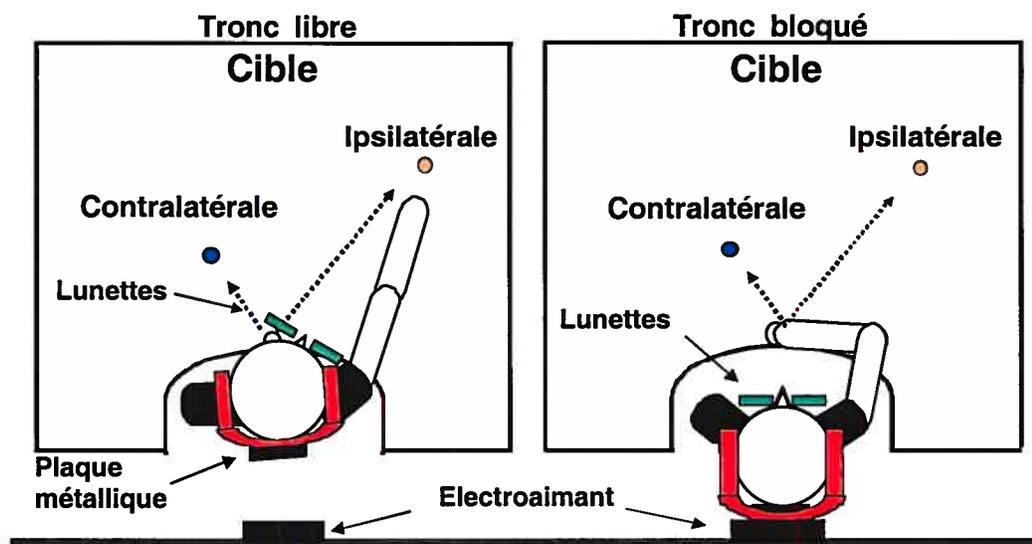


Figure 2. Les cibles initiale, ipsilatérale et contralatérale étaient des lumières placées sous la surface de la table. La position de la cible initiale étaient situées devant le sujet à 30 centimètres de son sternum. Quand l'électro-aimant était activé par le système, le mouvement du tronc était bloqué (30% des essais choisis au hasard pour chaque cible). Les sujets portaient des lunettes qui bloquaient la vision lors du mouvement.

4 – COLLECTE ET ANALYSE DES DONNÉES

Les données cinématiques du bras et du tronc ont été enregistrées par un système d'analyse cinématique 3-D (Optotrak 3010, Northern Digital, Waterloo) pendant 4 s à une fréquence de 120Hz. Les six marqueurs luminescents infrarouges (IREDS) ont été placés sur le tronc et le membre supérieur aux endroits suivants: la phalange distale de l'index, la tête du cubitus (poignet), l'épicondyle de l'humérus (coude), l'acromion ipsilatéral, l'acromion contralatéral et le sternum (tronc) (Fig.3).

Toutes les variables mesurées ont été enregistrées pour chaque cible (ipsilatérale et contralatérale) pour les mouvements avec le tronc libre et bloqué. Ces variables sont: la vitesse tangentielle, le temps du mouvement (MT), la trajectoire du mouvement du bras et du tronc, les rotations articulaires et la coordination inter-articulaire. Nous avons comparé le temps de divergence de la trajectoire et le temps de divergence des angles entre les conditions (tronc bloqué et le tronc libre) pour chaque cible.

Afin d'effectuer le calcul de la moyenne, les trajectoires ont été alignées sur le début du mouvement. Le début et la fin du mouvement ont été définis comme le temps auquel la vitesse tangentielle excédait (début) et devenait inférieure (fin) à 5% de sa valeur maximale au cours de l'essai. Les vitesses tangentielles de la main et du tronc ont été calculées en fonction de la position x, y et z des marqueurs placés sur l'index et le sternum, respectivement. Le temps du mouvement a été défini comme la différence entre le temps du début et celui de la fin du mouvement de la main. Ces mêmes marqueurs ont été employés pour calculer, respectivement, la trajectoire 3D (x, y, z) du mouvement du bras et du tronc.

Afin de déterminer le début de la divergence entre la trajectoire du mouvement avec le tronc bloqué et celui avec le tronc libre pour chaque sujet, la trajectoire moyenne du bras et celle du tronc ont été tracées sur le même graphique et le point de la divergence a été identifié en utilisant un programme interactif d'analyse. Les latences ont été mesurées comme le temps entre le début du mouvement (défini ci-dessus) et le point auquel la trajectoire moyenne des essais faits

avec le tronc bloqué, sortait de la zone définie par ± 1 écart-type de la trajectoire moyenne des essais faits avec le tronc libre. Puisque le temps de mouvement était plus long pour les participants avec l'AVC, la latence de divergence a été normalisée à travers les sujets en l'exprimant comme le pourcentage du temps total du mouvement pour chaque condition et sujet.

Pour analyser la coordination inter-articulaire, nous avons déterminé le rapport entre le mouvement du coude et celui de l'épaule comme composantes principales du mouvement de pointage. Les angles du coude et de l'épaule ont été calculés par le produit scalaire des vecteurs définis par les marqueurs appropriés. Pour le déplacement du coude, l'angle a été calculé par les marqueurs placés sur la tête du cubitus (poignet), sur l'épicondyle latéral (coude) et sur l'acromion ipsilatéral.

Deux angles ont été calculés pour l'épaule: abduction / adduction horizontale et flexion. L'abduction / adduction horizontale a été mesurée comme la projection horizontale de l'angle entre deux vecteurs: un défini par les marqueurs droit et gauche de l'épaule et l'autre parallèle à l'humérus entre l'épaule et le marqueur droit du coude. La rotation du tronc a été déterminée par l'angle entre les marqueurs des deux épaules (acromion) et l'axe frontal dans le plan horizontal. Les échelles du mouvement ont été calculées pour chaque essai comme la différence entre le début et la fin du mouvement en secondes. Pour la divergence angulaire entre le coude et l'épaule (inter-articulations, IJ), la latence de la divergence est définie d'une manière semblable que celle pour la trajectoire entre les points d'angle-angle pour les deux types de mouvement (bloqué et libre) et elle a été déterminée pour chaque sujet. Afin de comparer les valeurs entre les sujets, ces latences ont été également exprimées en pourcentage de temps total de mouvement.

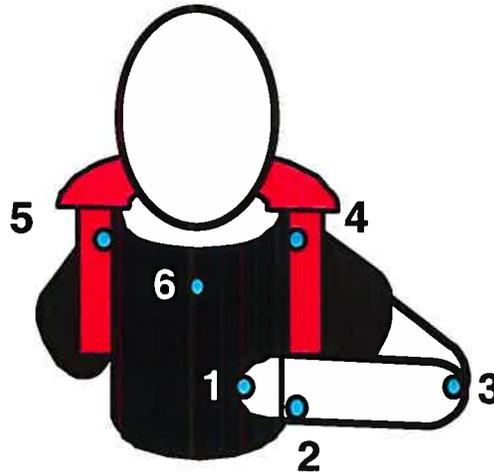


Figure 3. Des marqueurs luminescents infrarouges ont été placés sur le tronc et le membre supérieur aux endroits suivants: 1- phalange distale de l'index, 2- tête du cubitus (poignet), 3- épicondyle latéral de l'humérus (coude), 4- acromion ipsilatéral, 5- acromion contralatéral et 6- sternum (tronc).

Les comparaisons intra-groupe des données cinématiques du mouvement vers les deux cibles (ipsilatérale et contralatérale) et dans les deux conditions (tronc libre et tronc bloqué) ont été faites avec une analyse de variance (ANOVA) 2 facteur (cible, conditions) et les différences entre les groupes spécifiques ont été déterminées avec des tests de Tukey. Les durées de la trajectoire et la divergence angle-angle entre les groupes pour chaque cible ont été comparées en utilisant le Student *t* test corrigé pour le nombre de comparaisons multiples (2) en utilisant les corrections de Bonferroni ($p = 0.05/2 = 0.025$). Les corrélations entre les mesures cliniques et les paramètres du mouvement enregistrés en laboratoire ont été examinées à l'aide de coefficients de corrélation de Pearson. Un niveau significatif de $p < 0.05$ a été employé pour toutes les comparaisons.

IV- ARTICLE

Temporal arm-trunk coordination for beyond the reach movements in adults with hemiparesis

Moro^{1,2} D., Levin^{1,3} M.F.

Abstract. By integrating multiple degrees of freedom of the body, the nervous system is able to produce invariant hand trajectories when pointing movements with or without trunk displacement are made. In movement beyond the reach, Rossi *et al.*, (2002) have shown that the initial contribution of the trunk movement to hand displacement is neutralized by appropriate compensatory rotations at the shoulder and elbow. Trunk movement begins to contribute to hand displacement only after the peak velocity of the hand. After a stroke, control of movement in specific joint ranges is limited and the trunk contributes to hand transport from movement onset (Levin *et al.*, 2000; 2002a). We hypothesized that the damaged nervous system also lacks the ability to make appropriate compensatory adjustments of the arm joints to maintain the hand trajectory when trunk movement is involved in reaching. This was tested by comparing interjoint and intersegment coordination during beyond-the-reach pointing movements involving the trunk to targets placed in the ipsilateral and contralateral workspace of the arm, in 9 healthy subjects and in 11 individuals with mild chronic unilateral hemispheric stroke. Arm and trunk movement kinematics during 60 reaches to each target were recorded (6 markers, Optotrak, 120 Hz). In 30% of randomly chosen trials, the trunk movement was unexpectedly prevented by an electromagnet. Hand trajectories and elbow-shoulder interjoint coordination were compared in free-trunk and blocked-trunk trials. In healthy subjects, the coincidence of the hand paths of reaches made in both conditions and the early divergence of interjoint coordination patterns suggested that the influence of the trunk movement on the hand path was neutralized by

compensatory rotations of the arm so that the trunk movement only contributed to the hand displacement towards the latter part of the reach. In contrast, in participants with hemiparesis, the trunk movement influenced the hand displacement from the very beginning of the reach. Arm movements only partially compensated the trunk displacement and this compensation was delayed. This suggests a deficit in intersegmental temporal coordination that may be partly responsible for the loss of dexterity of the arm even in well-recovered patients.

Introduction

The trunk commonly assists in arm movement whenever the object to be reached or grasped is located beyond the length of the arm. If, when reaching to targets within the arm's reach, the trunk is recruited intentionally, the movement is initiated by the trunk segment, followed by the hand segment. At the end of the movement, the trunk continues to move for about 100 ms after the hand has reached and has stopped at the target position (Kaminski *et al.*, 1995, Ma & Feldman, 1995; Wang & Stelmach, 1998), implying that the influence of the trunk motion on the hand position is neutralized by compensatory rotations at the shoulder and elbow. Such compensation also occurs while the hand is in motion, as follows from observations that the hand trajectory remains invariant whether or not the subject intentionally moves the trunk or trunk motion is mechanically prevented (Pigeon & Feldman, 1998; Adamovich *et al.*, 2001). In movements beyond the arm's reach, when trunk movement is necessary to perform the task, the compensatory rotation of the arm joints also occurs from the beginning of the trunk movement until the hand has reached its peak velocity. Only after this point does the trunk movement contribute to the hand movement extent (Rossi *et al.*, 2002). It has been postulated from these findings that in movements beyond the arm's reach, although the trunk and arm move in parallel, the central commands responsible for the contribution of arm and trunk movements into the hand movement are applied sequentially. These studies have had a substantial impact on our understanding of the organization of complex movement in healthy individuals and provide a framework for the understanding of the control of complex movement in individuals with movement problems due to stroke-related brain damage.

After a lesion of the brain due to stroke, the coordination of movement is impaired. Movement deficits are most evident in the limb contralateral to the side of the stroke and are characterized by abnormal movement synergies (Twitchell, 1951; Brunnström, 1970; Bobath, 1970); incorrect timing between movements of body segments (Carr & Shepherd, 1987; Archambault *et al.*, 1999) and loss of interjoint

coordination (Levin, 1996; Cirstea *et al.*, 2003). Individuals with hemiparesis develop altered movement patterns to compensate for motor deficits in the affected arm. A well-documented compensatory strategy involves excessive displacement of the trunk in order to compensate for a limited ability to extend the elbow or flex the shoulder. Several studies have shown that trunk movement is incorporated into reaching tasks even when the object to be grasped is placed well within the length of the arm (Roby-Brami *et al.*, 1997; Cirstea & Levin, 2000; Michaelson *et al.*, 2001; Levin *et al.*, 2002b). We call this phenomenon the *deficit-compensating strategy* in order to distinguish it from the compensatory arm-trunk coordination characteristic of reaching movements in healthy individuals. The amount of compensatory trunk movement varies with the severity of the motor deficit or the degree of spasticity (Cirstea & Levin, 2000) and may also be related to the degree of weakness of the agonist muscles (Colebatch & Gandevia, 1989).

To reach targets placed beyond arm's length, unlike healthy subjects, trunk movement contributes to the hand displacement from the start of the reach and is not completely compensated for by appropriate rotations in the elbow and shoulder joints in individuals with hemiparesis (Levin *et al.*, 2002b). This suggests that the temporal coordination between the arm and trunk may be disrupted in individuals with hemiparesis (Levin *et al.*, 2002a). The objective of this study was to determine how the temporal coordination between the arm and the trunk during trunk-assisted reaching in movements beyond the arm's reach is changed in individuals with a unilateral brain lesion. It is hypothesized that, in individuals with hemiparesis, the trunk contributes to the hand displacement earlier in the reach because of deficits in their ability to make appropriate compensatory adjustments of the arm joints to the trunk movement. Preliminary results have appeared in abstract form (Moro & Levin, 2004).

Methods

Participants

Eleven participants (age = 26-78 years) with hemiparesis following a stroke in the territory of the middle cerebral artery and nine neurologically healthy individuals (age = 23-71 years) participated in this study (table 1). They gave written informed consent approved by the Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation (CRIR). Participants had suffered a stroke more than 6-60 months previously and had unilateral hemiparesis, a minimal recovery level of 3/7 and a maximum recovery level of 7/7 on the Chedoke McMaster Stroke Assessment Scale (Gowland *et al.*, 1993). Subjects were excluded if the stroke was due to trauma or tumour, if they had upper limb pain or shoulder subluxation, had no hemispatial neglect or marked apraxia or major cognitive deficits according to their medical charts and initial evaluation by an experienced clinician. Healthy subjects were excluded if they had a history of neurological disorders or physical deficits involving the upper limbs or trunk.

Clinical evaluation

All participants with hemiparesis underwent a series of clinical tests by a research physiotherapist to assess the motor impairment and functional ability of their arm and hand as well as their balance in sitting and standing (Table 1).

Motor impairment was assessed with the Fugl-Meyer Scale (FM, Berglund & Fugl-Meyer, 1986; Poole & Whitney, 1988), the Composite Spasticity Index (CSI, Levin & Hui-Chan, 1992) and measures of the isometric force of the shoulder flexors, elbow and wrist extensors. The FM scale was used to determine arm and hand impairment (voluntary movement, passive range of motion, reflex function) on a 66-point scale as well as sensation, proprioception and pain. Participants in the study had mild (64) to moderate (34) impairment and no significant sensory deficit. The valid

(Nadeau *et al.*, 1998) and reliable CSI was used to evaluate spasticity of the arm by combining three measures: 1) the resistance felt by the examiner to stretch of the passive elbow flexors at a moderate speed; 2) the excitability of the tendon reflex of the biceps brachii and 3) wrist clonus. Participants had spasticity scores ranging from mild 4/16 to severe 10/16.

The isometric force of the shoulder flexors, elbow extensors and wrist extensors, tested with the arm in the neutral position, was measured with a hand-held dynamometer (Nicholas, MMT, Lafayette instruments—model 01160) placed on the forearm, arm and dorsum of the hand respectively. For strength testing, the maximal value of three exertions of the affected muscle was expressed as a percentage of the maximal force produced for the same exertion on the contralateral arm. Strength scores for the 3 muscles were on average approximately 67% of the less impaired side, ranging from 34% to 90%.

Functional capacity of the hand and arm was assessed with the Upper Extremity Performance Test for the Elderly (TEMPA; Desrosiers *et al.*, 1995). The TEMPA is comprised of 9 tasks (4 unilateral and 5 bilateral) associated with activities of daily living. Tasks are scored in three dimensions: speed of execution, function and task. The lower the score, the better the performance so that '0' indicates normal function. Scores in the study participants ranged from -2 to -56 indicated mild to moderate dysfunction.

Sitting and standing balance was assessed with the Berg scale (Berg *et al.*, 1989; 1992), which evaluates the performance of a subject on a series of fourteen balance tests and has a maximum score of 56 points. The tests show whether or not subjects have difficulties in stabilizing the body when the base of support is reduced or when internal or external perturbations of the centre of mass are introduced. All participants had very good (50) to excellent balance (56).

Table 1 - Demographic and clinical data for the hemiparetic participants

Subject	Sex / Age	Side	Lesion site	Time since injury (mo)	FM (66)	CSI (16)	Berg balance scale (56)	TEMPA score (0)	Shoulder flexion strength %	Elbow extension strength %	Wrist extension strength %
H1	73 M	L	Internal capsule	7	34	9	56	-23	70	81	56
H2	58 M	R	Thalamus, parietal & lat. ventricle	12	49	6	50	-56	40	34	42
H3	26 F	R	MCA	48	50	7	56	-44	60	89	65
H4	78 M	R	Ponto mesencephalus	12	52	7	52	-33	42	48	82
H5	65 M	L	MCA	8	59	6	56	-9	63	84	98
H6	58 M	L	Corona radiata, Internal capsule	24	60	7	56	-16	80	65	85
H7	52 F	R	Parietal & subcortical	60	60	7	--	-14	27	84	30
H8	78 M	L	MCA	24	61	7	53	--	---	---	---
H9	62 M	R	MCA, Frontoparietal	24	63	10	56	-30	68	72	88
H10	37 F	L	Parietal	24	65	4	--	-6	89	50	68
H11	53 M	R	MCA	22	62	6	53	-2	77	86	91
Mean (sd)	58.2 (16.2)	5 L (6 R)		24.1 (16.5)	55.9 (9.0)	6.9 (1.6)	54.2 (2.3)	-23.3 (17.4)	62 (20)	69 (19)	71 (22)
Healthy	53.0										
(n = 9)	16.0										

L= left, R= right, MCA= Middle Cerebral Artery, FM = Fugl-Meyer Score (Arm and hand), CSI = Composite Spasticity Index.

Pointing task

Participants were seated in front of a transparent Plexiglass table with a cut-out section to allow forward trunk bending. Targets (red lights) were placed within specially made openings on the undersurface of the table. The initial target was placed in the sagittal midline of the body at a distance of 30 cm from the subject's sternum. Two final targets were embedded within the surface of the table at a distance corresponding to 1.3 times the length of the subject's arm measured between the acromion and the end of the outstretched index finger. These target lights were placed in the ipsilateral and contralateral workspace of the arm at angles of 45° and 30° to the sagittal plane respectively (Fig. 1).

On a 'ready' cue (light), subjects lifted their arm 2-3 cm above the initial target. In response to an auditory 'go' signal from the computer, subjects moved the hand from the initial position to one of the final targets in each of two experiments (Fig. 1). Reaching was done with the affected upper limb of participants with hemiparesis and with the dominant limb of healthy participants. Since the target was placed beyond the arm's length, it was necessary to involve the trunk to reach the final targets. To minimize the relative head-on-trunk displacement, subjects were required to bend the head and trunk forward as a single unit, thus minimizing the relative head-on-trunk displacement. Lateral inclinations of the trunk were permitted in the limits determined by the cut-out section of the table (approximately 10 deg in each direction).

The participants performed a series of 120 pointing movements, made in groups of 60 trials to each target. Movements were made without vision to remembered targets. To accomplish this, subjects wore liquid crystal glasses (Translucent Technologies, Inc., Plato S2 Spectacles) that obstructed their vision at the time of arm movement initiation. An electromagnet was attached to the wall behind the subject. In each trial, the electromagnet was initially locked to a ferromagnetic plate on the back of the harness worn by the subject. In 70% of randomly chosen trials, the electromagnet was unlocked 100 ms after the "go" signal

so that the trunk movement was not obstructed (*free-trunk condition*). In the other 30% of trials, the electromagnet remained locked so that the movement of the trunk was unexpectedly blocked (*blocked-trunk condition*), which resulted in an isometric pressure on the harness. Before beginning the recording, subjects practiced between 3 to 5 movements with vision and without blocking the trunk so that they would become familiar with the task. Subjects were allowed to touch the surface of the table only after the arm returned to the initial position and the glasses became transparent. Subjects were instructed to make the movements in a stereotypical way (i.e., at a constant speed from trial to trial) and not to anticipate the condition in the upcoming trial or to try to correct the hand trajectory in the event of trunk arrest.

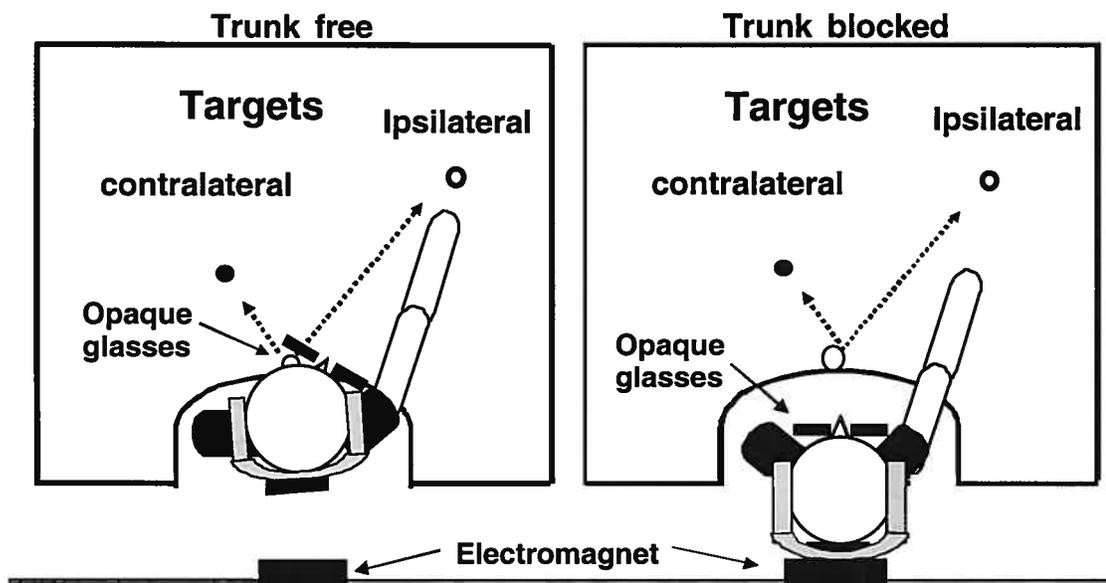


Figure 1: Experimental set-up. The subject sat in a cut-out section of a plexiglass table and wore goggles that obstructed vision of the hand and target when the signal to move was heard. The targets, initial, ipsilateral and contralateral were lights placed under the surface of the table as indicated. The initial target or starting position was located 30 cm in front of the sternum. The metal plate attached to the back and the electromagnet attached to the wall was used to arrest the trunk movement in 30% of randomly selected trials for each target location.

Data collection and analysis

The kinematics of the arm and trunk were recorded by a 3-D motion analysis system (Optotrak 3010, Northern Digital, Waterloo) for 4 s at a sampling rate of 120 Hz. Six infra-red light-emitting markers were placed on bony landmarks of the tip of the index finger (hand), the head of the ulna (wrist), the lateral epicondyle (elbow), the right and left acromion processes (shoulders), and the mid-sternum (trunk; Fig. 2). All measured variables were computed for movements made to each target (ipsilateral and contralateral) in free-trunk and blocked-trunk movements. These variables were: tangential velocity, movement time (MT), trajectory length, elbow, shoulder and trunk rotations and interjoint coordination. In addition, we compared the time of divergence of the trajectories and the time of divergence of angle/angle plots between the free-trunk and blocked-trunk trials for each target location.

For data averaging, movements were aligned with respect to their onsets. Movement onsets and offsets were defined as the times at which the tangential velocities of the arm and trunk, computed from the x, y and z positions of the markers placed on the index and sternum, exceeded and remained above and then fell and remained below 5% of its maximal value, respectively. Movement time was defined as the time between movement beginning and end. Displacements of the hand and trunk markers were used to calculate, respectively, the 3D (x, y, z) trajectory lengths of the arm and trunk movement.

To determine the onset of divergence in trajectories between blocked-trunk and free-trunk conditions for each subject, mean arm and trunk trajectories were plotted on the same graph and the point of divergence was identified using an interactive display program. Latencies were measured as the time between movement beginning (defined above) and the point at which the mean trace from the blocked-trunk trials first left the ± 1 SD zone for the mean trace from the free-trunk trials. Since movement time differed between subjects and was consistently longer for participants with stroke, the latency of divergence was normalized across subjects by

expressing it as a percentage of the total movement time for each type of movement for each individual.

To analyse interjoint coordination, we focused on the relationship between elbow flexion/extension and shoulder horizontal adduction/abduction as the main components of the pointing movement. Elbow and shoulder angles were computed from the dot product of vectors defined by the coordinates of adjacent markers. Elbow angle was defined by the vectors formed between markers on the wrist and elbow and those between the elbow and the ipsilateral acromion process. Shoulder horizontal abduction/adduction was measured as the angle between the vector formed by markers on the elbow and ipsilateral shoulder in relation to the vector between the two markers on the shoulders, projected onto the horizontal plane. In addition, trunk rotation was computed as the angle between the two shoulder markers and the frontal plane. Joint movements were calculated as the difference between the beginning and the end of the movement, defined above. For the elbow-shoulder angular divergence (interjoint, IJ), the latency from movement onset to the point of divergence, defined in a similar way to that for the trajectories, between angle-angle plots for the two types of movement (blocked and free) was determined for each subject. In order to compare values between subjects, these latencies were also expressed as a percentage of total movement time.

Statistical Analysis

Intra-group comparisons of kinematic data for movements made to the two targets (ipsilateral, contralateral) and under the two conditions (free-trunk, blocked-trunk) were done with 2-factor (target, conditions) ANOVAs and differences between specific groups were determined with Tukey post-hoc tests. Since Levene's test showed that variances between groups were homogeneous, times of trajectory and angle-angle divergence between groups for each target were compared using Student t-tests corrected when appropriate for multiple comparisons ($n = 2$) using Bonferroni corrections ($p = 0.05/2 = 0.025$). Correlations between clinical status scores and

movement parameters were done with 1-tailed Pearson correlation statistics. A minimal significance level of $p < 0.05$ was used for all other tests.

Results

Hand and trunk trajectories were smooth and continuous in both groups of subjects (Fig. 2). When the trunk was free to move, it began to move simultaneously with the hand (hand-trunk delay less than 50 ms for both groups; Fig. 3E-H). Blocking of the trunk resulted in a substantial reduction in trunk displacement (see below) such that extension of the arm alone did not result in the hand covering the whole pointing distance (Figs. 2).

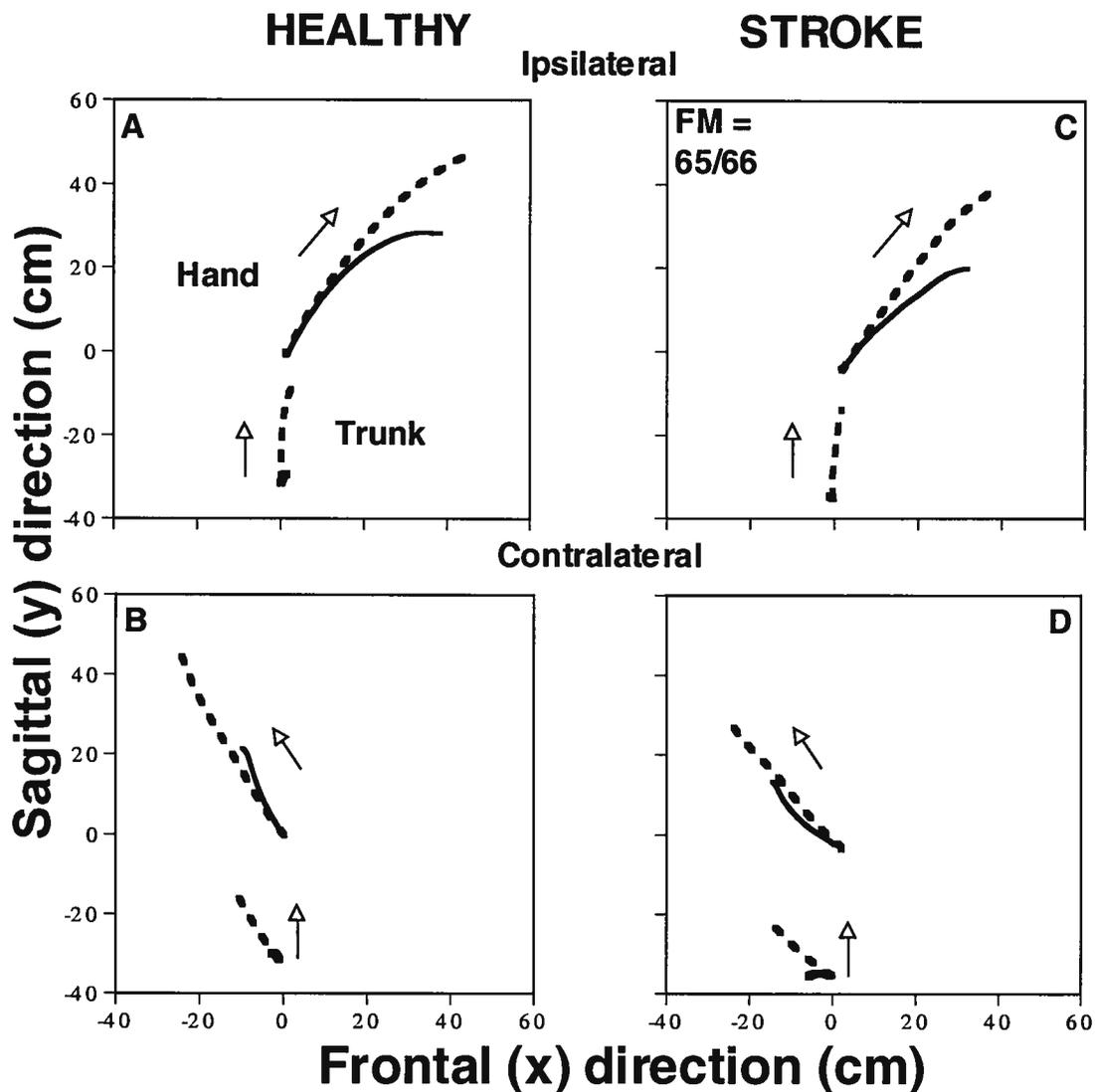


Figure 2: Mean trajectories of the hand and trunk for reaches to the ipsilateral (top) and contralateral (bottom) targets for one healthy (A, B) and one participant with hemiparesis (Subject H7; C, D). Arrows show the direction of movement and “zero” represent the initial target. Trajectories for trunk-free movements are shown by dashed lines and those for trunk-blocked movements are shown solid lines. Despite differences in the trunk motion, the hand trajectories for block-trunk trials initially followed the paths in trials in which the trunk motion was free.

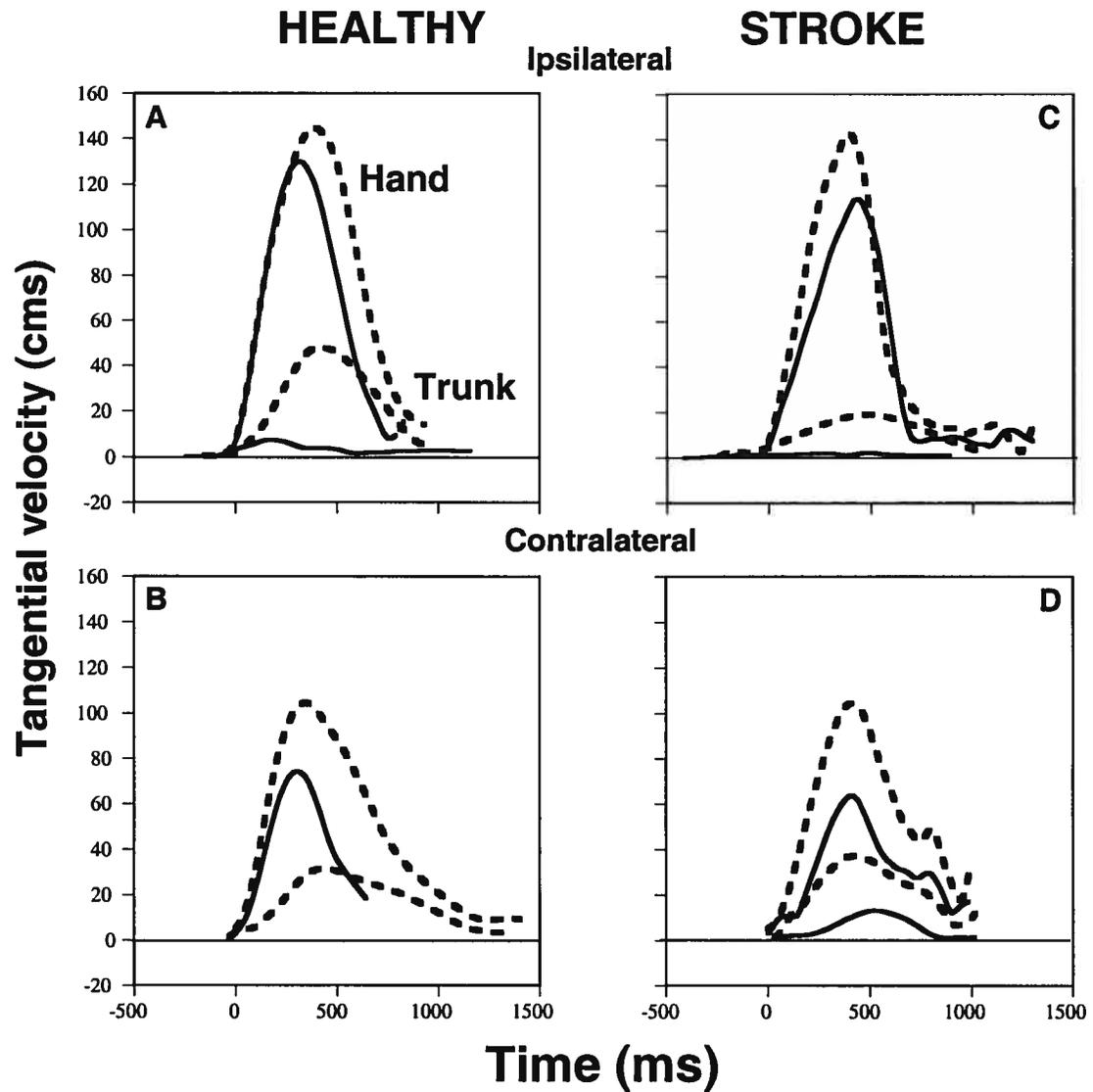


Figure 3: Mean velocity profiles of the hand and trunk for the free-trunk (dashed lines) and the blocked-trunk (solid lines) conditions. Data from one healthy subject is shown in the left panels and that from one participant with hemiparesis (H7) is shown in the right panels for movements to the ipsilateral (A,C) and contralateral (B,D) target.

Within each group of subjects, the mean peak tangential velocity of the trunk and the hand did not differ for movements made to each target and for movements made when the trunk was free or blocked. For the hand, tangential velocities ranged from 90.4 to 142.6 cm/s for the healthy subjects and from 63.9 to 111.9 cm/s for participants with hemiparesis (Table 2). Overall, participants with stroke moved both their arms and trunks more slowly than healthy subjects ($F_{(3,44)} = 5.596$, $p < 0.003$). However, although movements were slower in participants with hemiparesis, the velocity relationships between movements of the arm and trunk for each target did not differ between groups. Thus, in healthy subjects, the arm moved 3.5 and 2.6 times faster than the trunk for movements to the ipsilateral target and the contralateral target respectively. These values were 3.8 and 2.6 in participants with hemiparesis.

The trunk movement was effectively blocked by activation of the electromagnet. Specifically, trunk movement of over 20 cm was diminished to less than 3.5 cm for movements to the ipsilateral target (healthy: $F_{(3,44)} = 43.871$, $p < 0.001$; stroke: $F_{(3,44)} = 68.799$, $p < 0.001$) and to less than 6.0 cm for reaches to the contralateral target (healthy: $F_{(3,44)} = 43.871$, $p < 0.001$; stroke: $F_{(3,44)} = 68.799$, $p < 0.001$). Greater trunk displacement occurred for reaches to the contralateral target since in addition to forward displacement, reaches to the contralateral target involved some trunk rotation that was less effectively blocked by the harness. Despite similar movement speeds of the arm for both targets and conditions, the distance moved by the hand was significantly decreased when the trunk was blocked (healthy: $F_{(3,44)} = 21,037$, $p < 0.001$; ipsilateral: $p < 0.001$; contralateral; $p < 0.001$; stroke: $F_{(3,44)} = 6.996$, $p < 0.001$; ipsilateral: $p < 0.038$; contralateral: $p < 0.011$).

Overall, participants with hemiparesis used less elbow extension for reaches to both targets and less shoulder horizontal adduction for reaches to the contralateral target compared to healthy subjects (Table 2).

Table 2: Comparison of data from healthy subjects and individuals with stroke making reaching movements to 2 targets when the trunk was free to move (free-trunk) or restrained (blocked- trunk). Vmax = maximal velocity.

	<i>Free-Trunk</i>				<i>Blocked-Trunk</i>			
	Ipsilateral		Contralateral		Ipsilateral		Contralateral	
<i>Vmax hand (cm/s)</i>								
Stroke (mean, sd)	111.9*	34.4	83.0*	22.9	100.0†	35.4	63.9†	21.8
Healthy	142.6	19.8	107.6	21.0	136.0	20.9	90.4	20.0
<i>Vmax trunk (cm/s)</i>								
Stroke	29.7*	6.2	31.4†	5.8	6.5	3.7	10.1*	4.5
Healthy	41.1	13.5	41.5	9.1	8.4	3.0	14.3	4.3
<i>Hand displacement (cm)</i>								
Stroke	33.2*	10.5	30.0	11.3	30.0*	7.4	16.9	7.4
Healthy	42.5	6.1	38.8	9.1	28.9	3.4	23.3	8.6
<i>Trunk displacement (cm)</i>								
Stroke	20.6	4.3	22.5	3.3	3.2	1.4	4.7	1.6
Healthy	21.9	5.2	21.7	3.7	3.1	0.7	5.8	1.5
<i>Elbow extension (deg)</i>								
Stroke	59.7*	19.7	52.3†	19.9	63.7*	19.1	53.3*	20.7
Healthy	76.5	5.6	73.8	11.3	77.9	4.2	68.2	9.0
<i>Shoulder horizontal adduction (deg)</i>								
Stroke	18.9	4.8	28.5*	11.0	14.1	4.9	38.4*	11.5
Healthy	16.4	4.7	39.3	11.1	14.6	5.1	49.3	5.9

* = $p < 0.05$

† = $p < 0.01$

‡ = $p < 0.001$

In blocked-trunk trials, hand trajectories and velocity profiles initially matched those from the trials in which the trunk motion was unobstructed and then began to diverge (Fig. 2-4). We computed the time of divergence between the 2D hand trajectories when the trunk was free compared to when the trunk was blocked. These values represent the percentage of the reach that was accomplished by the arm alone and are constrained by the limit of arm extension in the trunk-blocked condition. The mean latency of divergence in the hand trajectory expressed as a percentage of the total arm movement time (free-trunk trials), was $16.6 \pm 4.3\%$ for the ipsilateral target and $31.4 \pm 20\%$ for the contralateral target for healthy subjects. The latencies of divergence were significantly decreased in participants with stroke for both the ipsilateral target ($12.6 \pm 3.7\%$, t-test, $p < 0.03$) and the contralateral target ($10.7 \pm 3.2\%$, t-test, $p < 0.03$).

Inspection of Fig. 4 shows that during the initial part of the reach when there was coincidence of the hand trajectories, some trunk displacement (13-24% of the total trunk displacement) occurred in the free-trunk trials. For the ipsilateral target, the mean blocked-trunk displacement was 5.2 ± 0.2 cm and 4.2 ± 0.2 cm for healthy and stroke subjects respectively. For the contralateral target, the mean blocked-trunk displacement was 4.4 ± 0.2 cm and 3.0 ± 0.1 cm respectively. The figure shows that for the healthy subject, this initial trunk displacement did not contribute to the hand displacement until the limit of arm extension was reached (i.e., the beginning of the plateau in the hand displacement curve, Fig. 4 A,B). This moment coincides with the peak velocity of the hand (Fig. 3 A,B). This suggests that the system compensated for the trunk displacement by rotating the arm joints in a manner in which to preserve the hand trajectory. Thus, despite the substantial differences in the trunk kinematics in trials in which trunk movements were free or blocked, the hand displacement and velocity profiles were preserved until about the peak velocity of the hand movements. In contrast, this compensation did not occur to the same extent in individuals with hemiparesis. For the participant shown in Figure 4 C,D, the hand displacements in the free-trunk (dashed lines) and blocked-trunk (solid lines) did not coincide indicating that compensation did not occur.

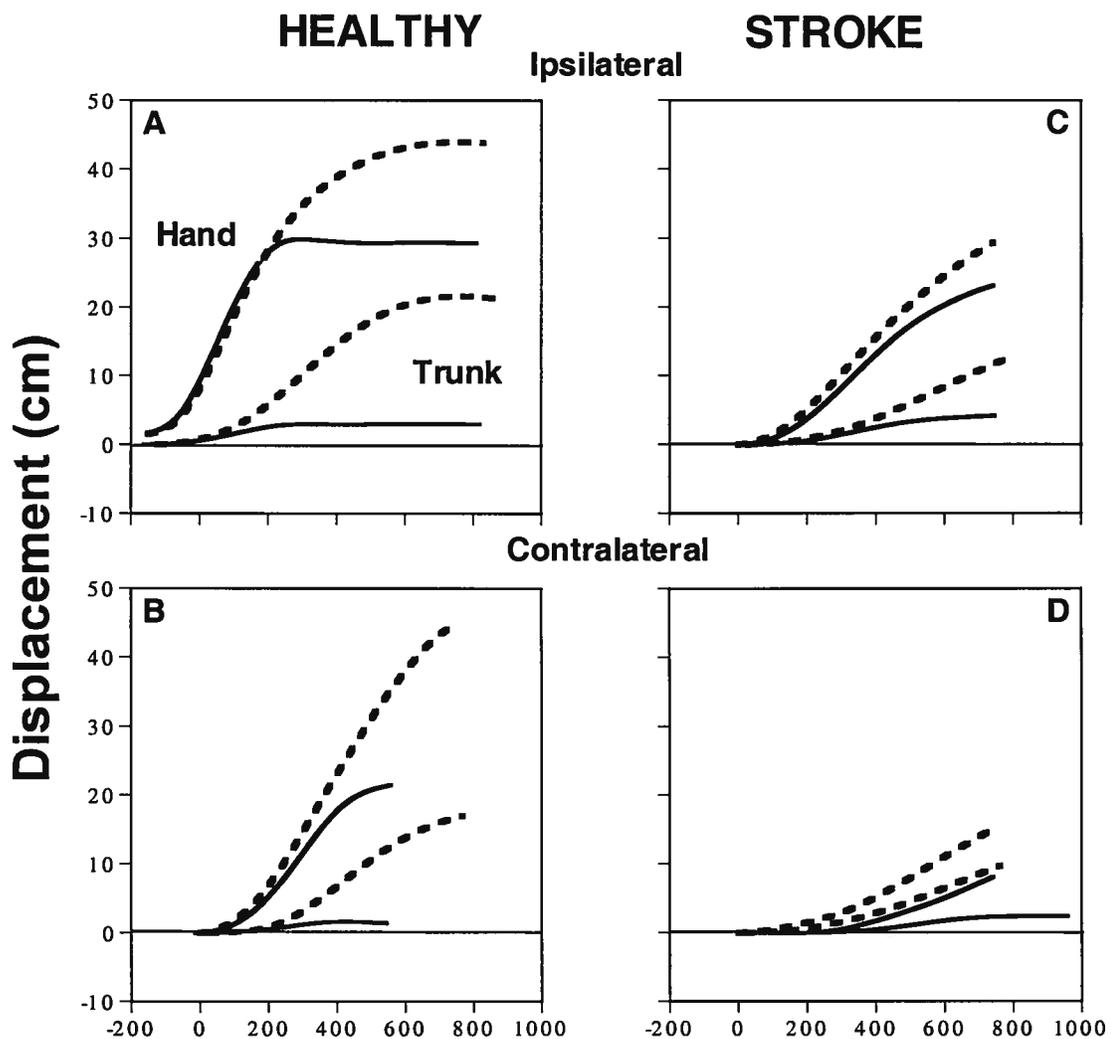


Figure 4: Sagittal components of the mean displacement (A-D) of the hand and trunk for the free-trunk (dashed lines) and the blocked-trunk (solid lines) conditions. Data from one healthy subject is shown in the left panels and that from one participant with hemiparesis (H7) is shown in the right panels for movements to the ipsilateral (A,C) and contralateral (B,D) target.

To determine how the compensation was accomplished, we analysed the angle-angle plots of the two joints contributing most to arm extension (elbow flexion/extension versus shoulder horizontal adduction/abduction (Fig. 5). The figure shows that that elbow/shoulder interjoint (IJ) coordination differed between the free-trunk (solid line) and the blocked-trunk (dashed line) conditions. For example, for free-trunk movements to the ipsilateral target, subjects combined elbow extension with shoulder horizontal *adduction* but when the trunk was blocked, they combined elbow extension with shoulder horizontal *abduction* (Fig. 5A, free-trunk, solid lines; blocked-trunk, dashed lines). Similarly, for movements to the contralateral target, blocked-trunk movements resulted in elbow extension being combined with less shoulder horizontal adduction than for free-trunk movements. In the healthy subjects, the divergence of the two IJ coordination patterns occurred at $9.4 \pm 2.9\%$ of the movement time for the ipsilateral target and at $15.2 \pm 6.6\%$ for the contralateral target. In participants with stroke, the divergence of IJ coordination patterns occurred later for movements to the ipsilateral target ($12.9 \pm 6.0\%$; $p < 0.05$) but around the same time for movements to the contralateral target ($14.3 \pm 5.9\%$).

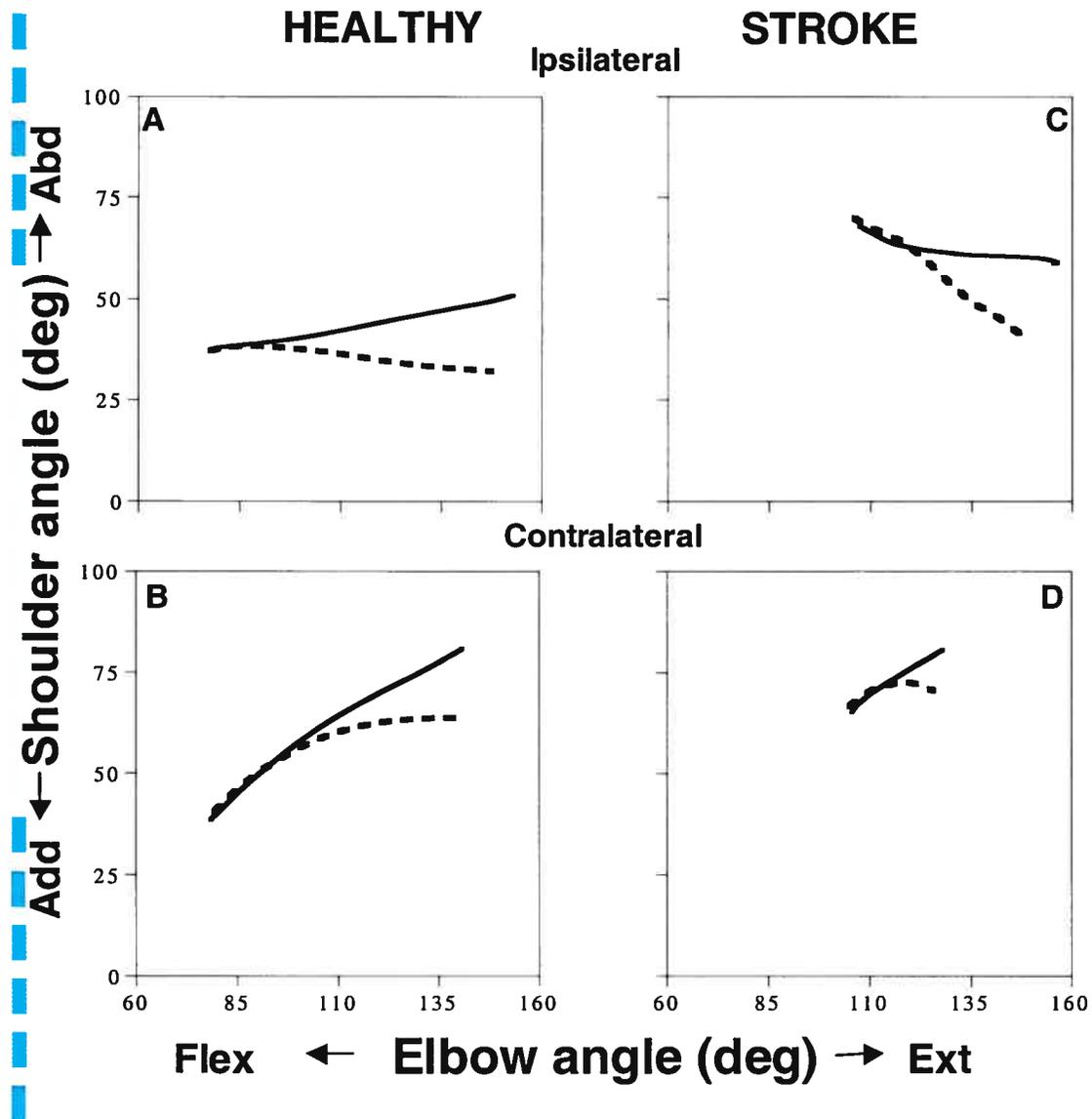


Figure 5: Typical traces of (mean) interjoint coordination patterns between the elbow (flexion/extension) and the shoulder (horizontal adduction/abduction) for free-trunk (dashed lines) and blocked-trunk (solid lines) conditions in one healthy subject (A,C) and one participant with hemiparesis (H7; B,D) for reaches to the ipsilateral (A,B) and contralateral (C,D) targets.

If the divergence in IJ coordination patterns occurred earlier than that of the hand trajectories, it would indicate that the system used a different interjoint coordination to maintain the same hand trajectory. Thus, we expressed the time of divergence between free-trunk and blocked-trunk trials for the IJ coordination patterns as a ratio of the time of divergence of the hand trajectories using IJ/Trajectory divergence ratios. The lower the ratio, the earlier the divergence of IJ coordination patterns with respect to the hand trajectories. Analysis showed that for reaches to both targets, the healthy subjects had lower percentages than the participants with stroke (ipsilateral target: healthy $58.2 \pm 17.6\%$; stroke $104.6 \pm 41\%$; t-test, $p < 0.005$; contralateral target: healthy $60.9 \pm 34.4\%$; stroke $123.3 \pm 53.8\%$; t-test, $p < 0.005$, Fig. 6).

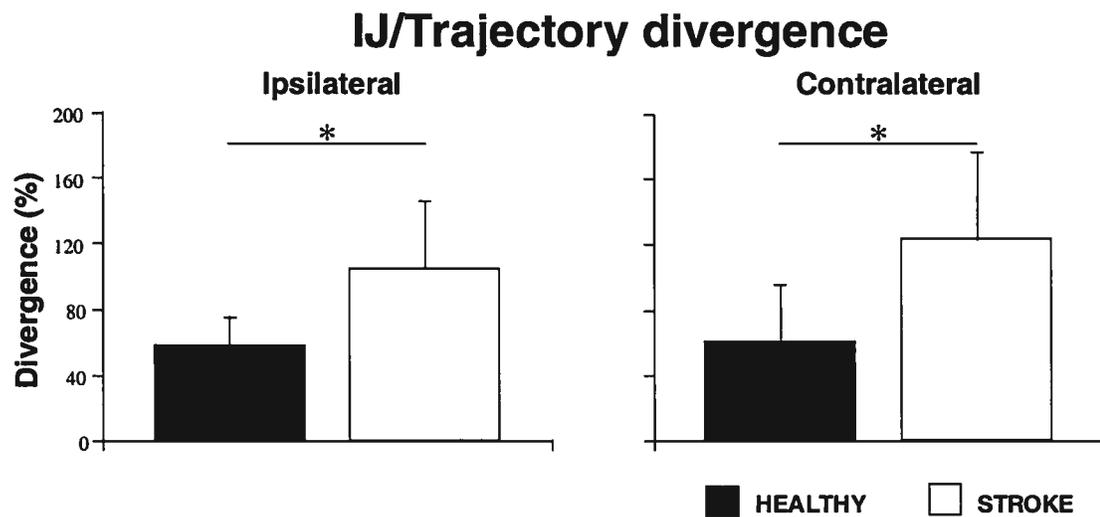


Figure 6: Ratios of the latencies of divergence of interjoint coordination to those of divergence in trajectories for two groups of subjects.

To determine the relationship between changes in the coordination of the reaching movements and the severity of the hemiparesis, we correlated the times of divergence between arm joint (IJ) angles and between trajectories in the two conditions with the results of the clinical tests. For the ipsilateral target, the later divergence in the IJ coordination and the higher IJ/Trajectory divergence ratio was related to the severity of spasticity ($r = 0.60$, $p < 0.03$, $r = 0.52$, $p < 0.05$ respectively). For the contralateral target, the later divergence in interjoint coordination patterns and the higher IJ/trajectory ratio was related to weakness of the wrist extensors ($r = -0.60$, $p < 0.03$, $r = -0.66$, $p < 0.02$, respectively). There was no relationship between other clinical indicators of impairment (Fugl-Meyer scores) or function (TEMPA, Berg scores) and the times of divergences.

Discussion

Basic findings

We investigated how combined arm and trunk movements during reaching towards targets placed beyond arm's length are coordinated in individuals with hemiparesis due to stroke by comparing arm trajectories and interjoint coordination patterns when the trunk was suddenly blocked to those of free movements. Our data from healthy subjects is consistent with those of Rossi *et al.* (2002) who identified that the initial influence of the trunk displacement on the hand trajectory was neutralized by compensatory rotations of the arm and that the trunk only contributed to the hand displacement towards the end of the reach. In contrast, our results in individuals with stroke showed that they were less capable of neutralizing the influence of the trunk movement on the arm displacement at the beginning of the reach (shown by earlier divergence of hand trajectories in the two conditions). This may have been due to a disruption in their ability to make early compensatory

rotations of the arm joints (higher interjoint/trajectory divergence ratios) or as a way to compensate for the diminished range of active extension of the elbow.

Mechanism of compensation in healthy individuals

In a similar study in healthy individuals by Rossi *et al.* (2002), the hand trajectory and velocity profile in blocked-trunk trials initially matched those from free-trunk trials until the time when the hand approximately reached its peak velocity. This initial coincidence was achieved, in the free-trunk trials, by a change in the arm interjoint coordination, at a latency consistent with a rapid reflex mechanism (approximately 40 ms), to neutralize the influence of the trunk movement on the hand trajectory in this early phase of reach. Thus, the system compensated for the movement of the trunk by rotations of the arm joints in the opposite direction so that the arm-trunk system had a gain of 1 (i.e., the amount of backwards movement of the hand towards the body was equal and opposite to the amount of forward movement of the trunk). In the later part of the reach, after the moment when the hand reached its peak velocity, the compensatory changes in arm joint angles were cancelled in order to allow the trunk movement to fully contribute to the hand displacement. Rossi *et al.* (2002) attributed the early compensatory mechanism to either vestibular and/or proprioceptive afferent signals linked to the trunk motion. They suggested that the compensation could be triggered by proprioceptive feedback from the motion of the hip joints or from fast acting vestibulo-spinal influences on motoneurons of arm muscles (Brodal, 1974) evoked by trunk and head movement (Fitzpatrick *et al.*, 1994). Recent studies in deafferented (Tunik *et al.*, 2003) and vestibulo-deficient patients (Feldman *et al.*, 2003) favour the vestibulo-spinal mediation of this response.

In contrast to the healthy subjects, in individuals with mild-to-moderate hemiparesis, the trunk movement was not completely compensated by appropriate rotations of the elbow and shoulder joints in the early part of the reach so that trunk movement contributed to hand displacement from earlier in the reach. Thus, in comparison to healthy subjects, the gain of the arm-trunk compensation was less than

1. Our results however, do not suggest that individuals with stroke-related brain damage were completely unable to produce the appropriate compensation but that this compensation was only partial and that it was delayed. Since there was no evidence that the participants of this study had proprioceptive or vestibular deficits, the difference in compensatory arm joint movement may be attributed to other mechanisms.

There are several possible explanations for the larger and earlier contribution of the trunk to the hand displacement in participants with stroke compared to healthy subjects. One possibility is that the damage to the nervous system results in a loss of control of the movement of the trunk. However, this seems unlikely since the range and timing of trunk recruitment did not differ in our participants from that of healthy subjects (Table 2) and deficits in trunk movement control have not been identified in previous studies of similar populations making seated reaching movements (Esparza *et al.*, 2003; Dickstein *et al.*, 2004).

A second possibility is that the system reacted too slowly to allow the arm joints to make an appropriate compensatory rotation in response to the trunk displacement. Decreased speed of information processing (Gerritsen *et al.*, 2003) and prolonged reaction times for producing movement sequences with the ipsilesional (Boyd & Winstein, 2004; Haaland *et al.*, 2004) or the hemiparetic arm (Chae *et al.*, 2002) have been reported in individuals with stroke. These cognitive-motor deficits may have an impact on the ability to produce appropriately timed movements within a complex movement sequence such as the one studied here.

Another possibility is that the trunk movement contributed to the reach earlier because the threshold at which the contribution was initiated was lower in individuals with hemiparesis. Previous studies have shown that when individuals with hemiparesis reach to targets within arm's reach, consistent findings are that the interjoint coordination of the arm joints is disrupted (Levin, 1996; Cirstea *et al.*, 2003), excessive (unnecessary) trunk recruitment occurs (Cirstea & Levin, 2000; Steenbergen *et al.*, 2000) and the trunk movement contributes to arm displacement from the beginning of the reach (Levin *et al.*, 2002b). Compensatory trunk

displacement during reaching has been attributed to limitations in active range of motion in the elbow and shoulder in individuals with hemiparesis (Table 1). The ability to extend the arm far enough into extra-personal space may be limited by abnormal activation or weakness of muscles directly involved in the movement (Bourbonnais & Vanden Noven, 1989; Colebatch & Gandevia, 1989). This is supported by our finding of a correlation between the severity of spasticity or wrist muscle weakness and the earlier divergence of the interjoint coordination pattern for reaches to ipsilateral and contralateral targets respectively. The presence of spasticity and/or muscle weakness in specific parts of the joint range of the elbow joint as well as abnormal muscle activation patterns, postural instability and deficits in the ability to generate active movements have been associated with deficits in the ability of the damaged CNS to regulate stretch reflex thresholds in agonist and antagonist muscles around the joint (Levin & Feldman, 1994; Levin & Dimov, 1997). Indeed, Levin *et al.* (2000) and Mihaltchev *et al.* (2004) have shown that, for single- and double-joint arm movements in the horizontal plane, the range in which elbow flexors and extensors could be activated reciprocally was limited in most individuals with hemiparesis. Movements of the elbow beyond mid-range triggered excessive agonist/antagonist co-contraction in elbow muscles. The deficit in the regulation of stretch reflex thresholds at more than one adjacent joint may also underlie the appearance of pathological movement synergies linking, for example, arm extension to anterior displacement of the shoulder girdle and trunk (Bobath, 1990; Levin *et al.*, 2002a) which may account for the earlier recruitment of the trunk during trunk-assisted reaching. For movements to each target, trunk arrest made it impossible for the hand to cover the whole pointing distance. Although we did not record muscle activity patterns in this study, our finding of a correlation between the severity of spasticity in the arm and the change in motor pattern for reaches to the ipsilateral target provide further evidence of the link between a deficit in the range of regulation of stretch reflex thresholds and the presence of disordered motor control in the arm of individuals with hemiparesis due to stroke.

Thus, the reduced compensation of the trunk influence on the hand displacement is a natural response to the limitations in the extension of the arm of individuals with hemiparesis due to stroke (decreased active elbow extension and shoulder adduction). The CNS may integrate the limitations in arm movement by lowering the threshold when the trunk begins to contribute to the hand displacement, thus making use of the additional DLs in the body to achieve its goal.

References

Adamovich SV, Archambault P, Ghafouri M, Levin MF, Poizner H, Feldman AG (2001) Hand trajectory invariance in reaching movements involving the trunk. *Exp Brain Res* 138:288-303.

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 subjects. *Exp Brain Res* 126:55-67.

Berg K, Wood-Dauphinée S, Williams JI, Gayton D (1989) Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiother Can* 41:304-311.

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: 1073–1080.

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.

Bobath, B. (1970). *Adult hemiplegia: evaluation and treatment*. London: Heinemann Medical Books.

Bobath B (1990) *Adult hemiplegia: Evaluation and treatment*, 3rd ed. Heineman Medical, Oxford.

Bourbonnais D, Vanden Noven S (1989) More on muscle strength measurement. *Phys Ther* 69:990-993.

Boyd LA, Winstein CJ (2004) Impact of explicit information on implicit motor-sequence learning following middle cerebral artery stroke. *Phys Ther* 83:976-989.

Brodal P (1974) Heredity and environment in the development of the nervous system. Different facts that determine the growth of the nerve fibres and the establishment of synapses. *Tidsskr Nor Laegeforen*, Feb 10;94(4):199-205.

Brunnstrom S (1970) *Movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach*. New York: Harper and Row.

Carr JH, Shepherd RB (1987) A motor learning model for rehabilitation. In: Carr JH, Shepherd RB, Gordon J, Gentile AM, Held JN (eds) *Movement science: foundations for physical therapy in rehabilitation*. Aspen, Rockville, pp 31-91.

Chae J, Yang G., Park BK, Labatia I (2002) Delay in initiation and termination of muscle contraction, motor impairment, and physical disability in upper limb hemiparesis. *Muscle Nerve* 25:568-575.

Cirstea MC, Levin MF (2000) Compensatory strategies for reaching in stroke. *Exp Brain Res* 123: 940-953.

Cirstea MC, Mitnitski AB, Feldman AG, Levin M (2003) Interjoint coordination dynamics during reaching in stroke patients. *Exp Brain Res* 151:289-300.

Colebatch JG, Gandevia SC (1989) The distribution of muscular weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm. *Exp Brain Res* 112:749-763.

Desrosiers J, Hebert R, Bravo G, Dutil E (1995) Upper extremity performance test for the elderly (TEMPA): normative data and correlates with sensorimotor parameters. *Test d'Evaluation des Membres Superieurs de Personnes Agées. Arch Phys Med Rehabil* 76:1125-1129.

Dickstein R, Shefi S, Marcovitz E, Villa Y (2004) Anticipatory postural adjustment in selected trunk muscles in post stroke hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 85:261-267.

Esparza DY, Archambault PS, Winstein CJ, Levin MF (2003) Hemispheric specialization in the co-ordination of arm and trunk movements during pointing in patients with unilateral brain damage. *Exp Brain Res* 148:488-497.

Feldman AG, Paquet N, Lamarre Y (2003) Role of the vestibular system in trunk-assisted reaching movements. Program No. 597.18. Abstract Viewer/Itinerary Planner. Washington, DC: Society for Neuroscience, Online.

Gerritsen MJ, Berg IJ, Deelman BG, Visser-Keizer AC, Meyboom-de Jong B (2003) Speed of information processing after unilateral stroke. *J Clin Exp Neuropsych* 25:1-13.

Gowland C, Stratford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hullenaar S, Sanford J, Barreca S, Vanspall B, Plews N (1993) Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke* 24:58-63.

Haaland KY, Prestopnik JL, Knight RT, Lee RR (2004) Hemispheric asymmetries for kinematic and positional aspects of reaching. *Brain* 127:1145-1158.

Kaminski TR, Bock C, Gentile AM (1995). The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. *Exp Brain Res* 106:457-466.

Levin MF, Hui-Chan CWY (1992) Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 85:131–142.

Levin MF, Feldman AG (1994) The role of stretch reflex threshold regulation in normal and impaired motor control. *Exp Brain Res* 657:23-30.

Levin, MF (1996) Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Exp Brain Res* 119:281-293.

Levin MF, Dimov M (1997) Spatial zones for muscle coactivation and the control of postural stability. *Exp Brain Res* 757:43-59.

Levin MF, Selles RW, Verheul MHG, Meijer OG (2000) Deficits in the coordination of agonist and antagonist muscles in stroke patients: implications for normal motor control. *Exp Brain Res* 853:352-369.

Levin MF, Cirstea CM, Archambault P, Son F, Roby-Brami A (2002a) Impairment and compensation of reaching in hemiparetic and cerebral palsied patients. In: Latash ML (ed) *Progress in Motor Control, Volume Two, Structure-Function Relations in Voluntary Movements*, pp 103-122.

Levin MF, Michaelsen S, Cirstea CM, Roby-Brami A (2002b) Use of the trunk for reaching targets placed within and beyond the reach in adult hemiparesis. *Exp Brain Res* 143:171-180.

Ma S, Feldman AG (1995) Two functionally different synergies during arm reaching movements involving the trunk. *J Neurophysiol* 73:2120-2122.

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.

Mihaltchev P, Archambault PS, Feldman AG, Levin MF (2004) Control of double-joint arm posture in patients with unilateral brain damage. *Exp Brain Res*, accepted.

Moro D, Levin MF (2004) Arm-trunk compensations for beyond-the-reach movements in adults with chronic stroke. ISEK, Boston, June.

Nadeau S, Arsenault AG, Gravel D, Lepage Y, Bourbonnais D (1998) Analysis of the spasticity index used in adults with a stroke. *Can J Rehabil* 11:219-220.

Pigeon P, Feldman AG (1998) Compensatory arm-trunk coordination in pointing movements is preserved in the absence of visual feedback. *Exp Brain Res* 802: 274-280.

Pigeon P, Yahia LH, Mitnitski AB, Feldman AG (2000) Superposition of independent units of coordination during pointing movements involving the trunk with and without visual feedback. *Exp Brain Res* 131:336-349.

Poole JL, Whitney SL (1988) Motor assessment scale for stroke patients: concurrent validity and interrater reliability. *Arch Phys Med Rehabil* 69:195-197

Roby-Brami A, Fuchs S, Mokhtari M, Bussel B (1997) Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients. *Mot Control* 1:72-91.

Rossi E, Mitnitski A, Feldman AG (2002) Sequential control signals determine arm and trunk contributions to hand transport during reaching in humans. *J Physiol (Lond)* 538.2:659-671.

Saling M, Stelmach GE, Mescheriakov S, Berger M (1996) Prehension with trunk assisted reaching. *Exp Brain Res* 80:153-160.

Steenbergen B, Hulstijn W, Dortmans S (2000) Constraints on grip selection in cerebral palsy. Minimising discomfort. *Exp Brain Res* 134:385-397.

Tunik E, Poizner H, Levin MF, Adamovich SV, Messier J, Lamarre Y, Feldman AG (2003) Arm-trunk coordination in the absence of proprioception. *Exp Brain Res* 153:343-355.

Twitchell TE (1951) The restoration of motor function following hemiplegia in man. *Exp Brain Res* 74:443-480.

Wang J, Stelmach GE (1998) Coordination among the body segments during reach-to-grasp action involving the trunk. *Exp Brain Res* 123:346-350.

V- DISCUSSION

Les sujets qui ont subi un accident vasculaire cérébral sont une des clientèles les plus fréquemment traitées par les professionnels de la réadaptation. Cependant, plusieurs questions concernant le contrôle moteur de cette population demeurent sans réponse jusqu'à maintenant. Une de ces questions concerne l'utilisation des mouvements compensatoires du tronc lors des mouvements d'atteinte chez ces individus. Étant donné le besoin de comprendre l'origine des mouvements compensatoires et des problèmes de coordination chez les sujets hémiparétiques, cette étude a été faite dans le but d'explorer la coordination entre le bras et le tronc lors de mouvements de pointage, en comparant les résultats entre les sujets sains et les sujets hémiparétiques. Dans la présente étude, chez les sujets hémiparétiques avec une atteinte légère à modérée, le mouvement du tronc n'a pas été complètement compensée par des rotations appropriées des articulations du coude et de l'épaule au début du mouvement d'atteinte. De plus, les rotations compensatoires des articulations du bras étaient retardées et incomplètes. Nos résultats nous aident à mieux comprendre les mécanismes qui englobent le contrôle moteur du membre supérieur chez les patients ayant subi un AVC. La méthodologie que nous avons employée nous donne des informations sur l'organisation globale du mouvement d'atteinte chez cette population.

Comme il a été déjà cité dans la revue de littérature, la trajectoire du mouvement d'atteinte pour les cibles placées plus loin que la longueur du bras implique le bras ainsi que le tronc (Wang & Stelmach, 1998). Au début du mouvement de pointage, les sujets sains (Rossi *et al.*, 2002) bougent simultanément le tronc et le bras. Nos résultats confirment que, en ce qui concerne la phase initiale du mouvement, ce comportement est similaire chez les sujets hémiparétiques (voir aussi Esparza *et al.*, 2003). Chez les sujets sains, le tronc participe de façon plus importante au déplacement de la main seulement après le pic de vitesse de celle-ci (Rossi *et al.*, 2002). Nous avons de plus identifié que l'influence initiale du

déplacement du tronc sur la trajectoire de la main a été neutralisée par des rotations compensatoires du bras et que le tronc a contribué au déplacement de la main seulement vers la fin du mouvement d'atteinte, comme il a été déjà démontré par Rossi *et collaborateurs* (2002). Ce mécanisme de préservation de la trajectoire quand le tronc est impliqué dans le mouvement, est le même mécanisme utilisé pour compenser le mouvement du tronc quand des objets sont pris près du corps (Ma et Feldman, 1995). Par exemple, nous pouvons prendre une tasse sur une table en impliquant ou non notre tronc, ce qui mènera à différentes rotations dans les articulations du bras.

En revanche, cette compensation n'a pas été produite de la même façon chez les sujets hémiparétiques. Ces derniers utilisent un déplacement excessif du tronc afin de compenser leurs déficits moteurs, même si ce mouvement n'améliore pas leur performance pour cette tâche (Levin, 1996; Roby-Brami *et al.*, 1997; Cirstea & Levin, 2000; Michaelson *et al.*, 2001, Levin *et al.*, 2002). Dans notre étude, nous avons montré que ce mécanisme de compensation au niveau du bras fonctionne différemment chez les sujets hémiparétiques.

Afin d'explorer le moment où le tronc commence à contribuer au déplacement du bras lors du mouvement de pointage, le tronc a été bloqué aléatoirement lors de certains mouvements. Il est important de remarquer que dans notre étude, il a été demandé au sujet de déplacer le tronc vers l'avant lors de la tâche, pour réduire le déplacement relatif de la tête-sur-tronc, instructions différentes des précédentes études citées ci-dessus.

Comme il a été démontré chez les sujets sains, la trajectoire du mouvement d'atteinte englobant plus d'une articulation tend à être linéaire et lisse (Hogan *et al.*, 1987). Dans notre étude, il a été montré que ces caractéristiques sont aussi préservées chez les sujets hémiparétiques. Donc, ceci suggère que dans la présence des limitations de mouvements articulaires du bras, les sujets hémiparétiques recrutent un autre degré de liberté (le tronc) dans le but de maintenir la trajectoire.

Lorsque le tronc était bloqué, nous avons observé que le déplacement du tronc diminuait de presque 20 centimètres et que la main des sujets n'atteignait pas la cible

(ipsilatérale ou contralatérale). Ceci était prévu toutefois, puisque la cible a été placée plus loin que la longueur du bras. Aussi, la trajectoire de la main et les profils de vitesse étaient similaires initialement aux essais avec le tronc libre. Toutefois, la vitesse tangentielle était inférieure chez les sujets hémiparétiques. Cette observation a aussi été faite par Gerritsen *et collaborateurs* (2003). Malgré le fait que tous les participants ont fait des compensations, celles-ci peuvent être vues comme des modifications du système nerveux suite à la lésion des structures du système sensori-moteur (Carr & Shepherd, 1987a, 1987b; Feldman & Levin, 1995; Latash & Anson, 1996).

Pendant la récupération d'un AVC, le système nerveux central peut maintenir la capacité d'explorer la redondance du système moteur en substituant d'autres éléments (mouvement du tronc) pour des patrons de mouvement (extension du coude – adduction horizontale de l'épaule) dans le but de réussir l'objectif fonctionnel (Cirstea & Levin, 2000). Pour atteindre des cibles plus loin que la longueur du bras, les sujets hémiparétiques ont utilisé moins d'extension du coude pour les deux cibles et moins d'adduction horizontale de l'épaule pour la cible contralatérale en comparaison avec des sujets sains, parce qu'ils utilisent plus de rotation du tronc. Néanmoins, tant les sujets hémiparétiques que les sujets sains présentent une trajectoire de la main et un profil de vitesse similaire initialement pour les essais avec le tronc libre. En ce qui concerne les essais avec le tronc bloqué, la trajectoire de la main et les profils de vitesse sont initialement similaires à celles des mouvements où le tronc était libre. Seulement après une certaine latence, les trajectoires commencent à diverger.

Cette divergence des trajectoires du mouvement d'atteinte a été comparée à travers des essais faites avec le tronc libre et le tronc bloqué afin de comprendre les mécanismes compensatoires du bras et du tronc. Nous avons comparé seulement les mouvements du bras, c'est-à-dire, la limite de l'extension du bras dans la condition avec le tronc bloqué. Alors, nous pouvions observer que chez les sujets hémiparétiques, la latence de la divergence était diminuée de façon significative comparativement aux sujets sains.

Chez les sujets hémiparétiques avec atteinte légère à modérée, le mouvement du tronc n'était pas compensé complètement par des rotations compensatoires des articulations du coude et de l'épaule dans la partie initiale de l'extension. Le mouvement du tronc contribuait au déplacement de la main plutôt à l'atteinte. Ce déplacement de la main dans les deux conditions ne coïncidait pas. Nos résultats ne suggèrent pas que les individus hémiparétiques ne peuvent pas produire complètement la compensation appropriée, mais plutôt que cette compensation est seulement partielle et qu'elle est de plus retardée. Puisqu'il n'y avait aucune évidence que les participants sains de cette étude ont eu des déficits proprioceptifs ou vestibulaires, la différence dans les mouvements compensatoires des articulations du bras pouvait être attribuée à d'autres mécanismes.

Pour déterminer comment la compensation a été réalisée, nous avons analysé les angles des deux articulations qui contribuent la plupart du temps à l'extension du bras (flexion / extension du coude par rapport à l'adduction / abduction horizontale de l'épaule). Par exemple, pour les mouvements avec le tronc libre vers la cible ipsilatérale, les sujets ont utilisé l'extension du coude combinée avec l'adduction horizontale de l'épaule. Par contre, quand le tronc était bloqué, les sujets utilisaient plutôt l'extension du coude en combinaison avec l'abduction horizontale de l'épaule, de façon similaire au mouvement avec le tronc bloqué vers la cible contralatérale, où les sujets ont employé l'extension du coude, avec toutefois moins d'adduction horizontale de l'épaule en comparaison avec les mouvements avec le tronc libre. Nous pouvons observer, chez les sujets hémiparétiques, que la divergence des deux coordinations inter-articulaires est observée plus tard que pour les sujets sains pour les mouvements à la cible ipsilatérale et au même moment pour les mouvements à la cible contralatérale.

La compensation a été déterminée de par la divergence entre les angles des deux articulations. Si la divergence de la coordination inter-articulaire se produisait plus tôt que la divergence de la trajectoire de la main, ceci indiquait que le système utilisait une coordination inter-articulaire différente par maintenir la même trajectoire de la main. Donc, nous exprimons le temps de la divergence entre le tronc libre et le

tronc bloqué pour la coordination inter-articulaire par une relation concernant le temps de la divergence de la trajectoire de la main, en utilisant les relations de la divergence inter-articulaire et inter-trajectoire. Plus la relation est basse, plus tôt serait la divergence de la coordination inter-articulaire en ce qui concerne la trajectoire de la main. Nos résultats ont montré que chez les sujets sains, les relations de la divergence inter-articulaire et inter-trajectoire sont plus basses que chez les sujets hémiparétiques pour les deux cibles étudiées. Rossi *et collaborateurs* (2002) ont attribué le mécanisme compensatoire précoce aux signaux afférents vestibulaires et/ou proprioceptifs liés au mouvement du tronc. Ils ont proposé que la compensation pourrait être déclenchée par une rétroaction proprioceptive de l'articulation de la hanche ou des influences vestibulo-spinales d'actions rapides sur les motoneurones des muscles du bras (Brodal, 1974) ou évoquées par le mouvement du tronc et de la tête (Fitzpatrick *et al.*, 1994). Les résultats des études récentes du mouvement d'atteinte incluant un mouvement sagittal du tronc vers l'avant chez les sujets sains (Tunik *et al.*, 2003), vestibulo-déficients (Feldman *et al.*, 2003) favorisent la médiation vestibulo-spinale de cette réponse. Leurs résultats montrent une compensation partielle en absence de la vision et de la proprioception, indiquant une possibilité que les voies vestibulaires sont responsables, en partie, pour cette compensation.

Nous avons déterminé aussi la relation entre le changement dans la coordination du mouvement d'atteinte et la sévérité de l'atteinte des sujets hémiparétiques. Nous avons fait la corrélation du temps de la divergence entre les angles des articulations du bras et aussi entre les trajectoires dans les deux conditions (tronc libre et tronc bloqué) avec les résultats des tests cliniques. Nos résultats suggèrent que, pour la cible ipsilatérale, la divergence entre la coordination inter-articulaire et la trajectoire survienne plus tôt selon la sévérité de la spasticité. Il en va de même pour la cible contralatérale: la divergence entre la coordination inter-articulaire et la trajectoire survienne aussi plus tôt, cette fois-ci en corrélation avec la faiblesse des extenseurs du poignet. La faiblesse des muscles spécifiques du bras et/ou la spasticité, ainsi que l'instabilité posturale et les déficits dans la réalisation de

mouvements actifs, ont été associés aux conséquences d'une lésion du SNC, lésion qui dérègle les seuils des réflexes d'étirement des muscles agonistes et antagonistes des articulations (Levin & Feldman, 1994; Levin & Dimov, 1997).

En conséquence, les sujets hémiparétiques utilisent de nouveaux patrons de mouvement afin de compenser à leurs déficits. Ainsi, nos résultats ne suggèrent pas que les individus hémiparétiques ne peuvent pas produire la compensation appropriée complètement, mais que cette compensation était seulement partielle et qu'elle a été retardée, comme il a été énoncé ci-dessus.

Bien que nous n'ayons pas enregistré d'activité musculaire dans cette étude, qui permettrait une vision plus efficace du comportement musculaire (e.g co-contraction entre les muscles agonistes et antagonistes), notre conclusion d'une corrélation entre la sévérité de la spasticité dans le bras et le changement des patrons moteurs pour l'atteinte de la cible ipsilatérale fournissent davantage d'évidences du lien entre un déficit dans le règlement des seuils réflexes d'étirement et de la présence d'une activation désordonnée du bras chez les sujets hémiparétiques.

Les résultats de cette étude nous ont aidés à mieux comprendre les mécanismes qui englobent le contrôle moteur du membre supérieur chez les patients ayant subi un AVC. En montrant que ces mécanismes sont affectés chez cette clientèle, les professionnels de la physiothérapie peuvent cibler ces déficits dans le but de mieux guider la réadaptation du membre supérieur.

Limites de l'étude

Une limite de notre étude est que l'échantillon était petit. Donc, les résultats ne sont pas généralisables à l'ensemble de la population des personnes avec un AVC. Nous devons aussi considérer que cette clientèle a été constituée pour un groupe homogène en ce qui concerne les déficits moteurs. Il est important de remarquer que plus le groupe est hétérogène, plus d'informations il peut nous fournir. De plus, les cibles pourraient être mieux placées, en évitant la rotation du tronc, permettent une dissociation plus claire entre les relations et coordinations inter-articulaire.

VI. BIBLIOGRAPHIE

Ada L, Canning CG, Carr JH, Kilbreath SL, Shepherd RB. (1994). Task specific training of reaching and manipulation. *In: Bennett KMB, Castiello U, eds. Insights Into Reach and Grasp Movement. Amsterdam: Elsevier: 239-264.*

Adamovich SV, Archambault P, Ghafouri M, Levin MF, Poizner H, Feldman AG. (2001). And trajectory invariance in reaching movements involving the trunk. *Experimental Brain Research, 138: 288-303.*

Archambault P, Pigeon PP, Feldman AG, Levin MF. (1999). Recruitment and sequencing of different degrees of freedom during pointing movements involving the trunk in healthy and hemiparetic subjects. *Experimental Brain Research, 126: 55-67.*

Berg K, Wood-Dauphinée S, Williams JI, Gayton D. (1989). Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada, 41: 304-311.*

Berg KO, Maki BE, Williams JI, Holliday PJ, Wood-Dauphinee SL. (1992). Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 73: 1073-1080.*

Berglund K, Fugl-Meyer AR. (1986). Upper extremity function in hemiplegia. A cross-validation study of two assessment methods. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 18: 155-157.*

Bernstein NA. (1967). The coordination and regulation of movements. Pergamon Press, Oxford.

Bobath B, Finnie NR. (1970). Problems of communication between parents and staff in the treatment and management of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, Oct;**12**: 629-35.

Bourbonnais D, Vanden Noven S. (1989). More on muscle strength measurement. *Physical Therapy*, **69**: 990-993.

Brodal P. (1974). Heredity and environment in the development of the nervous system. Different facts that determine the growth of the nerve fibres and the establishment of synapses. *Tidsskr Nor Laegeforen*, Feb 10; **94**: 199-205.

Brugerolle B. (2002). Déficiences motrices et situations de handicaps, aspects sociaux, psychologiques, techniques, sociaux et législatifs. Ed. *Lien interne apf-moteuline.org*

Brunnstrom S. (1970). Movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach. New York: Harper and Row.

Burke D. (1988). Spasticity as an adaptation to pyramidal tract injury. In: Waxman, S.D., editor, *Advances in Neurology. Functional Recovery in Neurological Disease*, Vol. 47. New York, Raven, p.401-423.

Carr JH, Shepherd RB. (1987a). A motor learning model for rehabilitation. In: Carr JH, Shepherd RB, Gordon J, Gentile AM, Held JN, editors. *Movement Science: Foundations for Physical Therapy in Rehabilitation*. Rockville (MD): Aspen, p. 31-91.

Carr JH, Shepherd RB. (1987b). A motor relearning program for stroke. 2nd ed. *Movement Science: Foundations for Physical Therapy in Rehabilitation*. Rockville (MD): Aspen.

Cirstea MC, Levin MF. (2000). Compensatory strategies for reaching in stroke. *Experimental Brain Research*, **123**: 940-53.

Colebatch JG, Gandevia SC. (1989). The distribution of muscular weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm. *Experimental Brain Research*, **112**: 749-763.

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.

Dattola R, Girlanda P, Vita G, Santoro M, Roberto ML, Toscano A, Venuto C, Baradello A, Messina C. (1993). Muscle rearrangement in patients with hemiparesis after Stroke: An Electrophysiological and Morphological study. *European Neurology*, **33**: 109-114.

Desrosiers J, Hebert R, Bravo G, Dutil E. (1995). Upper extremity performance test for the elderly (TEMPA): normative data and correlates with sensorimotor parameters. Test d'Evaluation des Membres Superieurs de Personnes Agees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Dec;**76**: 1125-9.

Di Fabio RP, Badke MB, Duncan PW. (1986). Adapting human postural reflexes following localized cerebrovascular lesion: analysis of bilateral long latency responses. *Experimental Brain Research*, **363**: 257-64.

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

Feldman AG, Levin MF. (1995). The origin and use of positional frames of reference in motor control. *Behavioral and Brain Sciences*, **18**: 723-806.

Feldman AG, Paquet N, Lamarre Y. (2003). Role of the vestibular system in trunk-assisted reaching movements. Program No. **597.18**. 2003 *Abstract Viewer/Itinerary Planner*. Washington, DC: *Society for Neuroscience*, Online.

Fitzpatrick R, Burke D, Gandevia SC. (1994). Task-dependent reflex responses and movement illusions evoked by galvanic vestibular stimulation in standing humans. *The Journal of Physiology*, Jul 15; **478**: 363-72.

Gerritsen MJ, Berg IJ, Deelman BG, Visser-Keizer AC, Meyboom-de Jong B. (2003). Speed of information processing after unilateral stroke. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology*, **25**: 1-13.

Ghafouri M, Archambault PS, Adamovich SV, Feldman AG. (2002). Pointing movements may be produced in different frames of reference depending on the task demand. *Experimental Brain Research*, Mar 1; **929**: 117-28.

Goulet C, Arsenault AB, Bourbonnais D, Laramée MT, Lepage Y. (1996). Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on H-reflex and spinal spasticity. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, **28**: 167-176.

Gowland C, Stratford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hullenaar S, Sanford J, Barreca S, Vanspall B, Plews N. (1992). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke* Jan; **24**: 58-63.

Gowland C, Stratford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hullenar S, Sanford J, Barreca S, Vanspall B, Plews N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke*, **24**:58-63.

Giuliani CA. (1995). Strength training for patients with neurological disorders. *Neurology Report*, **19**: 29-34.

Hammond MC, Kraft GH, Fitts SS. (1988). Recruitment and termination of electromyographic activity in the hemiparetic forearm. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Feb;**69**: 106-10.

Hogan N, Flash Y. (1987). Moving gracefully: quantitative theories of motor coordination. *TINS*, **10**: 170-174.

Kaminski TR, Bock C, Gentile AM. (1995). The coordination between trunk and arm motion during pointing movements. *Experimental Brain Research*, **106**: 457-66.

Keshner EA. (1990). Controlling stability of a complex movement system. *Physical Therapy*, Dec, **70**: 844-54

Lance JW. (1980). The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg Lecture. *Neurology*, Dec;**30**: 1303-13.

Latash ML, Anson GJG. (1996). What are normal movements in atypical populations? *Behavioral and Brain Sciences*, **19**: 55-106.

Levin MF, Hui-Chan CWY. (1992). Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, **85**: 131-142.

Levin MF, Feldman AG. (1994). The role of stretch reflex threshold regulation in normal and impaired motor control. *Experimental Brain Research*, **657**: 23-30.

Levin MF. (1996). Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Experimental Brain Research*, Feb;**119**: 281-93.

Levin MF. (2003). Motor control and learning after stroke. Effects of Age, Disorder, and Rehabilitation. Latash ML, Levin MF (Eds.). *Progress in Motor Control, Vol. 3, Human Kinetics: Champaign, IL*, pp. 291-314.

Wiesendanger M.(1990). Weakness and the upper motoneurone syndrome: a critical pathophysiological appraisal. In: Berardelli A, Benecke R, Manfredi M, Marsden CD, editors. *Motor disturbances II*. London: Academic Press; p. 319–31.

Levin MF, Dimov M. (1997). Spatial zones for muscle coactivation and the control of postural stability. *Experimental Brain Research*, **757**: 43-59.

Levin MF, Selles RW, Verheul MHG, Meijer OG. (2000). Deficits in the range of regulation of central control over arm movement in stroke patients. *Experimental Brain Research*, **853**: 352-369.

Levin MF, Cirstea CM, Archambault P, Son F, Roby-Brami A. (2002). Impairment and compensation of reaching in hemiparetic and cerebral palsied patients. In: Latash ML, ed. *Progress in Motor Control, volume two, Structure-Function Relations in Voluntary Movements*, pp. 103-122.

Levin MF, Michaelson 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*, Mar;**143**: 171-80.

Ma S, Feldman AG. (1995). Two functionally different synergies during arm reaching movements involving the trunk. *Journal of Neurophysiology*, **73**: 2120-2122.

Mathiowetz V, Volland G, Kashman N, Weber K. (1985). Adult norms for the Box and Block Test of manual dexterity. *The American Journal of Occupational Therapy*, Jun;**39**: 386-91.

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.

Nadeau S, Arsenault AG, Gravel D, Lepage Y, Bourbonnais D. (1998). Analysis of the spasticity index used in adults with a stroke. *Can J Rehabil*, **11**: 219–220.

Pigeon P, Feldman AG. (1998). Compensatory arm-trunk coordination in pointing movements is preserved in the absence of visual feedback. *Experimental Brain Research*, **802**: 274-280.

Pigeon P, Yahia LH, Mitnitski AB, Feldman AG. (2000). Superposition of independent units of coordination during pointing movements involving the trunk with and without visual feedback. *Experimental Brain Research*, **131**: 336-349.

Poole JL, Whitney SL. (1988). Motor assessment scale for stroke patients: concurrent validity and interrater reliability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **69**: 195-197.

Roby-Brami A, Fuchs S, Mokhtari M, Brusse B. (1997). Reaching and grasping strategies in hemiparetic patients. *Motor Control*, **1**: 72-91.

Rossi E, Mitnitski A, Feldman AG. (2002). Sequential control signals determine arm and trunk contributions to hand transport during reaching in humans. *The Physiological Society*, **538.2**: 659-671.

Saling M, Stelmach GE, Mescheriakov S, Berger M. (1996). Prehension with trunk assisted reaching. *Experimental Brain Research*, **80**: 153-160.

Sullivan SB, Schmitz TJ. (2001). Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment. Ed. Hardcover, 4th edition. *Coordination Assessment*, **7**: 157.

Toffola ED, Sparpaglione Diego, Pistorio A, Buonocore M. (2001). Myoelectric Manifestations of Muscle Changes in Stroke Patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **82**: 661-5.

Trombly CA. (1992). Deficits of reaching in subjects with left hemiparesis: a pilot study. *The American Journal of Occupational Therapy*, Oct;**46**: 887-97.

Tunik E, Poizner H, Levin MF, Adamovich SV, Messier J, Lamarre Y, Feldman AG. (2003). Arm-trunk coordination in the absence of proprioception. *Experimental Brain Research*, Dec;**153**: 343-55.

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.

Twitchell TE. (1951). The restoration of motor function following hemiplegia in man. *Experimental Brain Research*, **74**: 443-480.

Wang J, Stelmach GE. (1998). Coordination among the body segments during reach-to-grasp action involving the trunk. *Experimental Brain Research*, Dec; **123**: 346-50.

Wang J, Stelmach GE. (2001). Spatial and temporal control of trunk-assisted prehensile actions. *Experimental Brain Research*, **136**: 231-240.

Wiesendanger M.(1990). Weakness and the upper motoneurone syndrome: a critical pathophysiological appraisal. In: Berardelli A, Benecke R, Manfredi M, Marsden CD, editors. *Motor disturbances II*. London: Academic Press; p. 319–31.

Young JL, Mayer RF. (1982). Physiological alterations of motor units in hemiplegia. *Journal of Neurophysiology*, Jun;**54**: 401-12.