

2m11.2822.6

Université de Montréal

Effet d'efforts isométriques du membre supérieur sur les stabilisations
posturales chez les hémiparétiques en position assise

par

Binta Diallo

École de réadaptation
Faculté de médecine

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

Juin 2000

© Binta Diallo, 2000



W
4
N58
2000
N. 099

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Effet d'efforts isométriques du membre supérieur sur les stabilisations
posturales chez les hémiparétiques en position assise

présenté par :
Binta Diallo

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Sylvie Nadeau présidente de jury

Daniel Bourbonnais directeur de recherche

Denis Gagnon membre du jury

Mémoire accepté le :

SOMMAIRE

Des stabilisations posturales sont nécessaires à la réalisation d'efforts isométriques. Une récente étude a démontré la présence d'ajustements posturaux au membre supérieur controlatéral à celui réalisant un effort isométrique d'abduction chez des sujets sains et hémiparétiques en position assise. Les résultats ont révélé que tous les sujets effectuaient des forces de stabilisation de direction opposée à l'effort. Cependant, les sujets hémiparétiques généraient des forces de stabilisation de plus grande amplitude selon le côté exécutant l'effort. Effectivement, les forces controlatérales associées à un effort isométrique du membre supérieur parétique étaient plus élevées que celles associées à un effort du côté non parétique lesquelles étaient comparables à celles mesurées chez les sujets sains. Une autre étude a obtenu des résultats similaires en étudiant les ajustements posturaux aux membres inférieurs au cours d'efforts isométriques de la hanche chez des sujets sains et hémiparétiques en position assise. La présente étude avait pour but de vérifier si l'intensité des stabilisations posturales exercées aux membres inférieurs et à l'assise chez des sujets hémiparétiques variait en fonction du membre supérieur réalisant la tâche en position assise. Les forces exercées aux membres inférieurs et à l'assise ont été enregistrées lors d'effort isométrique latéral (tirer et pousser) des membres supérieurs chez des sujets sains et hémiparétiques. Les forces aux membres inférieurs ont été mesurées à l'aide de capteurs de force. Les forces exercées au siège ont été enregistrées par une plate-forme sur

laquelle les sujets étaient assis. Il a été démontré que tous les sujets exécutaient des forces de stabilisation aux membres inférieurs et au siège lors de la réalisation d'effort isométrique de tirer et de pousser. Lors de la condition tirer, chez tous les sujets, les stratégies de stabilisation posturale observées étaient l'augmentation de la mise en charge sur le membre inférieur controlatéral au membre supérieur réalisant l'effort. Contrairement aux sujets normaux, les sujets hémiparétiques ont engendré des forces de stabilisation de plus grande amplitude au membre inférieur controlatéral lors de la réalisation de la tâche tirer avec le membre supérieur parétique. Ces sujets ont également enregistré un plus petit déplacement du centre de pression vers le côté controlatéral à l'effort. Pour la condition pousser, tous les sujets ont enregistré des forces de stabilisation posturale au membre inférieur ipsilatéral au membre supérieur réalisant l'effort isométrique. Aucune asymétrie d'amplitude n'a été observée chez les sujets hémiparétiques selon le côté réalisant la tâche. Il a été suggéré que les forces controlatérales de grande amplitude observées au membre inférieur controlatéral lors de la condition tirer avec le membre supérieur parétique résultent de l'inadaptation de la réponse posturale associée à une faiblesse des muscles du côté atteint. Les résultats de la présente étude viennent renforcer l'utilisation d'exercices thérapeutiques utilisés en réadaptation visant le renforcement des muscles parétiques.

Mots clés : Ajustements posturaux, hémiplégie, position assise

TABLE DES MATIÈRES

Identification du jury	ii
Sommaire.....	iii
Tables des matières	v
Liste des tableaux	vii
Liste des figures	viii
Remerciements	xi
Dédicace	xii
CHAPITRE 1	1
1 INTRONDUCTION.....	1
1.1 Les ajustement posturaux.....	2
1.2 Adaptabilité des ajustements posturaux	5
1.3 Les ajustements posturaux associés chez les hémiparétiques.....	7
1.3.1 Ajustement posturaux associés lors de mouvement dynamique ...	7
1.3.2 Ajustement posturaux lors d'efforts isométriques	11
1.4 Organisation centrale des ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires	15
1.5 But de l'étude.....	17
1.6 Hypothèses de recherche	17
1.7 Importance de l'étude	17

CHAPITRE 2	19
2 ARTICLE	
Effect of isometric efforts of the upper extremity in a sitting position on postural stabilisation in persons with a cerebrovascular accident...	19
2.1 Summary	21
2.2 Introduction	22
2.3 Material and methods	26
2.4 Results	31
2.5 Discussion	38
2.6 Conclusion	47
2.7 References	49
2.8 List of suppliers	55
2.9 Acknowledgements	56
2.10 Tables	57
2.11 Figures	62
2.12 Figure legends	68
CHAPITRE 3	70
3 DISCUSSION	70
3.1 Le rôle des forces de stabilisation au tronc et au membre inférieur	71
3.2 Le rôle des stabilisations posturales lors de la condition tirer	74
3.3 Le rôle des stabilisation posturales lors de la condition pousser	78
3.4 Organisation centrale des stabilisations posturales ipsilatérales et controlatérales des sujets sains et hémiparétiques	82
3.5 Application clinique des résultats	86

4	CONCLUSION.....	87
5	RÉFÉRENCES.....	89
6	ANNEXE A – Formulaire de consentement.....	96
7	ANNEXE B – Abrégé.....	99

LISTE DES TABLEAUX

Tableaux de l'article :

Table 1 Characteristics of healthy subjects and subjects with hemiparesis	57
Table 2 Means and standard deviations of the changes of forces exerted by healthy subjects and subjects with hemiparesis during pulling condition	58
Table 3 Means and standard deviations of the changes of force exerted by healthy subjects and subjects with hemiparesis during the pushing condition.....	59
Table 4 Results of ANOVAs for repeated measures and all contrasts for the pulling condition.....	60
Table 5 Results of ANOVAs for repeated measures and all contrasts for the pushing condition	61

LISTE DES FIGURES

Figures de l'article :

- Figure 1 Representation of the experimental set up..... 62
- Figure 2 Typical forces recorded for a healthy subject pulling the handle with the left arm 63
- Figure 3 The mean (S.D.) of the normalized forces generated in the frontal plane at the handle, seat and both lower extremities by healthy subjects and subjects with hemiparesis while pulling a force equivalent to 60% of the MIF..... 64
- Figure 4 The mean (S.D.) of the normalized forces generated in the frontal plane at the handle, seat and both lower extremities by healthy subjects and subjects with hemiparesis while pushing a force equivalent to 60% of the MIF 65
- Figure 5 Centre of pressure coordinates during pulling and pushing for healthy subjects and subjects with hemiparesis..... 66
- Figure 6 Proposed mechanisms to explain postural stabilizations observed during isometric efforts in healthy subjects and subjects with hemiparesis..... 67

Figures du mémoire :

- Figure 1 Illustration des forces et des moments de force lors de la condition tirer par le membre supérieur droit chez un sujet sain..... 72
- Figure 2 Ratio F_z/F_y enregistré au membre inférieur controlatéral lors de la tâche tirer 76
- Figure 3 Ratio F_z/F_y enregistré au membre inférieur controlatéral lors de la tâche pousser 80
- Figure 4 Modèle neurologique de coordination entre l'effort et la stabilisation posturale 85

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier tout particulièrement M. Daniel Bourbonnais, directeur de recherche, pour sa confiance et son soutien tout au long de la réalisation de ce projet. Son aide et sa détermination m'ont aidée à atteindre mes objectifs. Sa patience et sa compréhension m'ont encouragée à poursuivre et réaliser ce projet.

Plusieurs personnes m'ont aidée de prêt ou de loin durant ces deux dernières années. Je tiens donc à remercier tous ceux et celles qui par leur aide, leurs connaissances et leur disponibilité ont contribué à concrétisation de ce projet.

J'aimerais également souligner ma reconnaissance auprès du fond pour la Formation de Chercheurs et Aide à la recherche (FCAR) et le Fond de la Recherche en Santé du Québec (FRSQ) pour la bourse d'étude qui m'a été attribuée.

Merci à ma famille et mes amis qui ont su m'encourager et me donner leurs appuis tout au long de mes études.

À ma mère, Lou

CHAPITRE 1

1 INTRODUCTION

Lors de la réalisation d'un mouvement, certaines activations musculaires sont nécessaires afin d'assurer le maintien de l'équilibre et de la posture (Massion et Viallet, 1990). La réalisation du mouvement volontaire est donc accompagnée d'ajustements posturaux qui sont une réponse motrice visant à minimiser les perturbations de l'équilibre et de la posture induite par le mouvement lui-même. La présence d'ajustements posturaux requérant l'activation des muscles du tronc et des membres inférieurs a aussi été démontrée lors d'une tâche de poussée isométrique par les membres supérieurs sur une barre fixe en position assise (LeBozec, 1997). Dans cette tâche, les forces enregistrées aux membres inférieurs et au siège ainsi que le déplacement du centre de pression accompagnent l'augmentation de force déployée à la barre par les membres supérieurs. Ces forces aux membres inférieurs et au siège ainsi que le déplacement du centre de pression permettent de contrer la perturbation de l'équilibre et de la posture induite par le mouvement de poussée. Le but de la présente étude est de comparer les stratégies de stabilisations posturales au tronc et aux jambes lors d'efforts isométriques du membre supérieur chez un groupe de sujets sains et hémiparétiques.

1.1 Les ajustements posturaux

La réalisation d'un geste ou d'une activité quotidienne requiert des ajustements posturaux. Il existe deux types d'ajustements posturaux : les ajustements posturaux automatiques et les ajustements posturaux associés au mouvement. Les ajustements posturaux automatiques surviennent à la suite de perturbations externes. Ces ajustements posturaux sont donc réactifs et organisés à partir d'informations visuelles, vestibulaires et proprioceptives générées par la perturbation périphérique (mode « feedback ») (Massion, 1997). Les principaux rôles des ajustements posturaux automatiques sont le maintien de l'équilibre et le maintien de la posture. Par exemple, ces ajustements posturaux nous permettent de rester en équilibre debout à l'intérieur d'un d'autobus venant de faire un arrêt brusque. Plus précisément, ils permettent de maintenir le centre de gravité à l'intérieur du polygone de sustentation au cours de perturbations et d'assurer ainsi l'équilibre (Gahéry et Massion, 1981; Frank et Earl, 1990).

Les ajustements posturaux automatiques ont surtout été étudiés en position debout où des déplacements inattendus survenaient à la suite de perturbations de la surface d'appui (Badke et Di Fabio, 1985 ; Horack et Nasher, 1986 ; Horack et al., 1989 ; Keshner et al., 1988 ; Nashner et Berthoz, 1978 ; Nashner, 1976 ; 1977 ; 1982). Dans ces expériences, les perturbations externes engendrées par le mouvement soudain d'une plateforme déséquilibrent le sujet normal en station debout. Afin de contrecarrer

ces perturbations et de préserver l'équilibre, les sujets normaux réalisaient involontairement différents ajustements posturaux sur la base des informations proprioceptives, vestibulaires et visuelles. Ces ajustements posturaux étaient caractérisés par l'activité musculaire de plusieurs muscles dans une séquence temporelle et spatiale stéréotypée selon le type de perturbation imposée (Nashner et Cordo, 1981).

Les ajustements posturaux associés ou anticipés accompagnent ou précèdent un mouvement volontaire. Ces derniers sont engendrés en boucle ouverte par le système nerveux central (mode feed-forward) puisqu'ils surviennent presque simultanément au mouvement (Massion, 1997). Ces ajustements posturaux fournissent une base stable aux mouvements en minimisant les perturbations de l'équilibre engendré par le mouvement. Par exemple, des ajustements posturaux impliquant des muscles de la loge postérieure de la jambe permettent de lever le bras sans tomber (Cordo et Nashner, 1981). Les ajustements posturaux associés au mouvement servent aussi à assurer l'équilibre et la posture en stabilisant l'ensemble du corps et des segments proximaux lors d'un mouvement (Gahéry, 1987; Bouisset et Zattara, 1987; Massion, 1992; Massion, 1997).

Les premières études des ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires ont été réalisées par Babinski (1899). En effet, ce dernier a observé que chez un sujet sain, la présence d'une synergie se caractérisant par une flexion des genoux associée à l'extension du tronc.

Cette flexion des genoux empêchait le centre de gravité d'être projeté à l'extérieur du polygone de sustentation préservant ainsi la chute du sujet vers l'arrière. De plus, Babinski (1899) a démontré l'absence de synergie posturale chez un sujet présentant une atteinte cérébelleuse. Par la suite, Belenkii et al. (1967) ont proposé, d'après une étude électromyographique, que des activités musculaires anticipées des muscles de la jambe étaient reliées au maintien de l'équilibre suite à un mouvement d'élévation du bras. Ces mêmes résultats ont été confirmés ultérieurement par d'autres études (Bouisset et Zattara, 1981; Cordo et Nashner, 1982; Lee, 1980; Lee et al., 1987). De même, il a été démontré par Bouisset et Zaratta (1987) que ces ajustements étaient régulés tout au long du mouvement exécuté.

Les études, précédemment mentionnées, ont été réalisées chez des sujets exerçant diverses tâches dynamiques avec le membre inférieur ou le membre supérieur en position debout. La présence d'ajustements posturaux associés au mouvement a également été démontrée dans certaines études réalisées en position assise. En effet, des ajustements posturaux associés ont été enregistrés lors d'une tâche dynamique d'élévation et d'abduction du bras (Moore et al., 1992; Palmer et al., 1996). De plus, des ajustements posturaux ont également été observés lors d'efforts isométriques des membres inférieurs et supérieurs (Gauthier et al., 1992; LeBozec et al. 1997; Bertrand et Bourbonnais, 2000). Ces différentes études seront décrites dans les prochaines sections.

1.2 Adaptabilité des ajustements posturaux

La direction

Les ajustements posturaux sont modifiés selon les conditions du mouvement ou de la perturbation et selon les supports (appuis) fournis au sujet. Les ajustements posturaux automatiques s'adaptent à la direction de la perturbation. En effet, il a été démontré qu'une perturbation créée par un déplacement rapide vers l'arrière d'une surface d'appui sur laquelle les sujets se tenaient debout causait une activation des muscles de la loge postérieure des membres inférieurs (Horak et Nashner, 1986; Nashner, 1977), alors que pour un déplacement rapide antérieur, une activation des muscles de la loge antérieure était observée. Les ajustements posturaux associés au mouvement sont aussi adaptés à la direction. Par exemple, Friedli et al. (1984) ont observé de l'activité musculaire anticipée dans les muscles spinaux et les biceps cruraux lors de la flexion des coudes et dans les muscles abdominaux et les quadriceps lors de l'extension des coudes.

L'intensité et le niveau d'effort

Les ajustements posturaux automatiques sont modulés par l'intensité de la perturbation externe. Cette dernière peut se caractériser entre autre par la vitesse et l'accélération. Des ajustements posturaux automatiques plus importants et plus marqués ont été observés lorsque la perturbation externe s'effectuait plus rapidement (Nashner et Cordo, 1981). Ce même phénomène a été observé pour les ajustements posturaux associés lors du

mouvement volontaire d'élévation du bras (Horak et al, 1984; Lee et al., 1987). De surcroît, les ajustements posturaux associés s'adaptent au poids de la masse déplacée. En effet, les ajustements posturaux anticipés lors d'une tâche d'élévation du bras supportant un poids de 1 Kg en comparaison avec ceux associés à la même tâche mais sans poids supplémentaire survenaient plus rapidement (Bouisset et Zattara, 1986; Horak et al., 1984). De plus, certaines études réalisées en condition isométrique ont démontré que les ajustements posturaux associés étaient d'autant plus grands que le niveau d'effort augmentait (LeBozec et al., 1997; Gauthier et al., 1992). En d'autres mots, ces résultats indiquent que l'intensité des stabilisations posturales était directement liée à l'augmentation du niveau d'effort.

Degré de stabilité

Le degré de stabilité de la posture initiale peut également influencer les ajustements posturaux. En effet, Cordo et Nashner (1982) ont observé l'absence de réponse posturale au membre inférieur quand les sujets étaient supportés à l'épaule lors d'une action volontaire de pousser. Friedli et al. (1984) ont noté une diminution de l'activité musculaire du biceps crural lorsque les sujets étaient fixés au mur durant la flexion bilatérale du coude. Les résultats de ces deux études ont révélé une diminution ou une absence de l'activité des muscles posturaux quand le sujet était supporté. De plus, la présence et le type d'appuis externes pouvant être utilisés par les sujets semblent également modifier la localisation des ajustements posturaux. Cordo et Nashner (1982) ont enregistré une diminution de l'activité posturale

des membres inférieurs lorsque les sujets se tenaient à une poignée fixe lors d'une perturbation de l'équilibre debout.

1.3 Les ajustements posturaux associés chez les hémiparétiques

1.3.1 Ajustements posturaux associés lors de mouvements dynamiques

Mouvement bilatéral

L'une des plus importantes études sur la coordination entre la posture et le mouvement lors de tâches bilatérales fut celle de Hugon et al. (1982). Plusieurs recherches ont repris ce protocole chez des sujets ayant diverses atteintes neurologiques dans le but d'identifier les mécanismes neurologiques sous-jacents et responsables de la coordination entre la posture et le mouvement (Dufossé et al., 1985; Forget et Lamarre, 1990; Forget et Lamarre, 1985; Ioffe et al., 1996; Paulignan et al., 1989; Viallet et al., 1992). Le but de l'étude de Hugon et al. (1982) était d'observer les changements musculaires et le déplacement de l'avant-bras postural durant une tâche de délestage passif et actif chez des sujets sains. Brièvement, les sujets étaient assis maintenant l'avant-bras dit postural (« bras inactif ») en position horizontale. Le bras inactif supportait un poids qui, par la suite, était enlevé par l'expérimentateur, ou volontairement par l'autre main du sujet (« bras actif »). Il a été démontré que le bras inactif ne subissait aucun déplacement lorsque le poids était enlevé par le bras actif. Cependant, lorsque ce même

poids était soulevé par l'expérimentateur le bras inactif fléchissait. Ces résultats ont démontré la présence d'ajustements posturaux lors d'une tâche bilatérale.

Le protocole de Hugon et al. (1982) a été repris entre autre par Viallet et al. (1992). Ils ont reproduit la tâche de délestage afin d'étudier la coordination bilatérale des sujets portant une atteinte neurologique de différentes localisations. Leurs résultats ont démontré que, selon l'emplacement de l'atteinte neurologique, les ajustements posturaux anticipés étaient conservés ou altérés. En effet, les sujets présentant une lésion cérébrale avec une section complète du corps calleux conservaient leurs ajustements posturaux anticipés. De plus, la majorité des sujets avec une lésion de l'aire motrice unilatérale enregistrait des ajustements posturaux associés altérés lorsque le bras actif était controlatéral à la lésion. Finalement, les ajustements posturaux associés des sujets présentant une hémiparésie étaient absents lorsque le bras actif était controlatéral à la lésion.

Dans un autre ordre d'idée, certaines études ont été réalisées auprès de sujets sains et hémiparétiques effectuant des mouvements d'atteinte d'une cible en position assise. En effet, Dean et Shepherd (1997) ont réalisé une étude en condition dynamique dont la tâche expérimentale était de prendre un verre positionné à une distance de 140 % de la longueur du bras. Trois différentes positions ont été étudiées soit devant, 45° à gauche et 45° à droite du sujet. Les tâches furent effectuées seulement par le membre supérieur

non parétique. Le temps de mouvement, la distance d'atteinte, les forces verticales enregistrées aux membres inférieurs ainsi que l'activité musculaire étaient les variables mesurées. Les sujets ont été testés avant et après un entraînement spécifique en vue d'améliorer leur performance d'atteinte de la cible. Les résultats ont révélé que les sujets pouvaient prendre plus rapidement un verre positionné à une distance plus éloignée après l'entraînement spécifique. De plus, ils ont observé une plus grande mise en charge et une augmentation de l'activation musculaire au niveau des muscles du membre inférieur parétique lorsque le sujet devait prendre le verre situé à 45° vers le côté parétique. Les observations de Dean et Shepherd (1997) d'une part, suggèrent que des ajustements posturaux sont présents aux membres inférieurs lors d'une tâche d'atteinte d'une cible avec le membre supérieur non parétique. D'autre part les résultats montrent qu'un entraînement spécifique peut améliorer les ajustements posturaux de la jambe parétique. Les résultats de l'étude de Dean et Shepherd (1997) démontrent également que les membres inférieurs contribuent davantage au maintien de l'équilibre lors de mouvements réalisés en position assise. L'étude de Chari et Kirby (1986), réalisée auprès de sujets sains, a montré qu'il était possible d'atteindre des objets placés de plus en plus loin lorsque leurs membres inférieurs étaient appuyés sur le sol. Les résultats de ces études démontrent que les membres inférieurs contribuent davantage au maintien de l'équilibre lors de mouvements réalisés par le membre supérieur en position assise. De plus, la réaction du membre inférieur serait associée à la nature de la tâche réalisée en position assise. Un mouvement d'atteinte

effectué par le bras droit et dirigé vers la droite du sujet entraînerait une augmentation de la force verticale au niveau de la jambe droite. Si le mouvement d'atteinte réalisé par le bras droit était dirigé vers le devant ou vers la gauche du sujet, une augmentation de la force verticale de la jambe gauche serait alors observée (Dean et al., 1999b).

Mouvement unilatéral

La coordination entre la posture et le mouvement unilatéral a également été étudiée par plusieurs auteurs (Horak et al., 1984; Palmer et al. 1996; Viallet et al., 1992). Une étude électromyographique réalisée par Horak et al. (1984) portait sur l'analyse des ajustements posturaux anticipés lors de l'élévation volontaire et rapide du bras soutenant un poids. L'étude a montré des ajustements posturaux anticipés au niveau du tronc et au membre inférieur chez les sujets hémiparétiques. Cependant, l'étude électromyographique a aussi révélé un temps de réaction plus long dans les muscles parétiques sauf lors de la condition d'élévation rapide où l'activité du biceps crural était devancée comparativement à celle des sujets normaux. Plusieurs explications ont été avancées afin de comprendre le retard d'activation des muscles posturaux parétiques. La diminution de l'excitabilité des motoneurones ou le manque de fibres descendantes du côté parétique sont des explications apportées par les auteurs. De plus, il a été proposé que les sujets hémiparétiques ne peuvent exécuter les mouvements aussi rapidement que les sujets sains dus au retard de l'activité posturale des muscles parétiques, celle-ci étant primordiale à la réalisation du mouvement.

L'étude électromyographique de Palmer et al. (1996) a été réalisée chez 10 sujets sains et 5 sujets hémiparétiques. Les sujets étaient assis et devaient exécuter des abductions rapides du bras. Chez les sujets normaux, les résultats ont révélé que des abductions rapides du bras étaient associées à un patron spécifique d'activité électromyographique. Ce patron spécifique se composait de l'activation du deltoïde ipsilatéral, du grand dorsal ipsilatéral et controlatéral au bras réalisant la tâche. Chez les sujets hémiparétiques, ils ont observé des temps de réaction plus longs ainsi qu'une diminution ou une absence de l'activité musculaire du grand dorsal du côté parétique lors de l'exécution de la tâche par le membre non parétique. De plus, le mouvement balistique effectué par le membre parétique était caractérisé par l'augmentation de l'amplitude de l'activité du grand dorsal controlatéral malgré la diminution de l'accélération et de la vitesse du membre parétique. Les sujets hémiparétiques semblent donc démontrer des patrons d'activations différents dans les muscles parétiques.

1.3.2 Ajustements posturaux lors d'efforts isométriques

L'ensemble des études étant réalisé en condition dynamique, il existe peu d'informations sur les ajustements posturaux observés en condition isométrique. LeBozec et al. (1997) ont étudié la réaction posturale au siège et aux membres inférieurs de sujets sains lors d'efforts isométriques de poussée réalisés par les membres supérieurs. Dans cette tâche, les forces présentes aux membres inférieurs et au siège ainsi que le déplacement du centre de

pression créé au siège étaient enregistrés simultanément avec la force déployée à la barre par les membres supérieurs. Suite à l'analyse des résultats, les auteurs concluent que les forces mesurées aux membres inférieurs et au siège ainsi que le déplacement du centre de pression permettaient au sujet de contrecarrer la perturbation de l'équilibre et de la posture induite par le mouvement de poussée en position assise.

La présence de stabilisation posturale lors d'effort isométrique a aussi été observée par Lazarus et al. (1992). Dans cette étude, les auteurs avaient pour but d'examiner les forces controlatérales associées à un effort isométrique de flexion du coude et de vérifier si ces forces pouvaient volontairement être inhibées à la suite d'un entraînement avec biofeedback. En position assise, les sujets devaient exercer des efforts isométriques unilatéraux de flexion du coude à plusieurs niveaux d'efforts. Ils ont observé une tendance à ce que l'effort controlatéral associé à un effort du membre parétique est plus grand que celui associé à un effort du membre non parétique. Suite à l'entraînement, les forces controlatérales associées à un effort du membre parétique restaient élevées. Alors que, les forces controlatérales associées à un effort du membre non parétique étaient diminuées. D'autre part, les auteurs ont noté que les forces controlatérales associées à un effort du côté parétique étaient beaucoup plus élevées à mesure que le niveau d'effort augmentait. Pour expliquer ces résultats, Lazarus et al. (1992) ont suggéré que les forces controlatérales étaient des syncinésies. Cependant, d'un point de vue mécanique, les forces

controlatérales étant opposées aux forces impliquées dans l'effort volontaire, elles pourraient permettre la stabilisation du tronc et de la posture assise. En ce sens, les forces controlatérales observées par Lazarus et al. (1992) pourraient être davantage le résultat des stabilisations posturales associées à l'effort isométrique.

Gauthier et al. (1992) ont également observé la présence de forces controlatérales associées à un effort isométrique. Pour cette étude, les sujets devaient réaliser des efforts d'adduction, d'abduction, de flexion et d'extension de la hanche en position assise. Pour toutes les conditions, des forces controlatérales dans des directions opposées aux efforts isométriques ont été enregistrées. Ces forces controlatérales pourraient servir à neutraliser mécaniquement l'effet des forces générées lors de l'effort volontaire. Les auteurs ont démontré que les sujets hémiparétiques utilisaient des patrons semblables à ceux observés chez les sujets sains. Plus précisément, les sujets hémiparétiques ainsi que les sujets sains génèrent des efforts controlatéraux dans des directions identiques toutefois une asymétrie au niveau de l'amplitude de la force controlatérale était présente chez les sujets hémiparétiques. En effet, ces derniers exerçaient un plus grand moment de force controlatéral du membre non parétique lorsque l'effort volontaire était réalisé par le membre parétique. Par contre, lorsque l'effort est accompli par le membre non parétique le moment de force controlatéral ne semble pas différer de celui observé chez des sujets sains.

Les résultats observés par Gauthier et al. (1992) pour le membre inférieur ont également été notés par Bertrand et Bourbonnais (2000) pour le membre supérieur. L'étude de Bertrand et Bourbonnais (2000) avait pour but de vérifier si l'asymétrie des forces de stabilisation au membre inférieur observée par Gauthier et al. (1992) était présente lors d'efforts unilatéraux effectués par les membres supérieurs. L'étude a été réalisée auprès de 12 sujets sains et de 12 sujets hémiparétiques. Les sujets étaient assis sur un montage et devaient exécuter des efforts isométriques unilatéraux d'abduction avec chaque membre supérieur. Deux conditions d'appui, soit avec ou sans fixation controlatérale, ont été étudiées. Les résultats ont révélé que, chez les sujets hémiparétiques, les forces controlatérales associées à un effort du côté parétique étaient accrues comparativement à celles enregistrées lors d'un effort du côté non parétique. Ces forces controlatérales associées à un effort du côté parétique étaient également plus élevées que celles observées chez les sujets sains. Par contre, les forces controlatérales lors d'un effort du côté non parétique ne différaient pas de celles mesurées chez les sujets sains.

En somme, l'ensemble des études pré-citées suggère que les stratégies de stabilisations posturales ne diffèrent pas chez la personne avec un accident vasculaire cérébral de celles observées chez les sujets sains. Néanmoins, des perturbations des caractéristiques spatiales et temporelles des ajustements posturaux sont observées chez les sujets hémiparétiques.

1.4 Organisation centrale des ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires

De nombreux modèles neurologiques ont été présentés afin d'expliquer et de comprendre les modifications des ajustements posturaux observés chez les sujets hémiparétiques. Viallet et al. (1992) ont élaboré un modèle de mécanisme neurologique entre la coordination, le mouvement et la posture qui semble, jusqu'à présent, être le plus explicite pour des tâches bilatérales. L'étude de Viallet et al. (1992), comme présentée précédemment, consistait en une tâche active de délestage. Selon les auteurs, des influx nerveux seraient envoyés des voies de contrôle du mouvement par l'intermédiaire de voies collatérales à un niveau sous-cortical. Ces influx seraient donc responsables du déclenchement du processus de stabilisation posturale, plus précisément, de l'ajustement postural controlatéral. L'aire motrice et les ganglions de la base contrôleraient l'utilisation et l'action des voies collatérales. Donc, la voie de contrôle du mouvement déclencherait simultanément le réseau responsable de la réponse posturale controlatérale via les voies collatérales soumises à un contrôle de porte et de gain (Massion et al., 1989; Masion et Viallet, 1990; Massion, 1992; Viallet, 1992).

Gauthier et al. (1992) ont également schématisé le contrôle entre la posture et le mouvement en tenant compte de la faiblesse musculaire présente chez l'hémiparétique. Leur modèle a été grandement inspiré par celui présenté par Paulignan et al. (1989). Ils proposent que les commandes

du mouvement et des ajustements posturaux se feraient par des voies parallèles, elles-mêmes liées par des voies collatérales qui incluent un contrôle du gain. Le contrôle du gain, qui a lieu du côté opposé de la lésion, s'adapterait à l'effort du côté parétique alors que celui du côté de la lésion subirait des troubles d'adaptabilité. Ainsi, lorsque les sujets hémiparétiques réalisent la tâche du côté parétique, la commande motrice correspondrait à un effort plus important pour compenser la faiblesse musculaire. Par conséquent, puisque le contrôle du gain ne s'adapte pas à la force musculaire du côté parétique, une force controlatérale plus élevée est générée. Ce modèle fournit donc une explication à l'augmentation de l'intensité de l'ajustement postural controlatéral liée à un effort exercé par le côté parétique retrouvé dans plusieurs études (Bertrand et Bourbonnais, 2000; Palmer et al., 1996; Gauthier et al., 1992; Lazarus et al., 1992).

Les résultats de l'étude de Gauthier et al. (1992) concernaient des tâches unilatérales réalisées par les membres inférieurs. Leurs résultats ont été retrouvés dans l'étude de Bertrand et Bourbonnais (2000) pour des efforts effectués par les membres supérieurs. Aucune étude n'a cependant regardé la coordination entre les membres inférieurs et les membres supérieurs lors d'un mouvement unilatéral réalisé par le membre supérieur.

1.5 But de l'étude

Le but de l'étude était de quantifier et de comparer les stabilisations posturales des sujets sains et des sujets hémiparétiques lors d'efforts isométriques des membres supérieurs. Les forces exercées aux membres inférieurs et à l'assise ont été enregistrées lors d'effort isométrique latéral des membres supérieurs.

1.6 Hypothèses de recherche

Afin de répondre au but de cette recherche deux hypothèses ont été émises. Premièrement, la direction des forces de stabilisation posturale sera modifiée selon la direction de l'effort isométrique et le membre supérieur réalisant la tâche. Deuxièmement, les sujets hémiparétiques vont générer des amplitudes de force de stabilisation différentes lorsqu'ils effectueront la tâche avec leur membre supérieur parétique comparativement au membre non parétique.

1.7 Importance de l'étude

Les résultats de cette étude permettront d'une part, de préciser les mécanismes neurophysiologiques sous-jacents aux stabilisations posturales et d'autre part, d'évaluer les perturbations dans les stabilisations posturales des personnes hémiparétiques. Si ces stabilisations posturales diffèrent entre les sujets hémiparétiques et les sujets sains, il sera intéressant d'évaluer les

possibilités de rééduquer la coordination bilatérale chez cette clientèle. Cette rééducation du maintien de la posture est primordiale puisqu'elle est un préalable à la rééducation des activités de la vie quotidienne.

CHAPITRE 2**ARTICLE**

Effect of isometric efforts of the upper extremity in a sitting position on postural stabilisation in persons with a cerebrovascular accident

**Effect of isometric efforts of the upper extremity in a sitting position on
postural stabilisation in persons with a cerebrovascular accident**

Binta Diallo, B.Sc.¹⁻²

Daniel Bourbonnais, Ph.D., O.T.¹⁻²

Martine Bertrand M.Sc., O.T.¹⁻²

- 1. Research Centre, Montreal Rehabilitation Institute**
- 2. School of Rehabilitation, Faculty of Medicine, University of Montreal**

Corresponding address and reprint requests to:

**Daniel Bourbonnais, Ph.D., O.T., Research Centre,
Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal-
métropolitain; site: Montreal Rehabilitation Institute
6300 Avenue Darlington,
Montréal, Québec, Canada, H3S 2J4.
Telephone number: (514) 340 2078
Fax: (514) 340-2154
e-mail address: bourbond@readap.umontreal.ca.**

Running head: Postural adjustment in hemiparesis

Summary

The trunk and lower extremities contribute to postural stabilization during isometric effort of the upper extremity in a seated position. However, the performance of individuals with hemiparesis has not been characterized. The purpose of this study was to characterize the postural stabilization strategies used by healthy subjects and subjects with hemiparesis during upper extremity isometric effort while sitting. Using a convenient sample, forces at the lower extremities and seat were measured and compared between healthy subjects ($n=10$) and subjects with hemiparesis ($n=11$). Participants pushed and pulled a handle unilaterally, using successively one of the upper extremities. In order to characterize postural stabilization, forces at the seat and feet were measured during these efforts. The postural stabilization strategies used were similar for both healthy subjects and subjects with hemiparesis for both tasks tested. However, the magnitude of forces exerted by subjects with hemiparesis during the pulling task using the paretic upper extremity was different from that when the non paretic upper extremity was used and from that in healthy subjects. Specifically, the vertical force of the non paretic lower extremity was increased while the vertical force, moment of force and lateral displacement of the center of pressure at the seat, were reduced. These results suggest that the postural stabilization provided by the non paretic lower extremity is impaired in persons with hemiparesis when isometric effort is exerted in the paretic upper extremity.

Keywords: postural stabilisation; stroke; isometric effort; sitting

Introduction

Considering the importance of balance in the seated position in clinical populations, recent studies have characterized the postural adjustments of healthy people engaged in reaching or pointing tasks while seated (LeBozec *et al.*, 1997). A biomechanical study indicated that significant moments of force are generated at the trunk and lower extremity joints during displacement of weights using the upper extremity shifting in a sitting position, suggesting that the lower extremities contribute to stabilizing the trunk and pelvis (Son *et al.*, 1998). This interpretation was corroborated by a behavioral study indicating that healthy persons reach further when their feet are in contact with the ground than when they are not (Charvi *and* Kirby, 1986). In addition, the extent of thigh support on the chair modifies the magnitude of the load borne through the feet during a pointing task (Lino *and* Bouisset, 1994; Goutal *et al.*, 1994; Lino, 1995). More recently, it was shown that the direction and distance of the arm movement in a seated subject influence the activation of trunk muscles (Tyler *and* Hasan, 1995; Moore *et al.*, 1992; Dean *et al.*, 1999a). When reaching with the right arm, the ground reaction force increases in the right foot during ipsilateral reach but in the left foot during reach across the midline (Dean *et al.*, 1999b). Therefore, evidence suggests that postural adjustments during reaching or pointing tasks while sitting are achieved primarily by modulation of the trunk and lower-extremity muscles (Dean *et al.*, 1999a; Dean *and* Sherpherd, 1997). Since the upper- and lower-extremity muscles, which are involved in postural adjustments during a

pointing task in seated subjects, are influenced differently by the initial body position (Dean *et al.*, 1999a; Dean and Sherpherd, 1997), it has been proposed that postural adjustments in sitting should be defined at two levels. The basic postural response first determines the muscles that will be activated according to the direction and condition of movement. This basic response is then refined by regulating the number of muscles activated as well as the respective timing and level of activation of these muscles. Interestingly, people who have suffered a stroke show postural impairments in these reaching tasks (van der Fits *et al.*, 1998). Moreover, it has been shown that after these patients had had repetitive training aimed at improving their sitting balance they were able to reach further and faster, and to increase the load taken through the paretic foot when required by the task (van der Fits *et al.*, 1998).

Kinetic changes at the seat and lower extremities also occur during isometric efforts of the upper extremities in a seated subject (LeBozec *et al.*, 1997; LeBozec *et al.*, 1999). Proportional increases of the antero-posterior reaction force and posterior displacement of the center of pressure of the seat were observed while seated subjects increased their two-handed isometric push on a bar. This suggests that active postural adjustments occur during isometric effort. In addition, the maximal force attained by the subject as well as the maximal antero-posterior reaction force and displacement of the center of pressure increased concurrently as the area of support at the seat was reduced (LeBozec *et al.*, 1997).

Similar to this coordination of posture and movement involving upper and lower extremities during dynamic movements or isometric efforts, coordination between homonymous extremities is required to execute bilateral tasks in a sitting position. In healthy subjects, when the ipsilateral upper extremity unloads a weight supported by the contralateral upper arm, the muscular activity of the postural arm is decreased before the load is removed, thereby minimizing flexion of this arm at the elbow (Hugon *et al.*, 1982; Dufossé *et al.*, 1985). However, marked flexion of the postural forearm is observed when the experimenter removes the same weight. A feedforward control mechanism in which the postural adjustment depends on collaterals from the movement control pathway acting on postural networks was proposed to account for these results (Dufossé *et al.*, 1988; Massion, 1992). Using the same task, it was shown that postural stabilization of the paretic limb of stroke subjects was absent during unloading by the non paretic limb (Viallet *et al.*, 1992). Palmer *et al.* (1996) also observed a difference in the amplitude of contralateral postural responses depending on the arm performing an abduction task in subjects with hemiparesis. In healthy subjects, an electromyography activity in the contralateral latissimus dorsi accompanied activity of the ipsilateral deltoid during abduction of the arm (Palmer *et al.*, 1996). However, when subjects with hemiparesis performed the task with their non paretic arm, the contralateral activity of the latissimus dorsi was smaller than in normal subjects. When subjects with hemiparesis engaged in ballistic movement with the paretic arm, the activity of the ipsilateral deltoid was smaller but the burst of activity in the contralateral

latissimus dorsi was proportionately larger. These results suggest an asymmetry in contralateral postural stabilization, depending on which extremity performed the task, in subjects with hemiparesis.

Gauthier *et al.* (1992) characterized forces in the contralateral lower extremity generated in healthy subjects and subjects with hemiparesis performing unilateral isometric tasks in the lower extremities in a seated position (Gauthier *et al.*, 1992). Changes in the direction of the isometric forces exerted (flexion, extension, abduction, adduction) modified the direction of the contralateral isometric force, suggesting that these forces are generated to oppose the displacement of the pelvis induced by the voluntary effort. Although subjects with hemiparesis generally used the same strategy as healthy subjects, the amplitude of the contralateral force varied according to which side was involved in the task. It was shown that the amplitude of the contralateral force was larger when the paretic side performed the effort as compared to the non paretic side of subjects with hemiparesis and the left and right side of healthy subjects (Gauthier *et al.*, 1992). Similarly, the amplitude of contralateral responses associated with isometric activation of elbow flexors on the paretic side tends to be larger than that of responses observed during isometric flexion of the non paretic elbow in subjects with hemiparesis resulting from a traumatic brain injury (Lazarus, 1992). Recently, similar results were obtained during isometric efforts involving adduction and abduction of one upper extremity (Bertrand *and* Bourbonnais, 2000). Again, the magnitude of the contralateral limb stabilization force associated with an isometric effort by the paretic limb was greater than those associated with an

effort made by the non paretic limb or those associated with a left- or right-side effort in healthy subjects. These results suggest that coordination between posture and movement in a task requiring activation of the trunk and homogenous limbs is impaired in persons having sustained a cerebrovascular accident.

The literature does not mention whether multi-segmental stabilization would be similar in subjects with hemiparesis and healthy subjects performing a static effort using the upper extremity in a sitting position. A hypothesis has been made that the direction of the postural stabilization force would vary according to the direction of the isometric effort and the side of the upper extremity implicated in the task. It was also hypothesized that subjects with hemiparesis would generate different amplitudes of force when performing the task using their paretic limb compared to their non paretic limb. The aim of the present study was to evaluate the kinetic changes observed at the seat and feet during isometric efforts of each of the upper extremities exerted in two directions in healthy subjects and subjects with hemiparesis.

Material and methods

Population characteristics

Eleven subjects with hemiparesis (nine men and two women) were recruited at the Institut de réadaptation de Montréal to participate in this study along with ten subjects (seven men and three women) without a neurological disorder. The subjects with hemiparesis (1) had completed their rehabilitation program, (2) had paresis of the upper extremity resulting from a first unilateral

cerebrovascular accident dating back at least six months prior to recruitment, (3) had recovered the use of the upper extremity at stage 3, 4, 5 or 6 of the Chedoke-McMaster Stroke Assessment (Gowland *et al.*, 1993) and (4) showed good endurance in the sitting position. Subjects were excluded if they had (1) unilateral visual neglect as evaluated with Bell's test (Vanier *et al.*, 1990), (2) severe comprehension deficit and (3) pain in the upper extremity or in the back as reported by a pain intensity of at least 2 cm on a 10-cm visual analog scale. The mean age of the healthy subjects was 56.2 ± 9.4 years and of subjects with hemiparesis, 57.7 ± 6.8 years. An independent t-test revealed no difference in age between the two groups ($t=0.324$, $P=0.748$). In addition, the proportion of gender in each group was not different ($t=0.040$, $P=0.635$).

The ethics committee of the institution approved the experimental protocol and each subject gave his or her informed consent before the experiment. Each participant having sustained a cerebrovascular accident was clinically evaluated prior to the experiment. A summary of the clinical characteristics of these subjects appears in Table 1. Global motor performance was evaluated using the Fugl-Meyer assessment (Dutil *et al.*, 1989; Fulg-Meyer *et al.*, 1975).

Apparatus and data processing

Subjects were seated on a force plate (OR6-5, AMTITM)^a with their lower feet placed on two individual plates mounted on force transducers. A handle equipped with force transducers was also installed on the apparatus (Figure

1). The handle was situated in front of the subject and the position of the hand was always in the middle of the handle. Each force transducer used strain gauges (Bourbonnais *et al.*, 1993) to measure the orthogonal forces (F_x , F_y , F_z). The signals from the force transducers and force plate were amplified (low-pass filter fixed at 10 Hz) and sampled using an analog-to-digital conversion card (DASH 20 Metabyte) at a frequency of 100 Hz and stored on the hard disk of a computer. At the beginning of each session, the baseline voltage was recorded without the subject seated on the apparatus and these values were subtracted from subsequent measurements before the analysis.

The subjects' sitting position in the test apparatus was standardized. The height of the chair was fixed at 100% of the height of the lower leg (distance between the center of rotation of the knee joint to the ground in a seated position). The depth of the force plate form in contact with the thigh ended distally at 4 cm from popliteal fossa (Aissaoui *et al.*, 2000). The coordinates of the center of pressure on the seat were determined from the force plate measurements but the coordinates of the global center of pressure were not estimated since the moments of force at the feet were not measured.

Protocol

At the beginning of the experiment, the subjects were asked to grasp the handle with one hand and exert maximal isometric force (MIF) by successively pulling and pushing against the handle in the horizontal axis (y-

axis). Pulling the handle away from midline corresponds grossly to shoulder abduction and external rotation while pushing the handle toward midline requires shoulder adduction and internal rotation (Figure 1). The subjects were not provided with feedback regarding the amplitude of the force exerted. Two MIF measurements were obtained and averaged for each upper extremity (side factor) during the pulling and pushing conditions (task factor) for each group (group factor). Rest periods were provided: one minute between each MIF repetition and five minutes at the end of the MIF measurements.

After completing the MIF, the subjects were asked to exert progressively greater sub-maximal forces against the handle in the horizontal axis (y-axis). The first condition was pulling, the second, pushing. For each condition, the effort was repeated three times and readings were collected for each repetition. A priori, it was decided that only the second trial would be included in the analysis. For all conditions, the efforts were made using the right/paretic upper extremity first and then using the left/non paretic upper extremity.

In order to obtain the increasing forces, a ramp template and cursor were displayed on a monitor facing the subject. The amplitude of the ramp template was scaled to 75% of the mean MIF and its duration was scaled to 10 s. The slope of the ramp was both preceded and followed by a plateau lasting 1 s. During each trial, the subject had to follow the ramp template, guided by the cursor which was vertically displaced in proportion to the force

exerted at the handle and horizontally displaced over time. The subjects were instructed to follow the ramp until the end of the trial.

Statistical analysis

In order to compare the maximal isometric forces exerted on the handle in the horizontal axis (y-axis) a three-way analysis of variance (ANOVA) with repeated measures was done. This analysis was performed using two “task” factors (pulling and pushing) and two “side” factors (right and left, the left side corresponding to the non paretic side for the subjects with hemiparesis) as within factors and a “group” factor (healthy subjects and subjects with hemiparesis) as the between factor.

Owing to the weakness of the paretic side and the duration of the ramp, the subjects with hemiparesis were not all able to complete the ramp fixed at 75% of the MIF. Therefore, all forces and moments of force at the seat and at the feet were measured when the isometric force exerted at the handle reached 60% of the MIF for each subject. These increases or decreases in force values from the baseline values exerted at the feet and seat were calculated for each repetition and taken into consideration in the statistical analysis. A one-sample Student t-test was conducted to verify that the sum of the force values in each axis was not different from zero. A one-sample Student t-test was also performed on each force value in the x-, y- and z-axes in order to identify which force values significantly differ from zero.

In order to compare the horizontal forces across the sides performing the task, all horizontal forces in subjects performing the task using their left/

non paretic sides were inverted in sign. In addition, the forces recorded in subjects with a left hemiparesis ($n=3$) were rearranged so that all subjects with hemiparesis could be compared when exerting the effort with their paretic and non paretic upper extremity. The forces at the foot were analyzed according to whether they were obtained from the ipsilateral side or the side contralateral to the upper extremity performing the effort. Finally, since the MIFs differ among subjects, the values of the forces at the seat and at the feet in each axis at 60% of the MIF were normalized by dividing these values by the value of the horizontal force at the handle (y-axis).

The normalized forces were analyzed separately for each task (pulling and pushing) using a two-way ANOVA with repeated measures. The within factor was the side performing the task (right and left; paretic and non paretic) while the between factor was the group of subjects (healthy subjects and subjects with hemiparesis). All significant interactions were investigated by fixing each factor and performing paired and independent t-tests. For all analyses described, alpha values were fixed at 0.05. Analyses were performed using SPSS/WINDOWS version 6.1.

Results

Maximal isometric forces

The statistical analysis of the MIFs showed no especially strong interaction involving the task factor (task*side*group; $F=0.005$, $P=0.944$, task*side; $F=2.491$, $P=0.131$ and task*group; $F=1.611$, $P=0.220$) and no main effect on the task factor ($F=0.002$, $P=0.965$). Therefore, the maximal efforts in both

tasks were averaged and a two-way ANOVA with repeated measures was performed. This analysis revealed considerable interaction between the side*group factors ($F=4.327$, $P=0.050$) which results from a significant difference in maximal efforts between the paretic and non paretic side of subjects who had suffered a cerebrovascular accident ($t= -5.742$, $P=0.006$). No significant differences in the maximal efforts between the right and left sides were observed in healthy subjects ($t=-0.760$, $P=0.466$). Moreover, the maximal efforts of the paretic side differed substantially from the maximal efforts of the right arm of the healthy subjects ($t=2.111$, $P=0.048$). In contrast, the maximal efforts of the non paretic side were not much different from those obtained on the left side of healthy subjects ($t=0.781$, $P=0.440$). In sum, these results indicate that the MIFs exerted by the paretic upper extremity were smaller than those exerted by the non paretic upper extremity and by the right and left upper extremity of healthy subjects.

Forces exerted during the static pulling and pushing tasks

The forces measured in a healthy subject performing a pulling task using the left side are illustrated in Figure 2. The forces at the handle, the seat and each foot are shown for each axis. As a positive force is exerted in the y-axis at the handle, negative forces are observed at the feet and at the seat. Concurrently, an increased force in the z-axis is observed in the controlateral foot (right foot) while the vertical force is decreased in the ipsilateral foot (left foot). The forces in the x-axes are smaller than those observed in the other axes. As expected in a quasi-static condition, the statistical analysis revealed

that for both pulling and pushing the sum of forces among subjects for each direction (x, y and z-axis) did not differ from zero.

The mean forces for both groups of subjects and for both pulling and pushing task are summarized in Tables 2 and 3 respectively. These forces in each axis were quantified while the effort in the horizontal plane at the handle reached 60% of MIF for each subject. In pushing, it was observed that the forces in the x-axis were smaller than those in the y- and z-axes. During pulling, the forces in the x-axis were more marked, suggesting that the subjects tended to pull the handle towards them. However, statistical analysis revealed that the force in the x-axes at the handle, seat and feet were not significantly different from zero, as evaluated in both healthy subjects and subjects with hemiparesis. In contrast, several forces in the y- and z-axes did differ quite considerably from zero. Consequently, only the forces in the frontal plane (y- and z-axes) were further analyzed.

Normalized forces in the pulling condition

The directions of the normalized forces exerted by both groups of subjects while pulling the handle were similar (Figure 3). In the y-axis, the direction of the force at the seat and at the feet was always opposite to the force generated at the handle. On the other hand, the forces in the z-axis were increased in the lower extremity contralateral to the upper extremity performing the effort and decreased in the ipsilateral lower extremity. In addition, these stabilization patterns were similar whether the right or the left

side in healthy subjects or the paretic or non paretic extremity in subjects with hemiparesis was involved in the tasks.

Table 4 present the results of the statistical analysis of the vertical and horizontal forces, moment of force and displacement of the center of pressure. The ANOVAs revealed some strong interactions between the Side and Group factors for the normalized forces measured in the seat (F_z) and controlateral lower extremity in the z-axis and at the controlateral and ipsilateral lower extremities in the y-axis. Contrast analyses indicated that the vertical force at the seat and at the controlateral lower extremity were significantly different when subjects with hemiparesis are performing the pulling task with their paretic as compared to their non paretic upper extremity. In contrast, in healthy subject, whether they perform the task using their right or left upper extremity, these normalized forces were similar. In addition, the analyses revealed that the vertical forces generated at the seat and at the controlateral lower extremity are different when subjects with hemiparesis exerted their effort using their paretic upper extremity as compared to healthy subjects using their right upper extremity. However, these forces are similar when subjects with hemiparesis exert the effort using their non paretic upper extremity as compared to healthy subjects using their left upper extremity. In sum, these results indicate that subjects with hemiparesis increase the loading on their seat during the pulling task involving their paretic upper extremity. Similarly, contrast analyses indicate that the horizontal force in the controlateral lower extremity tends to be larger when subjects with hemiparesis exert their pulling effort using their paretic

upper extremity as compared to their non paretic upper extremity or the left side of healthy subjects.

A strong interaction between the side and group factors was also obtained for the normalized forces exerted in the y-axis at the ipsilateral foot to the upper extremity performing the effort. The horizontal force exerted on the ipsilateral foot increased markedly when healthy subjects performed the pulling task on the right side as opposed to the left side. However, the horizontal normalized force is higher when the subjects with hemiparesis performed tasks using their non paretic upper extremity as opposed to their paretic upper extremity. The normalized forces were close to reaching the significant level when comparing healthy subjects performing tasks with the right side to subjects with hemiparesis using their paretic upper extremity to perform the same tasks. The magnitude of these horizontal normalized forces were markedly different between healthy subjects performing tasks on the left side and subjects with hemiparesis performing the effort using their non paretic upper extremity.

Normalized forces in the pushing condition

The directions of forces produced at the seat and feet were similar for both groups of subjects during pushing (Figure 4). In the y-axis, the direction of the force at the seat and at the feet was always opposite to that of the force generated at the handle. However, the forces in the z-axis were lower in the lower extremity contralateral to the upper extremity performing the task and higher in the ipsilateral lower extremity. Furthermore, these stabilization

patterns were similar whether the right or the left side in healthy subjects or the paretic or non paretic extremity in subjects with hemiparesis performed these efforts.

Table 5 shows the results of the statistical analysis performed on vertical and horizontal forces, moment of force and displacement of the center of pressure. A strong interaction between factors Side and Group was observed for the forces exerted in the z-axis at the handle. This interaction resulted from lower forces when healthy subjects exerted their effort on the right side as compared to their left side while no great difference was observed for the vertical forces produced at the handle by subjects with hemiparesis performing their pushing efforts using their paretic or non paretic upper extremity.

A second strong interaction was observed for the horizontal force (y-axis) exerted by the lower extremity contralateral to the upper extremity exerting the pushing effort. This interaction resulted from lower forces on the paretic lower extremity of subjects with hemiparesis as compared to the forces produced when the left upper extremity of healthy subjects is performing the pushing effort. This indicates that subjects with hemiparesis lifted their contralateral lower extremity more than healthy subjects in these specific conditions. Finally, an obvious main effect (side factor) was observed on the horizontal force exerted on the ipsilateral lower extremity.

Moments of forces and coordinates of the center of pressure during pulling and pushing

The signs of the moment of force in the x-axis on the left side and on the non paretic side were inverted in order to compare both sides. The statistical analysis revealed an interaction between the side and group factors for the moment generated at the seat in the x-axis (M_x). Subjects with hemiparesis generated less moment in the x-axis when they performed the pulling task with the paretic upper extremity rather than the non paretic upper extremity. In contrast, healthy subjects generated similar moments of force whether the effort was on the left or the right side. Moreover, the moments of force of the subjects with hemiparesis executing the effort with the paretic side are much smaller than those obtained in healthy subjects pulling with the right side. In contrast, the moment of force generated when the subjects with hemiparesis performed their effort using their non paretic side did not differ from that obtained in healthy subjects performing the effort on the left side. A similar analysis of variance revealed no outstanding interactions or main effects in the pushing condition.

The coordinates of the center of pressure were calculated during the pulling and pushing tasks. Statistical analysis revealed neither a marked main effect nor any interaction in the displacement of the coordinates of the center of pressure in the x-axis. In the y-axis, the signs of the coordinates were inverted in order to compare sides. The displacement of the coordinates of the center of pressure in the y-axis showed a strong interaction between the side and group factors in the pulling task. The coordinates of the center of

pressure tended to be different in subjects with hemiparesis performing tasks with their paretic upper extremity as compared to the non paretic upper extremity. In contrast, the coordinates of the center of pressure were not very different whether the healthy subjects performed tasks using their right or left upper extremity. The coordinates were different, however, when comparing healthy subjects performing a task with their right side to subjects with hemiparesis performing the task on the paretic side. In contrast, no difference in the coordinates was observed between healthy subjects performing tasks on the left side and subjects with hemiparesis performing tasks on the non paretic side. No significant main effect or interaction were observed for the center of pressure in the pushing task.

Discussion

Stabilization patterns during pulling and pushing on the handle

The results of this study indicate that the changes of forces while pulling or pushing a handle were generated primarily in the frontal plane and involved changes in the amplitudes of the z-axis and y-axis forces at the feet and seat and the moment of force at the seat (x-axis). In order to exert an effort on the handle, subjects had to stabilize their trunk, pelvis and leg. The force generated in the horizontal axis at the level of the handle caused a translation of the body. This translation was directed to the left while the subject pulled the handle with the right upper extremity or pushed with the left. Conversely, the translation of force was oriented to the right while pulling with the left upper extremity or pushing with the right. Body stabilization was provided by

horizontal forces produced in the opposite direction at the feet and seat in the horizontal axis.

In addition to this translation, the horizontal force at the handle produced a rotation of the body. The rotation could not be counterbalanced by the horizontal forces at the feet or seat since these forces tended to rotate the trunk and pelvis in the same direction as the horizontal force at the handle. In both healthy subjects and subjects with hemiparesis, the vertical force changes generated at each foot provided a moment of force in the direction opposite to that produced by the horizontal force at the handle. Therefore, vertical force increased in the controlateral lower extremity and decreased in the ipsilateral lower extremity while pulling the handle. Conversely, the change of force increased in the ipsilateral lower extremity and decreased in the controlateral lower extremity while pushing the handle.

In all tasks, the moment of force generated at the seat was in the direction opposite to the moment of force produced by the horizontal force at the handle. This observation indicated that the center of pressure at the seat was displaced on the side controlateral to the upper extremity performing the pulling and on the side ipsilateral to the upper extremity during pushing. Although negative or positive changes in the vertical force at the seat were observed, a resulting positive vertical force was always present on the force-plate due to the subjects' weight. In summary, it appeared that horizontal forces produced at the seat and feet were intended to prevent translation while changes in vertical forces at the seat and feet were intended to

equilibrate the rotation of the body induced by the voluntary effort at the handle.

The importance of postural stabilization provided by the trunk and feet during dynamic movement of the upper arm has been demonstrated in previous studies (Son *et al.*, 1998; Lino *and* Bouisset, 1994; Goutal *et al.*, 1994; Lino, 1995; Tyler *and* Hasan, 1995; Moore *et al.*, 1992; Dean *et al.*, 1999a; Dean *et al.*, 1999b; Dean *and* Shepherd, 1997). The results of the present study confirm that the trunk and feet actively contribute to postural stabilization during isometric effort of the upper extremities (LeBozec *et al.*, 1997; LeBozec *et al.*, 1999). They also demonstrate that the direction of the forces at the seat and feet differ according to the direction of effort by the upper extremities, as shown in the dynamic tasks (Lino, 1995; Tyler *and* Hasan, 1995; Dean *et al.*, 1999a; Dean *and* Sheperd, 1997). Moreover, the direction of these forces is modified according to which upper extremity is involved in the task.

Differences in postural stabilization in healthy subjects and subjects with hemiparesis

In healthy subjects, the amplitudes of the forces generated in the feet and the seat during pulling were similar whether the task was performed on the right or left side. In contrast, in subjects with hemiparesis, the amplitude of the vertical force produced at the controlateral lower extremity differed according to whether the non paretic or paretic upper extremity was used in the pulling task. Specifically, while pulling with the paretic upper extremity, subjects with

hemiparesis generated greater vertical forces at the controlateral lower extremity; these forces were proportional to the horizontal force exerted at the handle. Concurrently, the amplitude of vertical forces at the seat increased in the opposite direction, indicating that subjects with hemiparesis reduced the load on the seat while increasing the load on the controlateral leg. These results indicate that, although the postural strategy used by both groups of subjects was similar, the force amplitude differed when subjects with hemiparesis performed the pulling task with the paretic extremity.

Similar differences in force amplitudes have been previously documented for subjects with hemiparesis exerting isometric effort at the lower extremity (Gauthier *et al.*, 1992; Lazarus, 1992) and at the upper extremity (Bertrand *and* Bourbonnais, 2000). In these studies, increased forces were generated by the controlateral non paretic upper or lower extremities during isometric voluntary effort of the homonymous paretic extremity. The results of the present study indicate that this asymmetrical postural stabilization is also present in a task involving effort in the paretic upper extremity accompanied by postural adjustment in the controlateral lower extremity.

In order to compensate for the increased loading of the controlateral lower extremity, subjects with hemiparesis unloaded the vertical force at the seat when pulling with the paretic extremity. This was more marked when the handle was pulled using the paretic as opposed to the non paretic upper extremity. This reduction in the vertical force at the seat most likely contributed to the diminished moment of force registered around the x-axis at

the seat, observed specifically when subjects with hemiparesis pulled the handle using the paretic upper extremity. The center of pressure remained closer to midline when pulling with the paretic upper extremity, hence less lateral displacement toward the non paretic side was observed during this task as compared to the displacement observed on the paretic side when pulling with the non paretic upper extremity. This shorter excursion of the center of pressure could have resulted from the difficulty in controlling the trunk in this direction due to weak trunk musculature on the paretic side. In fact, pulling the handle using the paretic extremity rotated the trunk towards the non paretic side and the trunk muscles on the paretic side had to be activated in order for the body to stabilize. Conversely, trunk stabilization relied on non paretic muscles when pulling using the non paretic upper extremity. These mechanisms may explain the similarity between the excursion of the displacement of the center of pressure to the paretic side in subjects with hemiparesis while pulling with the paretic arm and that observed in healthy subjects, despite the smaller horizontal force generated at the handle by subjects with hemiparesis compared to the force used by healthy subjects. It is possible that the vertical force in the lower extremity during static pulling of the paretic arm was increased in an attempt to reduce the activation of the paretic trunk muscles and increase the force exerted on the handle. However, trunk muscles on the paretic side were also activated in order to stabilize the trunk when subjects with hemiparesis performed the pushing task using their paretic upper extremity. An increase in the vertical force at the non paretic lower extremity and a decrease in the excursion of the

center of pressure at the seat while pushing with the non paretic upper extremity were expected but were not observed, indicating that the asymmetry was observed specifically during tasks requiring the paretic arm and the non paretic lower extremity. In order to explain these results, a simple scheme of postural control is proposed here.

Coordination between postural stabilization and isometric effort

In quasi-static conditions, postural stabilization forces need to be generated at the same time as voluntary forces (Lazarus, 1992), which means that the central nervous system must issue the postural command and the voluntary command (for performance of the upper extremity isometric task) concurrently. It has been proposed that postural adjustments in a sitting position are first initiated by basic postural responses which are then refined in terms of timing and level of activation (Dean *and* Sheperd, 1997).

The first task of the nervous system is to determine the strategy used to provide stabilization. In this study, these strategies depended on the direction of the effort (pull or push) and on the side performing the task (right or left). The results suggest that subjects with hemiparesis used basic postural strategies similar to those used by healthy subjects, since similar patterns of force production were observed. The findings also suggest that the strategies used involved an increase in the relative loading or unloading on either the ipsilateral or the controlateral lower extremity, depending on the direction in which the effort was exerted in the upper extremity. This relative loading and unloading at the feet is probably required to limit the body

rotation induced by the horizontal force generated at the handle. However, within a given postural stabilization strategy, the subjects applied a feedforward mechanism in order to adapt the magnitude of their postural adjustments in the lower extremity in proportion to the voluntary effort. From the results of this study, it has been proposed that subjects with hemiparesis demonstrate an adequate basic postural response but that the fine-tuning of this basic postural response is impaired. Although the precise mechanism is not defined for the coordination between posture and movement, a simple model in which the postural adjustment depends on collaterals from the movement control pathway acting on postural networks (Massion, 1992) could be used to explain the present results. In this model, the voluntary command involves a feedforward control system which determines the magnitude of the postural adjustments accompanying the movement or the effort (Figure 6). In healthy subjects, the collateral command issued to the lower extremity to generate the vertical force is scaled to approximately half the voluntary effort at the upper extremity. Increased loading is therefore observed on the ipsilateral or contralateral lower extremity, depending on the task executed and the side on which the effort is exerted. The increased magnitude of postural stabilization during effort in the paretic extremity could then be explained by an increase in the voluntary command needed to activate the paretic muscle. Due to weakness, subjects with hemiparesis probably generated higher motor commands in terms of their relative maximal capability at the paretic upper extremity in order to reach a given force level. It is suggested that the stabilization command of the non paretic extremity is

scaled to this effort with a gain similar to that in healthy subjects, resulting in a higher stabilization force on the non paretic side. In contrast, when the paretic arm performs a pushing effort, the collateral command is now directed to the paretic lower extremity rather than the non paretic lower extremity, as was the case during pulling. Since both paretic extremities are involved in this pushing task, the magnitude of the collateral command is more appropriately adapted to the lower paretic extremity. However, one would expect that stroke subjects whose impairment levels are greater in the upper extremity than in the lower extremity generate higher force levels at the lower extremity than subjects with hemiparesis whose upper and lower extremity impairment levels are comparable. This could not be verified in the present study due to the small sample.

If postural efforts were adjusted in proportion to the voluntary effort exerted, impaired postural stabilization would be expected when subjects with hemiparesis pulled against the handle with the non paretic extremity. One would expect that the force in the contralateral paretic lower extremity would be lower than that observed in healthy subjects. However, this was not the case. These results were similar to those obtained in previous studies examining the bilateral coordination of upper and lower extremities (Gauthier *et al.*, 1992; Bertrand *and* Bourbonnais, 2000). In these studies, the stabilization force in the paretic extremity during efforts performed by the non paretic extremity did not differ from that in healthy subjects. Studies of bilateral coordination have also reported similar asymmetrical responses when subjects with hemiparesis were engaged in activities involving their

paretic side (Palmer *et al.*, 1996; Gauthier *et al.*, 1992). It is proposed that the collateral command is increased to account for the weakness of the paretic lower extremity in order to provide the appropriate stabilization. This feedforward control mechanism would correct the initial inappropriate calibration of the postural response that otherwise would result in a lower amplitude of the vertical force in the paretic lower extremity.

Clinical implications

The results of this study provide support for various treatment techniques developed to improve motor function in stroke subjects. They show, for example, that stabilization patterns used by subjects with hemiparesis are similar to those of healthy subjects. They also suggest that the resistance exercise performed on the non paretic side can be used to promote force production on the paretic side (Sawner *and* Lavigne, 1992). Moreover, the use of exercises implicating the upper and lower extremity in symmetrical and diagonal patterns such as those promoted in the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation technique (PNF) (Voss *et al.*, 1985) is supported by the present findings. The results suggest that therapists should pay attention to the magnitude of force developed during these exercises and promote symmetrical responses whether the subject is performing the exercise on the paretic or the non paretic side. They also indicate that the adequacy of postural responses depends on the direction of movement. For example, appropriate postural responses were observed in subjects with hemiparesis when pushing against the handle whereas inappropriate

responses were observed when they were pulling against the handle. Finally, it is interesting to note that the non paretic lower extremity generates inappropriate postural responses during effort exerted by the paretic upper extremity. This would suggest that more attention should be given to the non paretic side of subjects with hemiparesis within the context of a task.

Lastly, the results emphasize the importance of motor re-education of the trunk in subjects who have suffered a stroke. The lateral excursion of the coordinates of the center of pressure during pulling with the paretic upper extremity tends to be smaller compared to other tasks tested. It is likely that an increase in the excursion of the center of pressure reduces the need for vertical contralateral forces on the non paretic lower extremity. In this sense, it would be interesting to evaluate the efficacy of a treatment promoting the displacement of the center of pressure at the seat and the reduction of the vertical force on the contralateral lower extremity.

Conclusion

In conclusion, this study indicates that postural stabilization is provided by the lower extremities and seat in healthy subjects and in subjects with hemiparesis during static effort generated by the upper extremity while in a sitting position. Major changes of force were recorded in the frontal plane during both isometric tasks (pulling and pushing). A larger vertical force amplitude was registered at the contralateral foot when pulling was performed with the paretic upper extremity. These greater contralateral forces were accompanied by a diminished moment of force recorded at the seat in the x-

axis and a lower displacement of the center of pressure in the lateral direction. These results suggest that coordination between posture and voluntary movement is impaired when the effort exerted by the paretic side requires stabilization provided by the non paretic side. It is suggested that collaterals in the movement control pathways acting on postural mechanisms regulate the amplitude of the vertical force generated at the lower extremity.

References

Aissaoui R, Bourbonnais D, Boucher C, Lacoste M, Dansereau J. Effect of seat cushion on dynamic stability in sitting during a reaching task in spinal-cord injury. Accepted in Arch Phys Med Rehabil 2000.

Bertrand M, Bourbonnais D. Effect of unilateral isometric efforts on postural stabilization in subjects with hemiparesis. Accepted in Arch Phys Med Rehabil 2000.

Bourbonnais D, Duval P, Gravel D, Steele C, Gauthier J, Filiatrault J. *et al.* A static dynamometer measuring multidirectional torques exerted simultaneously at the hip and knee. J Biomech 1993; 26: 277-283.

Chari VR, Kirby RL. Lower-limb influence on sitting balance while reaching forward. Arch Phys Med Rehabil 1986; 67: 730-733.

Dean CM, Shepherd RB. Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke. A randomized controlled trial. Stroke 1997 28: 722-728.

Dean CM, Shepherd R, Adams R. Sitting balance I: trunk-arm coordination of the lower limbs during self-paced reaching in sitting. Gait Posture 1999a; 10: 135-146.

Dean CM, Shepherd RB, Adams R. Sitting balance II: reach direction and thigh support affect the contribution of the lower limbs when reaching beyond arm's length in sitting. *Gait Posture* 1999b; 10: 147-153.

Dufossé M, Hugon M, Massion J, Paulignan Y. Two modes of adaptive change to perturbations of forearm posture. (In *Excerpta Medica*, eds. Posture and Gait: development, adaptation and modulation.) Amsterdam: B Amblard, A Berthoz and F Clarac, 1988: 217-225.

Dufossé M, Hugon M, Massion J, Paulignan Y. Postural forearm changes induced by predictable in time or voluntary triggered unloading in man. *Exp Brain Res* 1985; 60: 330-334.

Dutil E, Arsenault AB, Corriveau H, Prévost R. Protocole d'évaluation de la fonction sensori-motrice: Test de Fulg-Meyer. Montréal: Centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal et de l'École de Réadaptation de l'Université de Montréal, 1989.

Fugl-Meyer A, Jääskö L, Leyman I, Olsson I, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient: a method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med* 1975; 7: 13-31.

Gauthier J, Bourbonnais D, Filiatrault J, Gravel D, Arsenault AB. Characterization of contralateral torques during static hip efforts in healthy subjects and subjects with hemiparesis. *Brain* 1992; 115: 1193-1207.

Goutal L, Lino F, Bouisset S. Modalité de l'appui corporel et vitesse du mouvement de pointage. *Arch Int Physiol Biochim* 1994; 102.

Gowland C, Statford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hollenaar S, *et al.* Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stoke Assessment. *Stroke* 1993; 24: 58-63.

Hugon M, Massion J, Wiesendanger M. Anticipatory postural changes induced by active unloading and comparison with passive unloading in man. *Pflügers Arch* 1982; 393: 292-296.

Lazarus JC. Associated movements in hemiplegia: the effects of force exerted, limb usage and inhibitory training. *Arch Phys Med Rehabil* 1992; 73: 1044-1049.

LeBozec S, Bourbonnais D, Bouisset S. Isometric efforts also fulfil biomechanical rules in the course of fatigue. *Arch Physiol Biochem* 1999; 107: 27.

LeBozec S, Goutal L, Bouisset S. Ajustements posturaux associés au développement de forces isométriques chez le sujet assis. C R Acad Sci III 1997; 320: 715-720.

Lino F. Analyse biomécanique des effets de modification des conditions d'appui sur l'organisation d'une tâche de pointage exécutée en position assise. Unpublished master dissertation, Université de Paris-Sud, Centre d'Orsay, France, 1995.

Lino F, Bouisset S. Is velocity of pointing movement performed in a sitting posture increased by upper body instability? J Biomech 1994; 38: 733.

Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. Progr Neurobiol 1992; 38: 35-56.

Moore S, Brunt D, Nesbitt ML, Juarez T. Investigation of evidence for anticipatory postural adjustment in seated subjects who performed a reaching task. Phys Ther 1992; 72: 335-342.

Palmer E, Downes L, Ashby P. Associated postural adjustments are impaired by a lesion of the cortex. Neurology 1996; 46: 471-475.

Sawner K, LaVigne J. Brunnstrom's movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach (2nd ed.). New York: J.B. Lippincott Company, 1992.

Son K, Miller JAA, Schultz AB. The mechanical role of the trunk and lower extremities in a seated weight-moving task in sagittal plane. *J Biomech Eng* 1998; 110: 97-103.

Tyler AE, Hasan Z. Quantitative discrepancies between trunk muscle activity and dynamic postural requirements at the initiation of reaching movements performed while sitting. *Exp Brain Res* 1995; 107: 87-95.

van der Fits IBM, Klip AWJ, Eykern LA, Hadders-Algra M. Postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults. *Exp Brain Res* 1998; 120: 202-216.

Vanier M, Gauthier L, Lambert J, Pepin EP, Robillard A, Dubouloz, *et al.*
Evaluation of left visuo spatial neglect: norms and discrimination power of two tests. *Neuropsychology* 1990; 4: 87-96.

Viallet F, Massion J, Massarino R, Khalil R. Coordination between posture and movement in a bimanual load lifting task: putative role of a medial frontal region including the supplementary motor area. *Exp Brain Res* 1992; 88: 674-684.

Voss DE, Ionta M, Myers BJ, Knott M. Proprioceptive neuromuscular facilitation : patterns and techniques (3rd ed.). Philadelphia : Harper & Row, 1985.

List of Suppliers

- a. Advanced Mechanical Technology, Inc. 176 Waltham Street, Waltham,
Massachusetts 02172

Acknowledgements

Supported by funding from the Fonds pour la Formation de Chercheurs et l'Aide à la Recherche (FCAR) and the Fonds de la Recherche en Santé du Québec (FRSQ).

Table 1 Characteristics of healthy subjects and subjects with hemiparesis

Group	Paretic side	Gender	Age	Weight (kg)	Height (m)	Motor performance (Fugl-Meyer)	
						Upper extremity /66	Lower extremity /34
H	L	M	60	72,5	1,62	63	30
H	L	M	60	75,0	1,79	29	26
H	L	M	61	67,8	1,61	50	24
H	R	F	39	67,6	1,66	53	28
H	R	M	62	60,3	1,68	63	33
H	R	M	55	93,1	1,61	49	24
H	R	F	55	61,4	1,69	52	27
H	R	M	57	68,6	1,75	31	33
H	R	M	63	80,5	1,85	14	17
H	R	M	62	78,2	1,64	41	27
H	R	M	54	80,0	1,63	47	30
N		M	67	79,2	1,71	-----	-----
N		F	53	59,8	1,72	-----	-----
N		F	58	60,0	1,59	-----	-----
N		M	60	81,5	1,69	-----	-----
N		M	54	77,3	1,80	-----	-----
N		M	59	84,0	1,70	-----	-----
N		F	32	64,5	1,71	-----	-----
N		M	63	83,5	1,74	-----	-----
N		M	60	83,0	1,83	-----	-----
N		M	56	95,0	1,78	-----	-----

Abbreviations: H, subject with hemiparesis; N, healthy subject; L, left; R, right; M, male; F, female.

Table 2 Means and standard deviations of the forces exerted by healthy subjects and subjects with hemiparesis at the handle, the seat, the controlateral lower extremity and ipsilateral lower extremity during the pulling condition

Axis	Group	Pull right/paretic upper extremity			
		Handle	Seat	Controlateral lower extremity (Left/non paretic)	Ipsilateral lower extremity (Right/paretic)
x	N	26.75(22.74)	-22.38(21.72)	-0.17(10.22)	-2.40(3.73)
	H	53.66(51.24)	-37.30(17.14)	-14.49(32.52)	0.53(4.92)
y	N	-75.59(14.03)	39.98(13.56)	15.89(14.17)	14.48(17.98)
	H	-52.85(29.92)	23.82(26.20)	24.53(23.11)	2.52(2.97)
z	N	-8.92(16.00)	4.08(29.65)	39.15(28.73)	-33.91(17.27)
	H	-26.13(40.09)	-26.50(51.14)	67.28(83.27)	-15.11(17.04)
Mx	N		34.74(9.93)		
	H		17.41(15.24)		
Axis	Group	Pull left/non paretic upper extremity			
		Handle	Seat	Controlateral lower extremity (Right/paretic)	Ipsilateral lower extremity (Left/non paretic)
x	N	31.06(22.05)	-29.21(22.24)	2.79(6.63)	-1.76(6.25)
	H	39.19(30.48)	-39.51(24.71)	11.36(15.06)	-8.57(18.32)
y	N	78.05(28.07)	-38.99(18.99)	-25.24(13.81)	-2.37(3.98)
	H	71.52(16.16)	-38.93(14.60)	-14.08(15.73)	-8.44(6.11)
z	N	-15.32(24.29)	7.13(26.56)	43.17(34.17)	-33.32(19.77)
	H	-19.96(29.44)	-2.93(34.31)	46.16(32.93)	-23.68(30.02)
Mx	N		-31.15(11.68)		
	H		-26.03(6.32)		

Abbreviations: H, subject with hemiparesis; N, healthy subject.

Table 3 Mean and standard deviations of the forces exerted by healthy subjects and subjects with hemiparesis at the handle, the seat, the controlateral lower extremity and ipsilateral lower extremity during pushing condition

Axis Group		Push right/paretic upper extremity			
		Handle	Seat	Controlateral lower extremity (Left/Non paretic)	Ipsilateral lower extremity (Right/paretic)
x	N	4.40(29.82)	-4.76(26.37)	-4.03(5.44)	6.44(6.67)
	H	8.94(40.95)	-3.03(34.93)	-3.98(6.87)	1.62(21.62)
y	N	76.86(16.27)	-44.38(17.34)	-4.57(3.80)	-19.69(10.16)
	H	61.22(22.33)	-35.01(24.15)	-7.57(5.95)	-10.32(9.56)
z	N	-34.50(30.64)	34.78(28.38)	-37.92(15.08)	37.83(35.95)
	H	-37.06(28.48)	22.98(44.33)	-24.44(15.67)	39.19(40.23)
Mx	N		-31.40(12.61)		
	H		-25.93(9.70)		
Axis Group		Push left/non paretic upper extremity			
		Handle	Seat	Controlateral lower extremity (Right/paretic)	Ipsilateral lower extremity (Left/Non paretic)
x	N	8.49(36.86)	-6.55(39.98)	-2.19(5.54)	-0.67(13.29)
	H	-10.81(50.41)	11.85(40.02)	1.22(3.57)	-0.57(10.47)
y	N	-75.37(22.63)	38.98(15.46)	4.62(5.16)	26.18(15.30)
	H	-69.31(25.76)	34.74(36.00)	-0.04(2.59)	20.62(17.17)
z	N	-53.24(59.69)	36.05(28.38)	-29.98(50.57)	47.27(50.57)
	H	-36.81(21.15)	29.48(44.72)	-23.68(17.11)	32.50(44.49)
Mx	N		36.90(11.94)		
	H		31.61(16.59)		

Abbreviations: H, subject with hemiparesis; N, healthy subject.

Table 4 Results of ANOVAs for repeated measures and all contrasts for the pulling condition

	Pulling condition							
	Group		Side		Group*Side			
	F	P	F	P	F	P		
Fz Seat	2.268	0.149	6.411	0.020	4.579	0.046		
Fz Controlateral	2.594	0.124	4.112	0.057	4.617	0.045		
Fz Ipsilateral	0.802	0.332	0.680	0.420	0.976	0.336		
Fy Seat	0.028	0.868	0.000	0.982	0.382	0.544		
Fy Controlateral	0.325	0.575	1.232	0.281	7.155	0.015		
Fy Ipsilateral	0.328	0.574	1.028	0.323	12.65	0.002		
Mx	7.469	0.013	0.848	0.369	5.015	0.037		
COPy	4.681	0.043	0.474	0.499	4.503	0.047		
Contrast analysis								
	HNP*HP		NL*NR		NR*HP		NL*HNP	
	T	P	T	P	T	P	T	P
FZ Seat	2.716	0.022	0.437	0.673	-2.107	0.049	-0.418	0.681
FZ Controlateral	-2.276	0.046	0.217	0.833	2.097	0.050	0.283	0.780
Fy Controlateral	-2.201	0.052	1.738	0.116	1.913	0.071	-1.606	0.125
Fy Ipsilateral	2.418	0.004	-2.608	0.028	-2.040	0.056	2.501	0.022
Mx	-2.285	0.045	0.913	0.385	3.051	0.007	1.268	0.200
COPy	-1.871	0.091	0.838	0.424	2.691	0.014	0.686	0.503

Abbreviations: HNP, subject with hemiparesis / non paretic; HP, subject with hemiparesis / paretic; NL , healthy subject / left; NR, healthy subject / right.

Table 5 Results of ANOVAs for repeated measures and all contrasts for the pushing condition

	Pushing condition							
	Group		Side		Group*Side			
	F	P	F	P	F	P		
Fz Seat	0.067	0.799	0.050	0.826	0.012	0.915		
Fz Controlateral	0.844	0.370	1.770	0.199	0.021	0.885		
Fz Ipsilateral	0.000	0.996	0.54	0.818	1.163	0.294		
Fy Seat	0.049	0.827	2.006	0.173	0.061	0.808		
Fy Controlateral	0.006	0.941	6.315	0.021	8.824	0.008		
Fy Ipsilateral	0.547	0.469	6.764	0.018	0.689	0.417		
Mx	2.134	0.160	1.898	0.184	0.362	0.555		
COPy	2.343	0.142	1.039	0.321	0.546	0.469		
	Contrast analysis							
	HNP*HP		NL*NR		NR*HP		NL*HNP	
	T	P	T	P	T	P	T	P
Fy controlateral	-3.483	0.006	0.388	0.707	1.928	0.069	-2.390	0.027

Abbreviations: HNP, subject with hemiparesis / non paretic; HP, subject with hemiparesis / paretic; NL , healthy subject / left; NR, healthy subject / right.

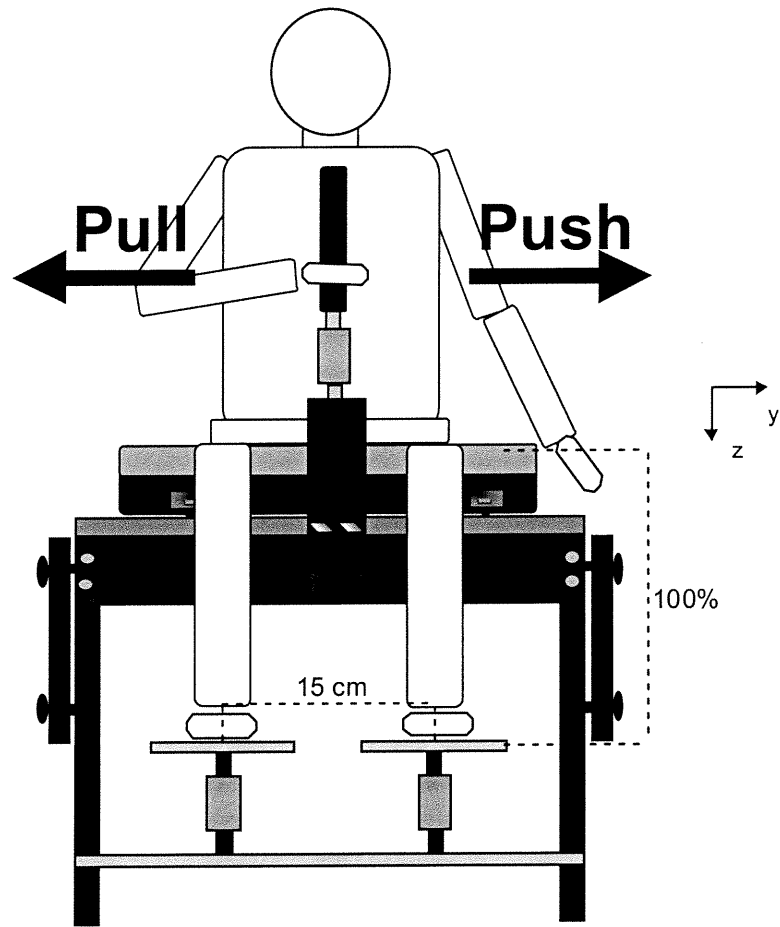


Figure 1

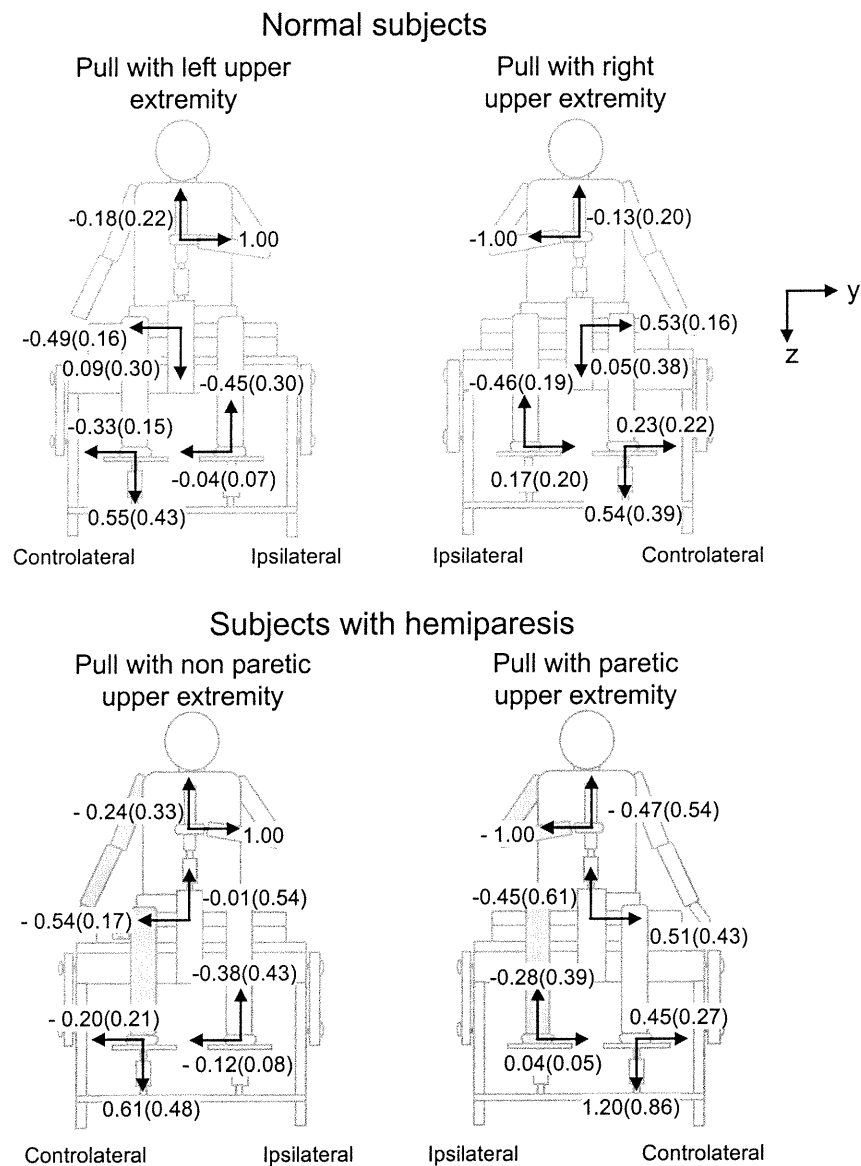


Figure 2

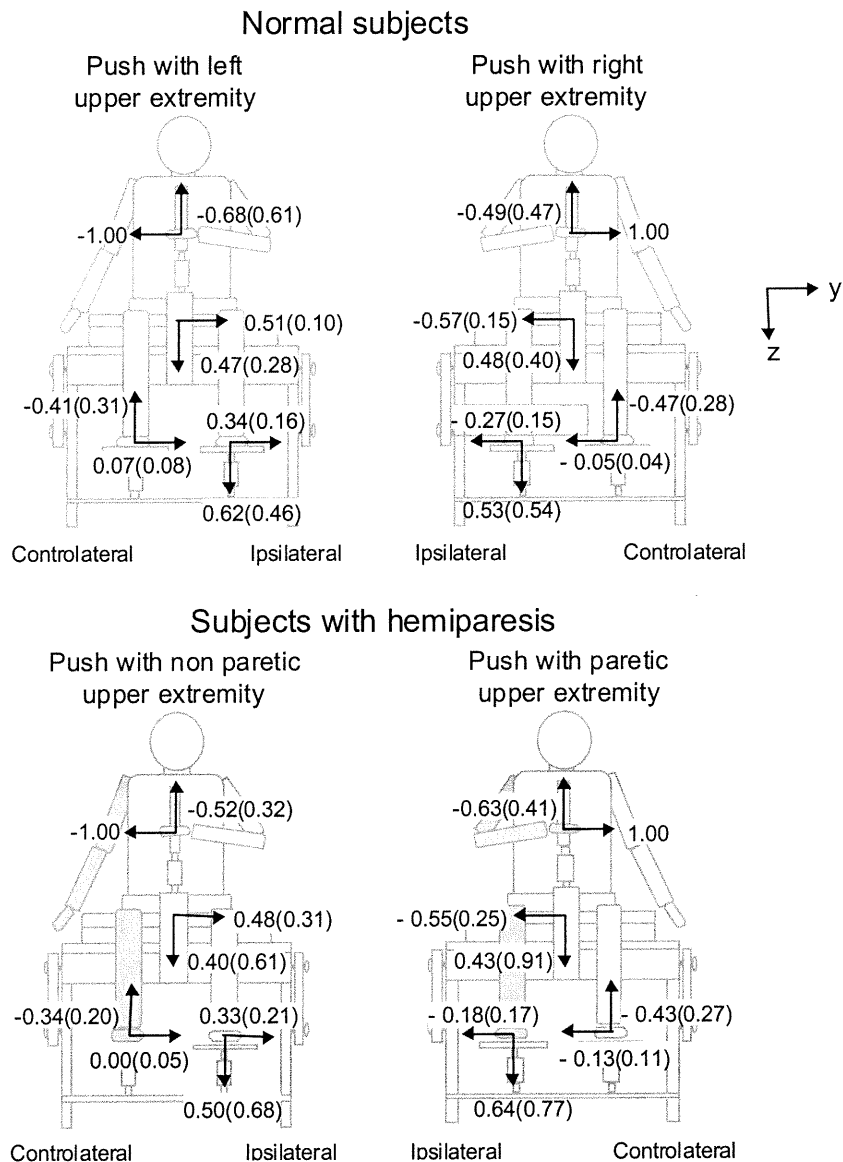


Figure 3

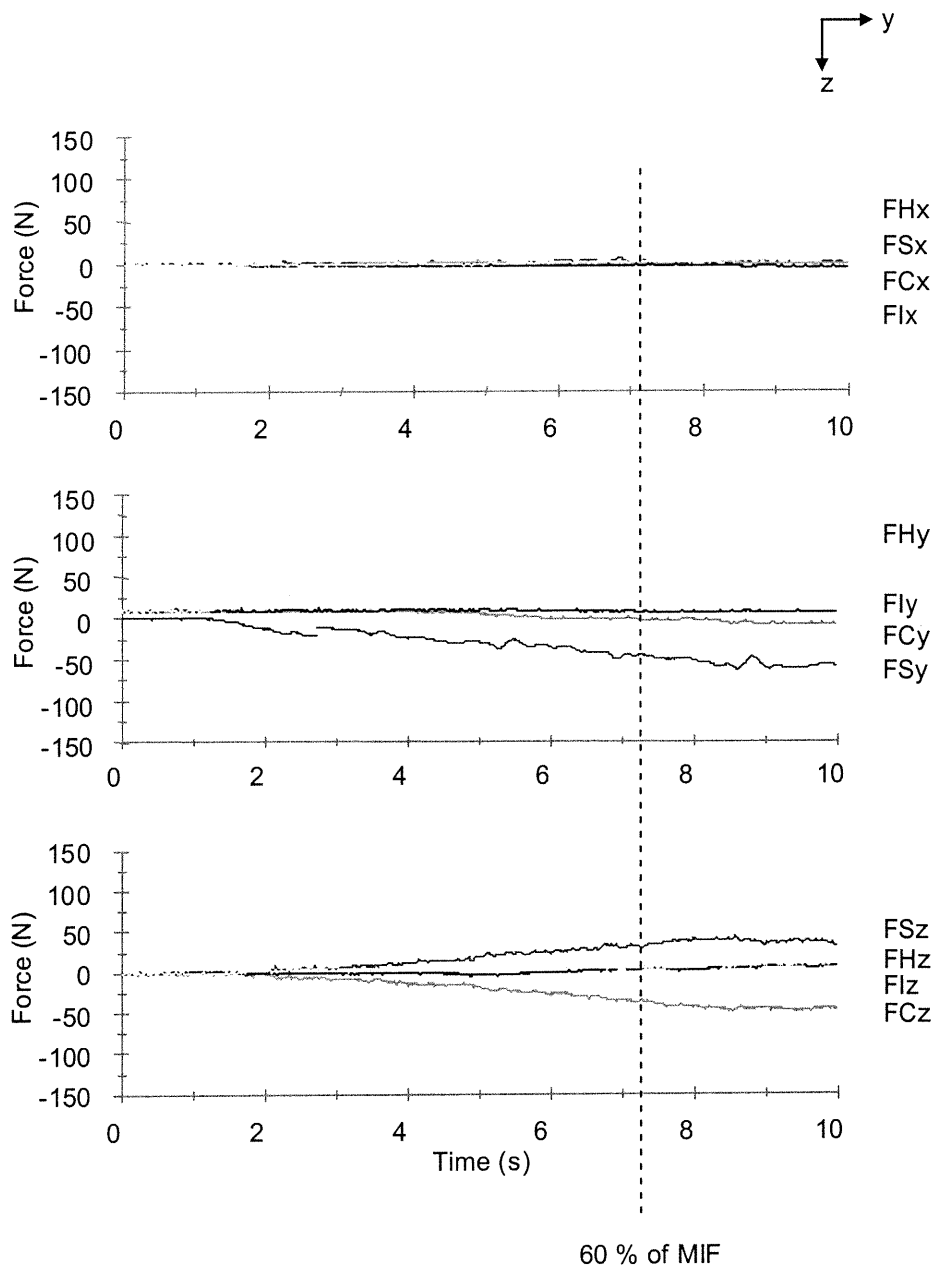


Figure 4

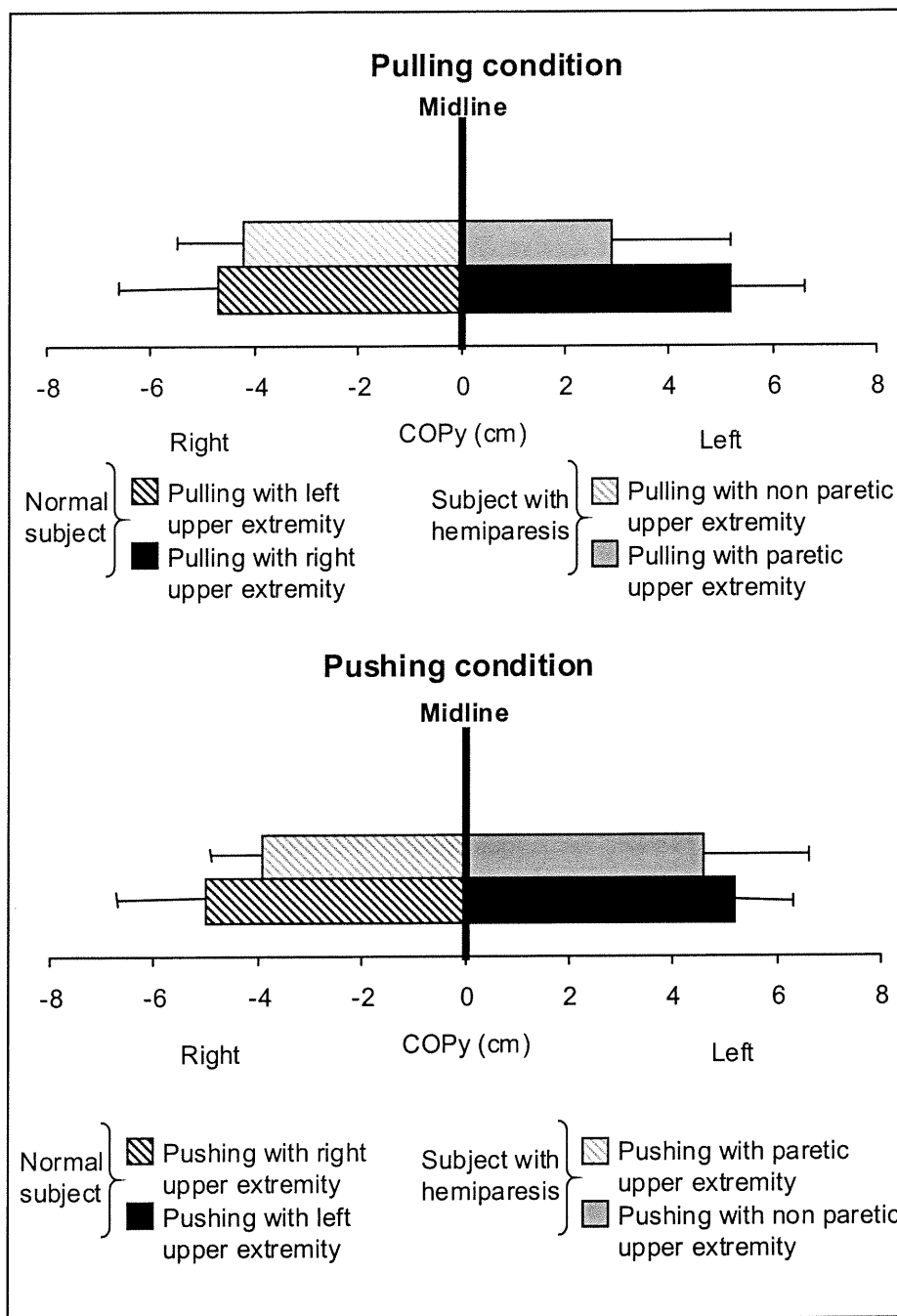


Figure 5

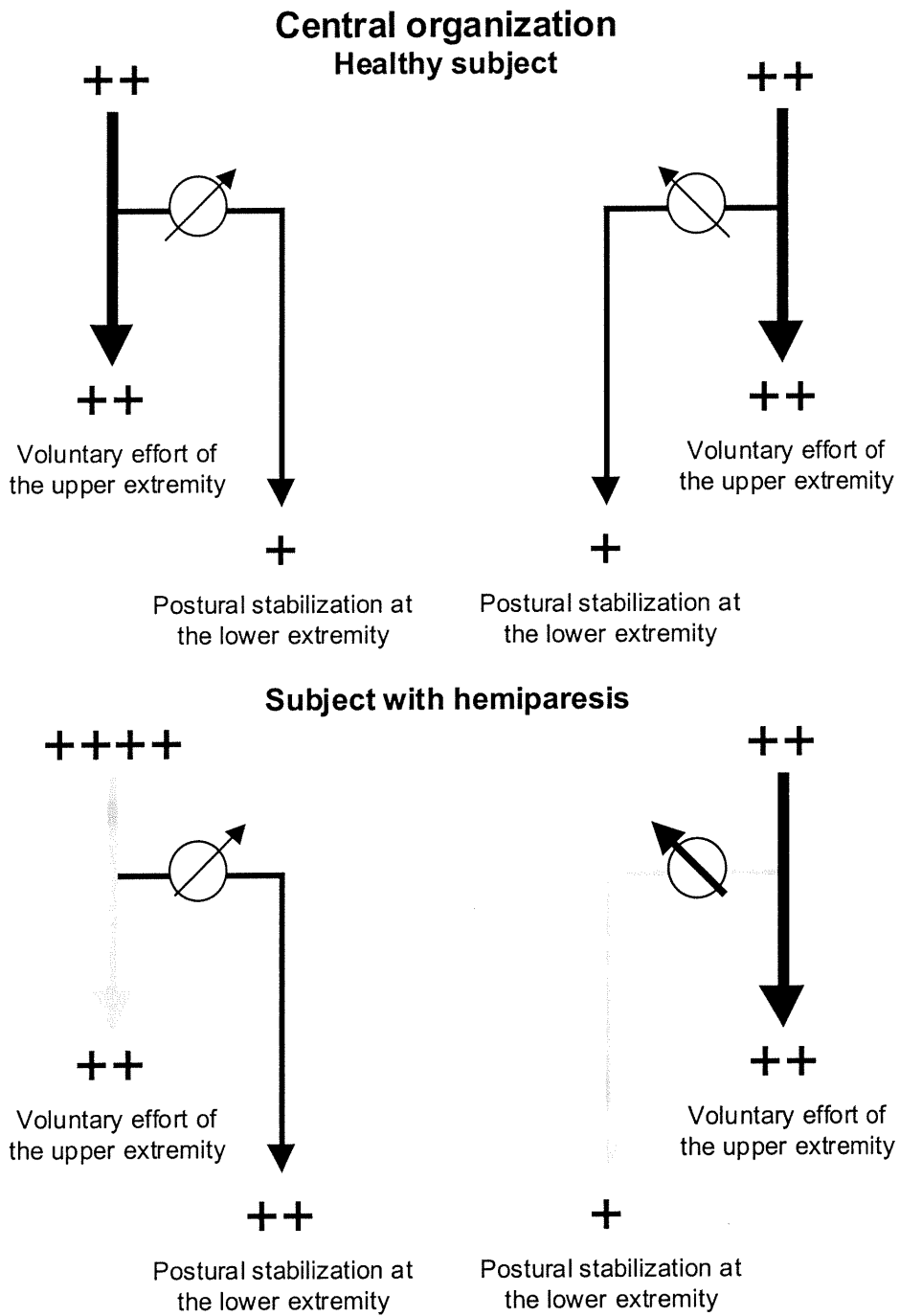


Figure 6

Figure legends

Figure 1 Representation of the experimental setup. Subjects were seated on a force plate. Each foot was positioned on an individual plate mounted on a force transducer. A handle equipped with force transducers was installed on the device. The height of the seat was fixed at 100% of the height of the lower leg. The distance between the subjects' feet was fixed at 15 cm.

Figure 2 Typical forces recorded for a healthy subject pulling the handle with the left arm. The forces measured at the handle (FH), seat (FS), ipsilateral lower extremity (FI) and contralateral lower extremity (FC) are illustrated for each axis (x, y, z).

Figure 3 The mean (S.D.) of the normalized forces generated in the frontal plane at the handle, seat and both lower extremities by healthy subjects and subjects with hemiparesis while pulling a force equivalent to 60% of the MIF. The gray areas identify the paretic side for subjects with hemiparesis.

Figure 4 The mean (S.D.) of the normalized forces generated in the frontal plane at the handle, seat and both lower extremities by healthy subjects and subjects with hemiparesis while pushing a force equivalent to 60% of the MIF. The gray areas identify the paretic side for subjects with hemiparesis.

Figure 5 Centre of pressure coordinates during pulling and pushing for healthy subjects and subjects with hemiparesis.

Figure 6 Proposed mechanisms to explain postural stabilizations observed during isometric efforts in healthy subjects and subjects with hemiparesis. During isometric effort, the control pathway sends collateral commands from the subcortical level to postural networks, ensuring body stabilization. Compared to healthy subjects, an increased force is observed in the non paretic lower extremity of persons with hemiparesis due to their need for more voluntary commands to activate paretic muscles and their inability to modify the magnitude of collateral command. In contrast, during voluntary effort of the non paretic upper extremity, subjects with hemiparesis experience an increase in the magnitude of the gain of the collateral command, resulting in a postural stabilization similar to that observed in healthy subjects. The gray areas identify the paretic side for subjects with hemiparesis.

CHAPITRE 3

3 DISCUSSION

L'objectif de la présente étude était de quantifier et de comparer les forces de stabilisation des sujets sains et des sujets hémiparétiques lors d'efforts isométriques unilatéraux réalisés par le membre supérieur. Ces efforts isométriques ont été réalisés selon deux conditions sur une poignée soit tirer et pousser. Des patrons de stabilisations posturales similaires ont été observés chez les sujets sains et les sujets hémiparétiques. En effet, dans les mêmes conditions, les sujets des deux groupes ont généré des forces de stabilisation sur les mêmes appuis et dans les mêmes directions au niveau des membres inférieurs soit controlatéral ou ipsilatéral à l'effort et au niveau du siège. Les forces normalisées les plus importantes ont été observées dans le plan frontal et sont représentées par les forces horizontales et verticales. De fait, dans la condition tirer, les sujets hémiparétiques exerçaient des forces controlatérales plus élevées lorsque l'effort était réalisé par le côté parétique comparativement à un effort effectué par le côté non parétique. Ces résultats sont similaires à ceux obtenus par Bertrand et Bourbonnais (2000). Ces auteurs ont démontré que des forces controlatérales associées à un effort unilatéral d'abduction au niveau du membre supérieur parétique étaient plus élevées que celles observées lors d'un effort avec le membre non parétique. Ces résultats corroborent

également avec ceux obtenus par Gauthier et al. (1992) lors d'efforts isométriques unilatéraux au niveau du membre inférieur.

3.1 Le rôle des forces de stabilisation au tronc et au membre inférieur

Deux stratégies de stabilisation ont été observées lors des efforts isométriques de tirer et de pousser. La Figure 1 résume les stabilisations posturales utilisées lors des efforts de pousser et de tirer. Dans les deux conditions, la force horizontale enregistrée au niveau de la poignée est accompagnée de forces de direction opposée au siège ainsi qu'aux membres inférieurs. Ces forces de direction opposée empêchent la translation du sujet assis sur la plate-forme maintenant ainsi sa stabilité. Ces forces horizontales sont plus importantes au membre inférieur controlatéral lors de la condition tirer et au membre inférieur ipsilatéral lors de la condition pousser. D'autre part, cette force horizontale générée à la poignée engendre un moment de force autour de l'axe x créant une rotation du tronc dans la même direction. Cette rotation du tronc ne peut être contrebalancée par les forces horizontales enregistrées aux membres inférieurs et au siège puisque ces forces génèrent des moments de force de même sens que ceux de la poignée. Afin de maintenir la stabilité et empêcher cette rotation, on observe une augmentation de la force verticale au membre inférieur controlatéral durant la condition tirer et au membre inférieur ipsilatéral durant la condition pousser. Cette augmentation de la force verticale au membre inférieur (ipsilatéral ou controlatéral selon la tâche) génère un moment de force autour

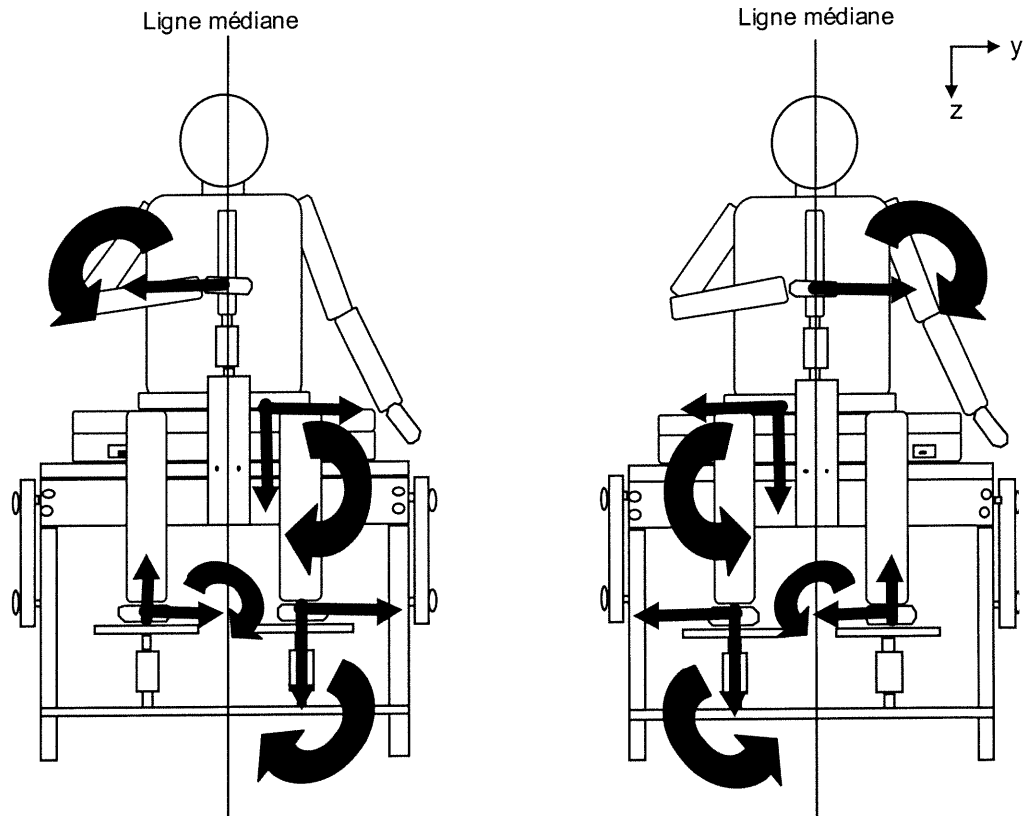


Figure 1 Illustration des forces et des moments de force lors de la condition tirer et de la condition pousser avec le membre supérieur droit chez un sujet sain. On y retrouve la force horizontale engendrée à la poignée accompagnée des forces horizontales de direction opposée enregistrées au siège et aux membres inférieurs. Les forces verticales ainsi que les moments de force sont également

de l'axe des x dans la direction opposée à celui engendré par la force horizontale à la poignée. De plus, la force exercée à la poignée est accompagnée par un moment de force généré au siège et par le déplacement du centre de pression. La direction du moment de force au siège varie selon la condition (tirer ou pousser) et vient contrecarrer le moment de force créé autour de l'axe des x par la force exercée par la poignée.

Inversement, une diminution de la force verticale est enregistrée au membre inférieur ipsilatéral lors de la condition tirer et au membre inférieur controlatéral lors de la condition pousser. Cet allègement de la mise en charge diminue le moment de force créé par ce membre inférieur autour de l'axe sagittal. Par conséquent, ce moment de force neutralise celui créé par la force horizontale à la poignée. Il faut noter que ce sont les changements qui sont illustrés et non les forces réelles, par conséquent une mise en charge demeure toujours présente sur les capteurs.

Bertrand et Bourbonnais (2000) ont démontré la présence d'ajustements posturaux concomitants à la réalisation d'un effort isométrique. Ils ont observé que les forces au siège enregistrées lors d'effort d'abduction isométrique du bras variaient selon l'effort induit et ce tout au long du mouvement. Ils ont suggéré que ces forces caractérisent la présence d'ajustements posturaux du tronc et du bassin. Dans la présente étude, les

variations de force ainsi que le déplacement du centre de pression sous-tendent également la présence d'ajustements posturaux au tronc et au bassin. Par ailleurs, il est difficile d'identifier la vraie nature de ces ajustements étant donnée que le membre inférieur est très actif dans la stabilisation du corps lors de la tâche. En effet, le déplacement du centre de pression peut être engendré par le membre inférieur sans que le tronc n'ait à intervenir. Il serait donc intéressant d'effectuer une analyse plus approfondie sur le rôle du tronc lors de tâches exécutées par le membre supérieur demandant une stabilisation du membre inférieur. De plus, une étude de la relation temporelle entre les ajustements posturaux enregistrés au siège et aux membres inférieurs permettrait de mieux caractériser les stratégies posturales utilisées.

3.2 Le rôle des stabilisations posturales lors de la condition tirer

La stratégie observée lors de la condition tirer était caractérisée par une augmentation des forces normalisées dans l'axe vertical du membre inférieur controlatéral au membre supérieur réalisant la tâche. Cette stratégie a été observée tant chez les sujets sains que chez les sujets hémiparétiques. Chez les sujets sains, l'amplitude des forces normalisées enregistrée au membre inférieur controlatéral était similaire peu importe le côté du membre supérieur réalisant la tâche. Les sujets hémiparétiques semblent adopter ce même patron lorsqu'ils effectuent la tâche avec le membre supérieur non parétique ou parétique. Par conséquent, lorsque la tâche est générée par le

membre supérieur parétique, une asymétrie au niveau de l'amplitude des forces normalisées verticales du pied controlatéral était présente. Des forces normalisées verticales de plus grande amplitude ont été mesurées au membre inférieur controlatéral associé à un effort réalisé par le membre supérieur parétique (Figure 2). Ces résultats supportent les données de Bertrand et Bourbonnais (2000), Gauthier et al. (1992) et Lazarus et al. (1992). Ces études ont démontré la présence d'une asymétrie au niveau des forces de stabilisation au membre controlatéral (supérieur ou inférieur) lors de la réalisation de la tâche avec le membre parétique homonyme chez les sujets hémiparétiques. Dans le même sens, Palmer et al. (1996) ont observé une activité électromyographique de plus grande amplitude du grand dorsal non parétique lors d'un effort balistique du membre supérieur parétique comparativement aux sujets sains. Dans la présente étude, l'activité musculaire n'a pas été enregistrée néanmoins, les autres observations de Palmer et al. (1996) s'apparentent aux résultats obtenus.

Par ailleurs, chez les sujets hémiparétiques, les efforts à la poignée par le membre parétique sont accompagnés par un moment de force autour de l'axe sagittal enregistré au siège qui est diminué comparativement à celui mesuré lors d'effort du membre non parétique. Ce moment de force diminué résulte probablement du fait que les sujets hémiparétiques génèrent des forces normalisées verticales et horizontales à l'assise plus petites lorsqu'ils réalisent la tâche avec le membre supérieur parétique. Cette diminution des

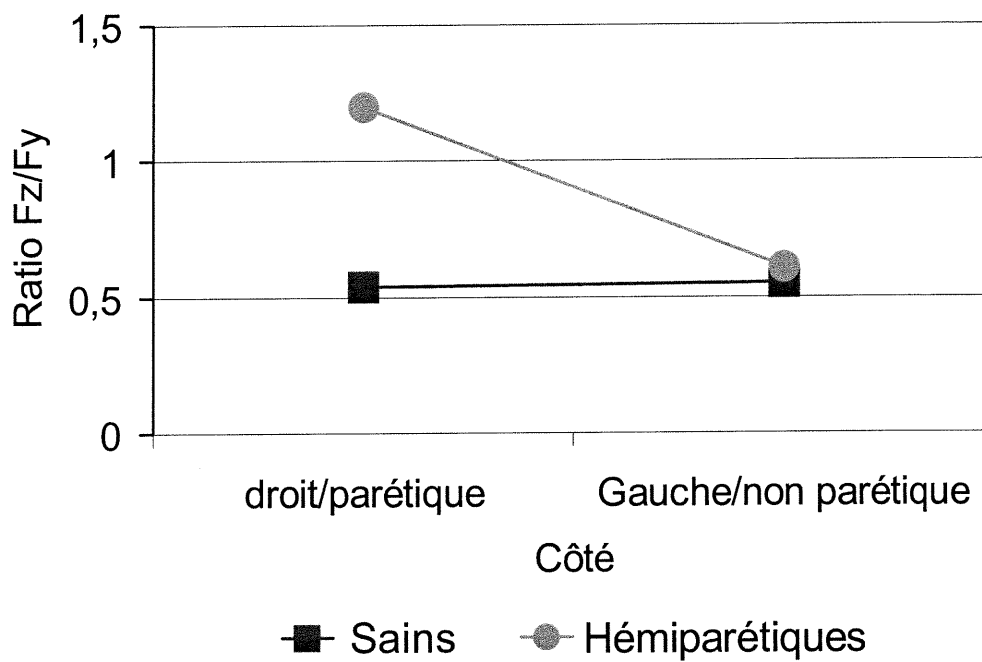


Figure 2 Ratio Fz/Fy enregistré au membre inférieur controlatéral lors de la tâche tirer par le membre supérieur droit/parétique et gauche/non parétique chez les sujets sains et les sujets hémi-parétiques.

forces normalisées verticales au niveau du siège et la diminution du déplacement horizontal du centre de pression peuvent donc expliquer la réduction du moment de force autour de l'axe des x enregistré au niveau de l'assise. Paradoxalement, ces résultats indiquent que les hémiparétiques diminuent l'excursion de leur centre de pression vers le côté sain lors de la condition tirer avec le membre parétique. Il faut noter que le déplacement du centre de pression vers le côté sain implique l'activité des muscles du tronc du côté parétique afin de redresser le tronc. La présence de la faiblesse musculaire observée au niveau des muscles parétiques du tronc peut expliquer l'utilisation de cette stratégie visant la diminution de l'excursion du centre de pression.

La participation du tronc, du bassin et des membres inférieurs pour le maintien de l'équilibre en posture assise a été soulignée (Son et al., 1988). Les différences observées entre les sujets sains et les sujets hémiparétiques par rapport aux forces verticales enregistrées au siège et aux membres inférieurs ainsi qu'au déplacement du centre de pression démontrent la participation de ceux-ci dans la réalisation d'une tâche en position assise. Cependant, dans la présente étude, il est difficile de distinguer précisément la contribution du tronc, du bassin et des membres inférieurs aux moments de force générés au niveau du siège. En effet, les résultats obtenus permettent seulement d'observer les variations présentes au niveau de l'assise. Par conséquent, les résultats démontrent que, dans la condition tirer, les sujets

hémiparétiques diminuent l'excursion du centre de pression et allègent davantage le siège que les sujets sains. Il est possible que la faiblesse des muscles du tronc rend nécessaire la diminution du déplacement du centre de pression. Une hypothèse alternative, qui sera développée plus tard, serait que l'augmentation des forces verticales au pied rend non nécessaire un grand déplacement du centre de pression au siège. Une étude de la sorte permettrait de vérifier si la présence d'asymétrie au niveau des forces de stabilisation selon le côté impliqué dans la tâche, telle qu'observée dans la présente étude et d'autres études antérieures (Gauthier et al., 1992; Bertrand et Bourbonnais 2000; Lazarus et al., 1995), se reproduit dans ces conditions.

En somme, le tronc et la musculature du membre inférieur contribuent conjointement à la stabilisation du corps lors de la réalisation d'effort isométrique de tirer réalisé dans l'axe horizontal par le membre supérieur sur une poignée fixe. Finalement, une asymétrie d'amplitude de force serait présente chez les hémiparétiques lorsque l'effort est induit par le membre parétique et demande des stabilisations posturales de la jambe controlatérale et un déplacement du centre de pression vers le côté controlatéral.

3.3 Le rôle des stabilisations posturales lors de la condition pousser

Une augmentation des forces verticales au pied ipsilatéral a été observée tant chez les sujets sains que chez les sujets hémiparétiques lors de la condition pousser. Chez les sujets sains, comme chez les sujets

hémiparétiques, des amplitudes similaires de la force verticale enregistrée au membre inférieur ipsilatéral ont été observées peu importe le bras réalisant la tâche (Figure 3). Les études réalisées en condition isométrique (Bertrand et Bourbonnais, 2000; Gauthier et al., 1992 ; Lazzarus et al., 1996) n'ont pas évalué des conditions requérant des stabilisations du côté ipsilatéral à l'effort. Tel que requis lors des poussées sur la poignée, les résultats de l'étude de Dean et Sherpherd (1997) réalisés en condition dynamique ont démontré l'augmentation de la force verticale du membre inférieur ipsilatéral lors d'une condition de pointage exécuté par le membre supérieur parétique. Quoique réalisés en condition dynamique, ces résultats rejoignent ceux observés dans la présente étude suggérant que des ajustements posturaux dynamiques sont observés tant en condition isométrique qu'en condition dynamique. Ce phénomène de stabilisation posturale dynamique lors de la réalisation d'effort isométrique a également été observé par LeBozec et al. (1996). En effet, lors de poussées isométriques avec les deux mains sur une barre instrumentée, LeBozec et al. (1996) ont observé des forces de stabilisation aux membres inférieurs. Ils ont remarqué que ces forces de stabilisation augmentaient conjointement avec l'augmentation de l'effort. Ils ont donc conclu que ces forces de stabilisation pouvaient être caractérisées comme étant des stabilisations posturales dynamiques car elles variaient en relation directe avec l'effort.

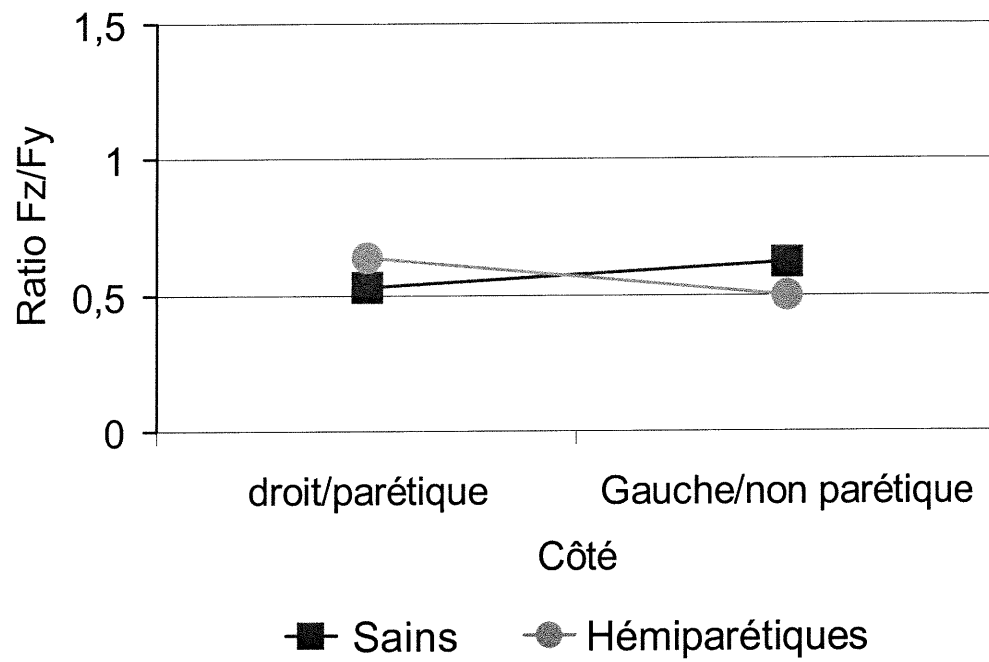


Figure 3 Ratio Fz/Fy enregistré au membre inférieur controlatéral lors de la tâche pousser par le membre supérieur droit/parétique et gauche/non parétique chez les sujets sains et les sujets hémi-parétiques.

Contrairement à ce qui a été observée lors de la condition tirer aucune asymétrie chez les sujets hémiparétiques n'a été identifiée lors de la condition pousser. En effet, l'asymétrie observée chez les sujets hémiparétiques lors de la condition tirer avec le membre supérieur parétique ne se reflète pas lors de la condition pousser. Ces résultats suggèrent la présence d'un phénomène particulier caractérisant seulement les stratégies de stabilisation lors de la condition tirer. Cependant, il demeure intéressant d'observer le déplacement du centre de pression lors de la condition pousser. En effet, dans la condition pousser, le déplacement du centre de pression était similaire lorsque les sujets hémiparétiques poussaient avec leur membre supérieur non parétique ou parétique comparativement à la condition tirer avec le membre supérieur parétique. Ces résultats pourraient être expliqués par le fait qu'aucune asymétrie au niveau de l'amplitude des forces verticales exercées aux membres inférieurs et au siège lors de la condition pousser n'était observée comparativement à la condition tirer. Ces résultats suggèrent donc que les membres inférieurs semblent jouer un rôle primordial dans la stabilisation lors d'une tâche réalisée par le membre supérieur qui demande une stabilisation ipsilatérale. Il serait donc intéressant d'évaluer de façon plus approfondie le rôle du tronc lors de la réalisation d'une tâche de pousser.

Finalement, d'autres variations ont été observées chez les sujets sains et les sujets hémiparétiques lors de la condition pousser. En effet, une augmentation de la force verticale au niveau de la poignée a été enregistrée chez les deux groupes de sujets. Cette augmentation caractérise entre autre le groupe de sujets sains lorsqu'il pousse avec leur membre supérieur gauche ou droit. De plus, chez les sujets hémiparétiques, les forces horizontales enregistrées au niveau du membre inférieur controlatéral au membre supérieur réalisant la tâche diffèrent lorsque ceux-ci réalisent la tâche avec leur membre sain. Cependant, ces forces normalisées sont basses (inférieur à 5 N). Malgré ces variations, des stratégies de stabilisation similaire ont été observées entre les deux groupes.

3.4 Organisation centrale des stabilisations posturales ipsilatérales et controlatérales des sujets sains et hémiparétiques

Comme observée antérieurement dans la littérature, des forces ou des moments de force plus marqués chez le membre controlatéral associé à un effort du membre parétique réalisant la tâche ont été observés. Suite à ces résultats, certains modèles neurologiques ont été proposés dans le but d'expliquer ce phénomène (Paulignan et al., (1989); Gauthier et al., 1992; Lazarus et al., (1996); Bertrand et Bourbonnais, 2000). Entre autre, Gauthier et al. (1992) ont proposé un modèle pour expliquer les stabilisations controlatérales plus élevées du côté non parétique associées à un effort du côté parétique. Afin de réaliser un mouvement, les forces de stabilisation

posturale doivent être générées en même temps que les forces volontaires. Le système nerveux central transmettrait une commande de mouvement et une commande de posture de telle sorte que l'intensité de l'ajustement postural soit ajustée à celui du mouvement. Par exemple, la commande posturale consisterait en une activation du membre inférieur pour créer un changement des amplitudes des forces verticales pendant que l'effort est réalisé par le membre supérieur. Le système nerveux central doit également décider à priori de la stratégie utilisée. Dans la présente étude, les stratégies utilisées proviennent des membres inférieurs et du siège. Par la suite, tout au long du mouvement, les sujets ont besoin de spécifier leurs ajustements posturaux en lien avec l'effort. Ceci est possible à l'aide d'un mode de contrôle proactif permettant d'ajuster l'amplitude des ajustements posturaux relatifs à l'effort. Nous suggérons que l'intensité de la force volontaire est liée proportionnellement aux forces posturales à l'intérieur d'une stratégie particulière.

Les résultats de la présente étude révèlent que les stratégies de stabilisation des sujets hémiparétiques sont similaires à celles observées chez les sujets sains en terme de patrons de force. La stratégie utilisée va dépendre de la nature de la tâche soit tirer ou pousser et du côté dont celle-ci est réalisée (droit/parétique, gauche/non parétique). Malgré la similitude des patrons de force entre les deux groupes, les sujets hémiparétiques exercent de plus grandes forces verticales sur le membre inférieur controlatéral

associé à un effort de tirer avec le membre supérieur parétique. L'augmentation de la force de stabilisation controlatérale durant un effort du membre parétique est expliquée par une augmentation de l'effort isométrique volontaire nécessaire pour activer les muscles parétiques. Ainsi, une commande centrale augmentée pour activer le membre supérieur parétique entraînerait une plus grande réponse posturale du côté controlatéral. En effet, les sujets hémiparétiques doivent générer des efforts plus élevés à cause de la faiblesse musculaire associée aux muscles parétiques afin de réaliser la tâche. Le mode de control proactif permettant d'ajuster l'amplitude de la réponse posturale controlatérale serait donc inadapté entraînant ainsi une agmentation de la force posturale (Figure 4) Dans le cas inverse, lors de la condition pousser, la réponse posturale demeurent appropriées à l'effort exécuté. La condition pousser engendre des ajustements posturaux au membre inférieur ipsilatéral au membre supérieur réalisant la tâche. Lorsque l'effort est réalisé par le membre supérieur parétique une augmentation de la force verticale est enregistrée sur le membre inférieur parétique. Étant donnée que l'effort et la réponse posturale demeurent du côté parétique, le mode de contrôle proactif permettant d'ajuster l'amplitude de la réponse posturale serait donc plus aapté. Finalement, la faiblesse musculaire des membres parétiques engendrait des stabilisations de plus grandes amplitudes lorsque l'effort réalisé par le membre parétique demande un ajustement postural controlatéral.

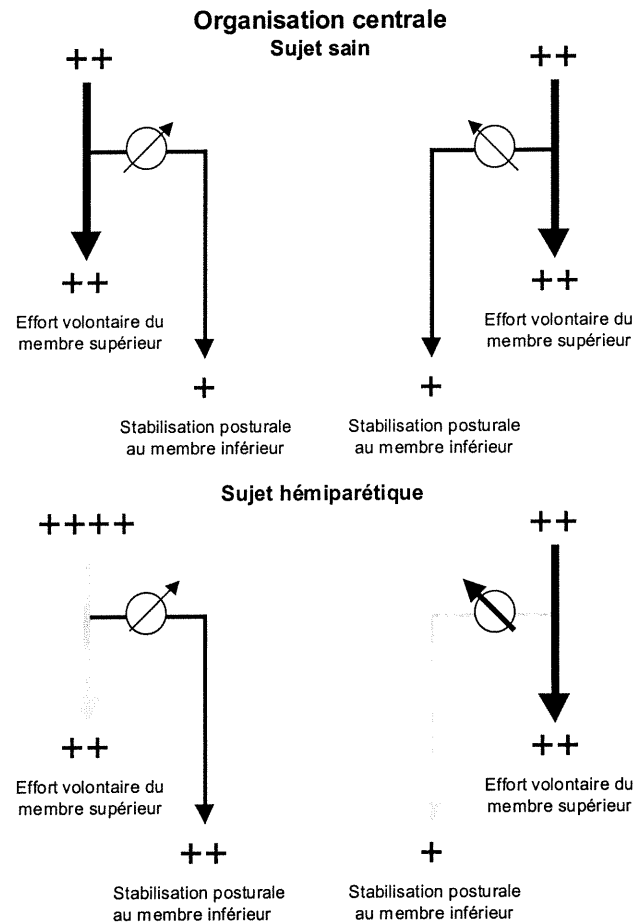


Figure 4 Modèle neurologique de coordination entre l'effort et la stabilisation posturale du membre controlatéral inférieur et du tronc chez les sujets hémiparétiques réalisant la tâche avec leur membre supérieur non parétique et leur membre supérieur parétique (ligne grise). Lorsque les sujets hémiparétiques tirent avec leur membre supérieur parétique le contrôle de l'ajustement de la stabilisation du membre inférieur controlatéral ne serait pas adapté. La commande de départ est amplifiée à cause de la faiblesse musculaire des muscles parétiques.

3.5 Application clinique des résultats

Les résultats de la présente étude procurent des informations supportant les techniques développées pour la rééducation motrice chez les hémiparétiques. Par exemple, l'approche de thérapie de Brunnstrom (Sawner et al., 1992) suggère l'utilisation d'exercices de résistance du côté non parétique dans le but de solliciter l'activation des muscles parétiques homonymes. Cette technique est utilisée notamment dans le but de générer des forces d'adduction de l'épaule et d'extension du coude. Les résultats de cette étude révèlent qu'un effort effectué par le membre supérieur peut engendrer des stabilisations controlatérales ou ipsilatérales dépendant de la nature de l'effort et, plus particulièrement, lors d'un effort demandant une stabilisation posturale controlatérale. Ceci propose donc qu'il est important de choisir les types de mouvements et d'exercices afin d'obtenir les stabilisations posturales adéquates. Une rééducation motrice au niveau du tronc parétique améliorerait le déplacement du centre de pression diminuant ainsi la charge au niveau du membre inférieur controlatéral.

4 CONCLUSION

Des forces de stabilisation posturale ont été mesurées en position assise aux membres inférieurs et au siège lors d'effort isométrique de tirer et de pousser réalisé par le membre supérieur. Lors de la condition tirer, des patrons de forces normalisées similaires ont été enregistrés chez les sujets sains et les sujets hémiparétiques. Cependant, les sujets hémiparétiques ont généré des forces de stabilisation posturale de plus grande amplitude lors de la réalisation de l'effort isométrique avec le membre supérieur parétique. Cette asymétrie était accompagnée d'une diminution du déplacement du centre de pression vers le côté controlatéral. Durant la condition pousser, des patrons de forces normalisées similaires ont été observés chez les sujets sains et les sujets hémiparétiques. Contrairement à la condition tirer, aucune différence d'amplitude dans les forces normalisées n'a été observée pour la condition pousser.

Ce phénomène observé lors de la condition tirer avec le membre supérieur parétique chez les sujets hémiparétiques a également été observé dans d'autres études (Bertrand et al, 2000; Gauthier et al., 1992). Par conséquent, ce phénomène résulterait de l'inadaptation de la stratégie de stabilisation à la faiblesse des muscles parétiques impliqués dans la tâche. Finalement, les résultats de la présente étude viennent appuyer l'utilisation d'exercices thérapeutiques utilisés en réadaptation pour améliorer la fonction

motrice des personnes hémiparétiques. Ces résultats devraient être considérés dans le développement de nouvelles méthodes de traitement. Cette étude démontre également l'importance des membres inférieurs et du tronc dans la stabilisation posturale du corps lors d'effort réalisé par le membre supérieur en position assise.

5 RÉFÉRENCES

Babinski, J. (1899). De l'asynergie cérébelleuse. Revue Neurologique, 7, 806-816.

Belen'kii, V.YE., Gurfinkel', V.S. & Pal'tsev, YE.I. (1967). Elements of control of voluntary movements. Biophysics, 12, 154-161.

Bertrand, M. & Bourbonnais, D. (2000). Effect of unilateral isometric efforts on postural stabilization in subjects with hemiparesis. Archives of Physical Medecine and Rehabilitation. Accepted.

Bouisset, S. & Zattara, M. (1981). A sequence of postural movements precedes voluntary movement. Neuroscience Letters, 22, 263-270.

Bouisset, S. & Zattara, M. (1986). Anticipatory postural adjustment and dynamic asymmetry of voluntary movement. In Gurfinkel, V.S., Ioffé, M.E., Massion, J. & Roll, J.P. (eds). Stance and motion: facts and concepts (pp. 177-183). Plenum Press: New York.

Bouisset, S. & Zattara, M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. Journal of Biomechanics, 20 (8), 735-742.

Chari, V.R. & Kirby R.L. (1986). Lower-limb influence on sitting balance while reaching forward. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 67, 730-733.

Cordo, J. & Nashner, L.W. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. Journal of Neurophysiology, 47 (2), 287-302.

Dean, C.M., & Sherpherd, R.B. (1997). Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke. A randomized controlled trial. Stroke, 28, 722-728.

Dean, C.M., Shepherd, R.B. & Adams, R. (1999b). Sitting balance II: reach direction and thigh support affect the contribution of the lower limbs when reaching beyond arm's length in sitting. Gait and Posture, 10, 147-153.

Dufossé, M., Hugon, M., Massion, J. & Paulignan, Y. (1985). Postural forearm changes induced by predictable in time or voluntary triggered unloading in man. Experimental Brain Research, 60, 330-334.

Forget, R. & Lamarre, Y. (1990). Anticipatory postural adjustment in the absence of peripheral feedback. Brain Research, 508, 176-179.

Forget, R. & Lamarre, Y. (1995). Postural adjustments associated with different unloadings of the forearm: effects of proprioceptive and cutaneous afferent deprivation. Canadian Journal of Physiology and Pharmacology, 73, 285-294.

Frank, J.S. & Earl, M. (1990). Coordination of posture and movement. Physical Therapy, 70, 855-863.

Friedli W.G., Hallett, M. & Simon, S.R. (1984). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 47, 611-622.

Gahéry, Y. (1987). Associated movements, postural adjustments and synergies: some comments about the history and significance of three motor concepts. Archives Italiennes De Biologie, 125 (4), 345-60.

Gahéry, Y. & Massion, J. (1981). Co-ordination between posture and movement. Trends in Neurosciences, 4, 199-202.

Gauthier, J., Bourbonnais, D., Filiatrault, J., Gravel, D. & Arsenault, A.B. (1992). Characterization of contralateral torques during static hip efforts in healthy subjects and subjects with hemiparesis. Brain, 115, 1193-1207.

Horak, F.B., Diener, H.C. & Nashner, L.M. (1989). Influence of central set on human postural responses. Journal of Neurophysiology, 62 (4), 841-853.

Horak, F.B., Esselman, P., Anderson, M.E. & Lynch M.K. (1984). The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 47, 1020-1028.

Horak, F.B. & Nashner, L.M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. Journal of Neurophysiology, 55, 1369-1381.

Hugon, M., Massion, J. & Wiesendanger, M. (1982). Anticipatory postural changes induced by active unloading and comparison with passive unloading in man. Pflügers Archiv, 393, 292-296.

Ioffé, M., Massion, J., Gantchev, N., Dufossé, M. & Kulikov, M.A. (1996). Coordination between posture and movement in a bimanual load-lifting task: is there a transfer? Experimental Brain research, 109, 450-456.

Lazarus, J.C. (1992). Associated movements in hemiplegia: the effects of force exerted, limb usage and inhibitory training. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 73, 1044-1049.

Le Bozec, S., Goutal, L. et Bouisset, S. (1997). Ajustements posturaux associés au développement de forces isométriques chez le sujet assis. Comptes rendus de l'Académie des sciences-Série III, Sciences de la vie, 320, 715-720.

Lee, W.A. (1980). Anticipatory control of postural and task muscles during rapid arm flexion. Journal of Motor Behavior, 12, 185-196.

Lee, W.A., Buchanan, T.S. & Rogers, M.W. (1987). Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. Experimental Brain Research, 66, 257-270.

Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. Progress in Neurobiology, 38, 35-56.

Massion, J. (1997). Cerveau et motricité. Paris. Presse Universitaire de France.

Massion, J. & Viallet, F. (1990). Posture, coordination, mouvement. Revue Neurologique (Paris), 146 (10), 536-542.

Massion, J., Viallet, F., Massarino, R. & Khalil, R. (1989). La région de l'aire motrice supplémentaire est impliquée dans la coordination entre la posture et

le mouvement chez l'homme. Comptes rendus de l'Académie des sciences-Série III, Sciences de la vie, 308, 417-423.

Moore, S., Brunt, D., Nesbitt, M.L. & Juarez, T. (1992). Investigation of evidence for anticipatory postural adjustment in seated subjects who performed a reaching task. Physical Therapy, 72 (5), 335-342.

Nashner, L.M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. Experimental Brain Research, 26, 59-72.

Nashner, L.M. (1977). Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. Experimental Brain Research, 30, 13-24.

Nashner, L.M. (1982). Adaptation of movement to altered environment. Trends in Neurosciences, 5, 358-361.

Nashner, L.M. & Berthoz, A. (1978). Visual contribution to rapid motor responses during postural control. Brain Research, 150, 403-407.

Nashner, L.M. & Cordo, P.J. (1981). Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. Experimental Brain Research, 43, 395-405.

Palmer, E., Downes, L. & Ashby, P. (1996). Associated postural adjustments are impaired by a lesion of the cortex. Neurology, 46, 471-475.

Paulignan, Y., Dufossé, M., Hugon, M. & Massion, J. (1989). Acquisition of co-ordination between posture and movement in a bimanual task. Experimental Brain Research, 77, 337-348.

Sawner, K. & LaVigne, J. (1992). Brunnstrom's movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach (2^o ed.). New York: J.B. Lippincott Company.

Son, K., Miller, J.A.A., Schultz, A.B. (1988). The mechanical role of the trunk and lower extremities in a seated weight-moving task in sagittal plane. Journal of Biomechanical Engineering, 110, 97-103.

Viallet, F., Massion, J., Massarino, R. & Khalil, R. (1992). Coordination between posture and movement in a bimanual load lifting task: putative role of a medial frontal region including the supplementary motor area. Experimental Brain Research, 88, 674-684.

ANNEXE A

Formulaire de consentement



Formule de consentement

Pour ma participation à un projet de recherche n'impliquant ni prise de médicaments ou autre substances ni analyses de laboratoire.

Identification du bénéficiaire

Nom : _____

Date de naissance : _____

No. de dossier : _____

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

TITRE DU PROJET : Effet de différents coussins de siège sur la performance de mouvements fonctionnels en position assise

RESPONSABLES: Daniel Bourbonnais Ph.D.

OBJECTIF DU PROJET :

L'objectif de cette étude exploratoire est d'évaluer si l'utilisation de différents coussins de siège influencent la stabilité en position assise lors de mouvements fonctionnels et d'efforts statiques chez un groupe de sujets normaux (n=10), un groupe de sujets ayant subi un accident vasculaire cérébral (n=10) et un groupe de sujets ayant subi une lésion médullaire (n=10). Éventuellement ce projet permettra de mieux définir les caractéristiques des coussins utilisés pour le positionnement.

NATURE DE MA PARTICIPATION

Dans le cadre de ce projet, vous devrez vous présenter au Centre de recherche de l'Institut de réadaptation de Montréal. Vous devrez participer à une session expérimentale où il vous sera demandé de vous asseoir sur une chaise. Cette chaise est instrumentée de capteurs qui permettent de mesurer les forces. En position assise, vous devrez réaliser trois tâches. Dans la première tâche vous devrez maintenir une position assise stable pendant 5 secondes. Dans la deuxième tâche, vous devrez atteindre un interrupteur situé soit en face de vous ou sur vos côtés. Dans la troisième tâche, vous devrez effectuer des efforts progressifs de poussées sur une poignée avec le membre supérieur non atteint. Ces tâches seront répétées en utilisant trois coussins différents. Nous estimons que la durée de votre participation sera approximativement de deux heures.

AVANTAGES PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION

Il n'y a aucun avantage personnel à participer à ces expériences.

INCONVÉNIENTS PERSONNELS POUVANT DÉCOULER DE MA PARTICIPATION

Il n'y a aucun inconvénient personnel à participer à ces expériences

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

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

AUTORISATION D'UTILISER LES RESULTATS

J'accepte que l'information recueillie puisse être utilisée pour fins de communication scientifique 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 un terme à ma participation sans que cela n'affecte les services de santé auxquels j'ai droit.

CONFIDENTIALITE

Il est entendu que les observations effectuées en ce qui me concerne, dans le cadre du projet de recherche décrit ci-dessus, demeureront strictement confidentielles.

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 _____ 19__.

Je, soussigné(e), _____, certifie (a) avoir expliqué au signataire intéressé le 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 _____ 19__.

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

(A ETRE COMPLÉTÉ EN TROIS EXEMPLAIRES)

ANNEXE B**ABRÉGÉ**

Postural stabilizations during static effort
in a seating position in stroke subjects

présenté au

XXVe Congrès de la Société de Biomécanique conjoint avec le « XIth

Congress of the Canadian Society for Biomechanics »

August 23-26, 2000, Montréal, Canada

POSTURAL STABILIZATIONS DURING STATIC EFFORT IN A SEATING POSITION IN STROKE SUBJECTS

DIALLO B.^{1,2}, BOURBONNAIS D.^{1,2}, BÉLIVEAU V.¹
WILLETT L.¹

École de réadaptation, Université de Montréal¹, Institut de Réadaptation de Montréal²

INTRODUCTION

Impaired postural adjustments are frequently observed in persons with a cerebrovascular accident realizing a movement. During unilateral static efforts in abduction of either the lower¹ or upper² extremity, postural stabilizations are partly ensured by the generation of an inverse force in the contralateral extremity. It was observed that magnitude of the contralateral force contributing to postural stabilization did not differ in healthy subjects whether they completed the task with their right or left limb. However, when the hemiparetic subjects were performing the task with their paretic limb, the contralateral forces were larger than those associated with their non-paretic limb. The aim of the present study was to characterize the stabilization strategies provided by the trunk and lower extremities during progressive unilateral static effort of the upper limb in a seating position in healthy and hemiparetic subjects. It was hypothesized that hemiparetic subjects would generate different contralateral forces whether the efforts were produced with the paretic or with the non-paretic upper extremity.

MATERIAL AND METHODS

Eleven stroke subjects and ten subjects without neurological disorder participated in this study. Subjects were seated on a force plate (OR6-5, AMTITM) installed on a rigid frame with their lower limbs placed on two individual plates mounted on force transducers (Figure 1). A rigid handle also equipped of force sensors was incorporated into the montage. Each force transducer measured the orthogonal forces (F_x , F_y , F_z) while only the force plate measured moment of force (M_x , M_y , M_z). Using visual feedback, subjects were asked to progressively pull the handle in the horizontal axis increasing up to 75% of their maximal voluntary effort (MVE), on successively the right and left sides (paretic/right side and non-paretic/left side). Changes of forces exerted in the frontal plan (y and z axis) were measured at 60% of the MVE. These forces values were normalized by the amount of force exerted in the y axis at the handle. Analyses of variance were used to compare these ratios in the hemiparetic and the healthy subject groups.

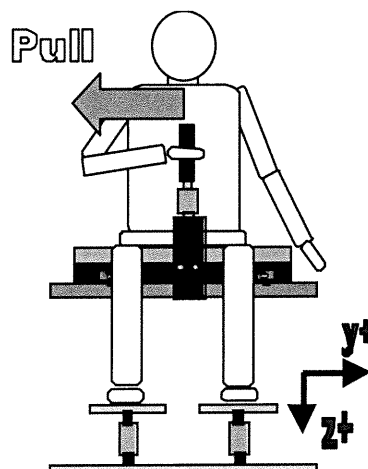


Figure 1: Experimental set-up

RESULTS

In both groups, an opposite force to the pulling force in the horizontal axis (y axis) is generated at the seat and at both lower extremities during the task. In addition, the vertical force measured at the contralateral lower limb increased while it decreased in the ipsilateral lower limb. Although significant changes in the vertical force were observed at the seat, the centre of pressure was displaced contralaterally to the direction of effort at the handle. Symmetrical amplitudes of vertical and horizontal forces were registered whether the effort was performed by the right or the left side for normal subjects. However, asymmetrical amplitudes were observed when the effort was realised by the paretic side as compared to the non-paretic side or to right and left sides of normal subjects. This pattern was characterized by a greater force in the vertical and horizontal direction generated by the contralateral lower limb when the pulling task was realised by the paretic side.

DISCUSSION AND CONCLUSION

The present results are in agreement with those of previous studies showing an asymmetrical pattern of stabilizing forces during static effort in hemiparetic subjects^{1,2}. It is suggested that the postural stabilization command to the non-paretic lower extremity is increased in parallel to the increased voluntary command required to perform the effort of the paretic upper extremity.

REFERENCES

- 1- Gauthier J. et al. (1992)- *Brain*-1193-1207.
- 2- Bourbonnais et al. (1999). Proceedings of the 14th Symposium of the International Society for Posture and Gait Research.
- 3-Bourbonnais D. et al. (1993). *J Biomech*-1117-1124.