

2M11.2666.8

Université de Montréal

Stabilisations posturales lors d'efforts statiques des membres
supérieurs chez les sujets hémiparétiques

par

Martine Bertrand

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, 1998

© Martine Bertrand, 1998



W
4
U58
1998
V.106

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Stabilisations posturales lors d'efforts statiques des membres supérieurs chez
les sujets hémiparétiques

présenté par :
Martine Bertrand

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Denis Gravelprésident du jury

Daniel Bourbonnais directeur de recherche

François Prince..... membre du jury

Mémoire accepté le : 21.10.1998

SOMMAIRE

Dans des conditions statiques, des ajustements posturaux dynamiques prennent place afin de contrecarrer la perturbation induite par l'effort. Ces ajustements posturaux peuvent être caractérisés par les forces externes mesurées aux différents appuis. Une récente étude a permis de caractériser les forces de stabilisation exercées aux membres inférieurs au cours d'efforts statiques unilatéraux aux hanches chez des sujets sains et hémiparétiques. Les résultats indiquaient que tous les sujets exerçaient des stabilisations posturales en générant des forces en direction opposée à l'effort. Contrairement aux sujets normaux, l'amplitude des forces controlatérales différait selon le côté de l'effort chez les sujets hémiparétiques. Les forces controlatérales associées à un effort du côté parétique étaient plus élevées que celles associées à un effort du côté non parétique ou celles associées à un effort du côté gauche chez les sujets normaux. La présente étude avait pour but de vérifier si l'asymétrie des forces de stabilisation entre les deux membres, observée chez des sujets hémiparétiques lors d'efforts unilatéraux aux membres inférieurs, se reproduisait lors d'efforts faits avec les membres supérieurs. Les sujets hémiparétiques et normaux ont exercé des efforts statiques unilatéraux d'abduction en rampe avec chacun des membres supérieurs. Cette tâche a été exécutée selon deux conditions d'appui, soit avec et sans fixation controlatérale. Selon les conditions, les forces ipsilatérales et controlatérales à l'effort ont été

mesurées par des capteurs de force fixés aux avant-bras par des anneaux de fixation et les forces exercées au siège ont été mesurées par une plate-forme de force sur laquelle les sujets étaient assis. Il a été démontré que les sujets exerçaient une force maximale plus grande du côté de l'effort dans la condition avec fixation controlatérale du membre supérieur. Dans cette condition, tous les sujets ont exercé des forces controlatérales avec leur membre supérieur en direction opposée à celles de l'effort. Ces forces controlatérales apparaissaient après celles mesurées du côté de l'effort alors que celles mesurées au siège apparaissaient en même temps. Les résultats des différentes analyses de variance ont révélé que chez les sujets hémiparétiques, les forces controlatérales associées à un effort du côté parétique étaient plus élevées que celles associées à un effort du côté non parétique. Les forces controlatérales associées à un effort du côté parétique étaient également plus élevées que celles mesurées chez les sujets normaux. Par ailleurs, l'asymétrie de la stabilisation posturale selon le côté de la tâche observée chez les sujets hémiparétiques s'avérait plus marquée chez les sujets ayant obtenu les résultats les moins élevés à une évaluation clinique de la fonction motrice. Il est suggéré que l'augmentation des forces controlatérales lors d'efforts statiques du côté parétique résulte de l'inadaptation de la stratégie de stabilisation à la faiblesse des muscles parétiques. L'influence de ce phénomène a été discutée dans une perspective clinique incluant notamment les exercices thérapeutiques utilisés en réadaptation.

Mots clés : Posture - hémiparésie - contrôle moteur

TABLE DES MATIÈRES

Identification du jury.....	ii
Sommaire	iii
Table des matières	v
Liste des tableaux.....	viii
Liste des figures.....	ix
Remerciements.....	xi
Dédicace.....	xii
1 INTRODUCTION.....	1
1.1 L'équilibre, la posture et le mouvement.....	1
1.2 Les ajustements posturaux	2
1.2.1 Les ajustements posturaux liés à une perturbation externe	3
1.2.2 Les ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires et aux efforts statiques	3
1.3 Rôle des ajustements posturaux.....	5
1.4 Adaptabilité des ajustements posturaux	6
1.5 Les ajustements posturaux des sujets hémiparétiques.....	10
1.5.1 Les ajustements posturaux liés à une perturbation externe des sujets hémiparétiques	11

1.5.2	Les ajustements associés aux mouvements volontaires et aux efforts statiques des sujets hémiparétiques	13
1.6	Organisation centrale des ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires.....	21
1.7	Les ajustements posturaux et les incapacités motrices	23
1.8	But de l'étude	25
2	ARTICLE Postural stabilization associated with static efforts at the upper limb in normal and hemiparetic subjects.....	26
2.1	Abstract	28
2.2	Introduction	29
2.3	Material and methods.....	34
2.4	Results	39
2.5	Discussion.....	44
2.6	Conclusion	50
2.7	References.....	52
2.8	List of Suppliers.....	59
2.9	Tables	60
2.10	Figures	62
2.11	Figure legend	68
3	DISCUSSION	70

3.1	Les ajustements posturaux caractérisés par les forces de stabilisation	71
3.2	Analyse des forces associées à un effort statique unilatéral.....	78
3.3	Forces associées à l'effort statique et aux stabilisations posturales des sujets hémiparétiques	83
3.4	Organisation centrale des stabilisations posturales des sujets normaux et hémiparétiques.....	86
3.5	Application clinique des résultats	89
4	CONCLUSION	91
	Liste des références	93

LISTE DES TABLEAUX

Tableaux de l'article :

Table 1	Characteristics of hemiparetic subjects	60
Table 2	Means and standard deviations of the forces exerted by hemiparetic and healthy subjects at the left arm, the seat and the right arm in x, y and z axis at 100% effort	61

LISTE DES FIGURES

Figures de l'article :

Figure 1	A representation of the experimental set-up.....	62
Figure 2	Means and standard errors of maximal forces exerted in y axis on the effort side.....	63
Figure 3	Example of a typical force recording from a healthy subject performing a ramp abduction contraction on the right side in the contralateral fixation condition (C+).	64
Figure 4	The means and standard errors of force generated at the seat and in both upper limbs in the y axis by normal and hemiparetic subjects at 100% effort.	65
Figure 5	The temporal occurrence of the seat forces and contralateral forces compared to the forces measured on the side of the primary effort in healthy and hemiparetic subjects.....	66

Figure 6	The means and standard errors of the normalized contralateral forces in the y axis and the normalized contralateral total force amplitude	67
----------	---	----

Figures du mémoire :

Figure 1	Relation temporelle entre les forces exercées au siège et celles correspondant à l'effort dans la condition sans appui.....	73
Figure 2	Relation entre les forces controlatérales normalisées lors des tâches à droite et à gauche chez les sujets normaux	77
Figure 3	Exemple typique des forces mesurées dans la condition sans appui chez un sujet normal.....	79
Figure 4	Analyse mécanique des forces d'abduction et de stabilisation.....	80
Figure 5	Modèle neurologique de coordination entre l'effort et la stabilisation controlatérale	88

REMERCIEMENTS

Je tiens particulièrement à remercier avec gratitude Monsieur Daniel Bourbonnais, directeur de recherche, pour m'avoir témoigné sa confiance tout au long de mes études. Son soutien et sa direction judicieuse ont facilité l'exécution de ce travail.

J'adresse aussi mes remerciements à Madame Jody Nicholson pour l'aide apportée à la version anglaise du manuscrit et à tous les collaborateurs du centre de recherche, notamment Messieurs Martin Leblanc, Michel Goyette, Daniel Marineau et Jérôme Diézel. Merci aussi à Patrick Boissy et Catherine Mercier pour leur collaboration et les nombreux échanges enrichissants.

Je suis également reconnaissante envers le Réseau de recherche en réadaptation de Montréal et de l'Ouest du Québec pour l'octroi d'une bourse d'étude.

Un très grand merci à ma famille et mes amis qui de près ou de loin m'ont encouragée durant les deux dernières années.

À Kurt, et à ma famille

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

1.1 L'ÉQUILIBRE, LA POSTURE ET LE MOUVEMENT

Le maintien de la posture debout et assise requiert le contrôle de l'équilibre, qui par définition est présent lorsque que la projection du centre de gravité se situe à l'intérieur de la base de sustentation (Massion, 1997). Lors de l'exécution d'un mouvement volontaire, la posture de référence et l'équilibre sont perturbés. Ces perturbations sont induites par le mouvement lui-même. La réalisation d'un mouvement volontaire est donc accompagnée d'ajustements posturaux, lesquels constituent une réponse motrice aux perturbations de la posture ou de l'équilibre. Ceci suggère que l'organisation motrice doit tenir compte à la fois des besoins liés aux mouvements et à la stabilisation de certains segments (Massion et Viallet, 1990; Massion, 1992). Cette coordination entre la posture et le mouvement peut être illustrée par une tâche de flexion de l'épaule en position debout (Bouisset et Zattara, 1981). Dans cette tâche, plusieurs muscles sont activés, dont les muscles de l'épaule impliqués directement dans le mouvement focal, ainsi que les muscles du tronc et des membres inférieurs qui permettent de contrecarrer la perturbation de l'équilibre induite par le mouvement.

1.2 LES AJUSTEMENTS POSTURAUX

Deux principaux types d'ajustements posturaux ont été identifiés. Il s'agit des ajustements posturaux liés aux perturbations externes et des ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires. Les ajustements posturaux liés aux perturbations externes, aussi appelés automatiques, surviennent comme leur nom l'indique, à la suite d'une perturbation externe et par le concours de rétroaction ("feed-back"). Ces derniers constituent principalement une réponse réflexe aux perturbations de l'équilibre debout (Nashner et Cordo, 1981).

Parmi les ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires, les ajustements posturaux anticipés surviennent avant le début du mouvement ou en même temps. Ils sont dits anticipés parce qu'ils surviennent avant la perturbation créée par le mouvement (Massion, 1992). Ainsi, les ajustements posturaux anticipés sont activés selon un mode de proaction ("feed-foward"). Ceci suggère que les perturbations causées par un mouvement sont prévisibles prédites par le système nerveux sur la base des apprentissages moteurs antérieurs et que les ajustements posturaux anticipés qui prennent place sont préprogrammés (Massion, 1992 ; Bouisset et Zattara, 1987). Suite à ces ajustements anticipés, d'autres ajustements posturaux peuvent prendre place (Gahery, 1987 ; Massion 1992). Cependant les caractéristiques des ajustements posturaux ayant lieu pendant et après le mouvement ont fait l'objet de peu d'études. Plus spécifiquement, lors d'un mouvement volontaire, les

activités posturales devraient couvrir la totalité du mouvement et voire, en plus de le précéder, le suivre (Bouisset, 1991).

1.2.1 Les ajustements posturaux liés à une perturbation externe

Les premières études qui ont porté sur les ajustements posturaux liés à des perturbations externes furent celles de Nashner (Nashner, 1976 ; 1977 ; 1982). Ces études, et par la suite celles d'autres auteurs (Badke et Di Fabio, 1985 ; Horak et Nashner, 1986 ; Horak et al., 1989 ; Keshner et al., 1988 ; Nashner et Berthoz, 1978) ont en outre porté sur les ajustements posturaux survenant à la suite de perturbations de la surface d'appui. Ces perturbations externes consistaient principalement en des mouvements d'une plate-forme sur laquelle les sujets se tenaient debout. Ces mouvements de rotation et de translation antéro-postérieure ou postéro-antérieure perturbaient le maintien de l'équilibre debout et les sujets sains réalisaient involontairement différents ajustements posturaux, sur la base des informations proprioceptives, vestibulaires et visuelles. Ces ajustements étaient caractérisés par l'activité électromyographique de plusieurs muscles dans une séquence temporelle et spatiale stéréotypée selon le type de perturbation imposée (Nashner et Cordo, 1981).

1.2.2 Les ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires et aux efforts statiques

Les ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires ont fait

l'objet d'une publication il y a déjà presque un siècle. En effet, Babinski (1899) a rapporté l'absence de synergie posturale chez un sujet présentant une atteinte cérébelleuse. Chez les sujets sains, cette synergie se caractérisait par une flexion des genoux associée à l'extension du tronc. La flexion des genoux empêchait le centre de gravité d'être projeté en arrière et en dehors du polygone de sustentation et ainsi prévenait la chute en arrière.

Par la suite, Belenkii et al. (1967) ont démontré la présence d'activités électromyographiques anticipées dans les muscles du tronc et des membres inférieurs au cours d'une tâche d'élévation du bras en position debout. Ils ont proposé que ces activités anticipées étaient reliées au maintien de l'équilibre. Les ajustements posturaux anticipés au cours de cette même tâche ont été confirmés et précisés dans plusieurs études ultérieures (Bouisset et Zattara, 1981 ; 1987 ; Cordo et Nashner, 1982 ; Lee, 1980 ; Lee et al., 1987).

D'autres tâches ont été utilisées pour confirmer la présence d'ajustements posturaux anticipés lors de mouvements volontaires en position debout. Ainsi, des ajustements posturaux anticipés ont été observés lors de tâches de traction et de poussée d'une poignée (Brown et Frank, 1987 ; Cordo et Nashner, 1982 ; Lee et al., 1990 ; Woollacott et al., 1984), de flexion ou d'extension du coude (Friedli et al., 1984 ; Friedli et al., 1988 ; Weeks et Wallace, 1992) et de flexion et d'extension du tronc (Crenna et al., 1987 ; Oddsson and Thorstensson, 1987 ; Pedotti et al., 1989).

Lors d'une tâche d'élévation du bras, la présence d'ajustements posturaux consécutifs aux mouvements volontaires a aussi été démontrée. Lors de cette tâche, le temps d'apparition et la durée des forces de réaction au sol, mesurés à l'aide d'une plate-forme de force ont été comparés au temps d'apparition et à la durée de l'accélération du mouvement du bras. Ainsi des forces de réaction au sol ont été enregistrées avant ainsi qu'après le début de l'accélération du bras et la fin de sa décélération, suggérant que des activités posturales avaient lieu avant et après le mouvement (Bouisset et Zattara, 1987).

Plus récemment, la présence d'ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires a été démontrée en position assise lors de tâches d'élévation et d'abduction du bras (Moore et al., 1992 ; Palmer et al., 1996). Dans cette même posture, les ajustements posturaux associés à des efforts statiques des membres inférieurs et supérieurs ont aussi été étudiés (Gauthier et al., 1992 ; Le Bozec et al., 1997). Le Bozec et al. (1997), ont notamment observé, lors d'une tâche de poussée sur une poignée fixe, que des ajustements posturaux dynamiques avaient lieu. Ces ajustements posturaux dynamiques permettaient d'exercer une contre-perturbation et étaient caractérisées par les forces de réaction au siège et aux pieds.

1.3 RÔLE DES AJUSTEMENTS POSTURAUX

Le maintien de l'équilibre et le maintien de la posture constituent les rôles principaux des ajustements posturaux. Alors que l'équilibre est au premier plan

lors de perturbations externes en position debout, plusieurs autres rôles peuvent coexister lors des mouvements volontaires (Massion, 1997).

Ainsi, en position debout, lors d'une perturbation de la surface d'appui, les ajustements posturaux ont pour rôle de préserver l'équilibre en tentant de conserver le centre de gravité à l'intérieur de la base de sustentation. Lors de mouvements volontaires, le rôle des ajustements posturaux est de fournir une base stable aux mouvements en assurant des limites de stabilité suffisantes, en minimisant les perturbations de la posture ou de l'équilibre causées par le mouvement qui prend place et finalement en stabilisant l'ensemble du corps ou les segments proximaux au segment où le mouvement prend place (Gahéry, 1987 ; Massion, 1992 ; Massion, 1997). L'activation des muscles posturaux non impliqués directement dans la tâche engendre des forces opposées à celles engendrées par cette dernière et permet ainsi, selon le cas, le maintien de l'équilibre ou celui de la posture segmentaire ou globale du corps (Bouisset et Zattara, 1987).

1.4 ADAPTABILITÉ DES AJUSTEMENTS POSTURAUX

Bien que les ajustements posturaux soient généralement stéréotypés pour une tâche spécifique par une séquence temporelle et spatiale de l'activation des muscles (Bouisset et Zattara, 1987 ; Nashner et Cordo, 1981), ils s'adaptent aux caractéristiques de la perturbation de l'équilibre ou de la posture engendrée, que ce soit à la suite de perturbations externes, de mouvements

volontaires ou d'efforts statiques. Ainsi, les ajustements posturaux s'adaptent aux conditions de la tâche qui comprennent, outre la nature et l'intensité de la perturbation, la stabilité de la posture initiale et les conditions d'appui.

Il fut démontré que les ajustements posturaux s'adaptent à la direction de la perturbation. En effet, lors d'une perturbation induite par une rapide translation antéro-postérieure de la plaque de support sur laquelle les sujets se tenaient debout, les muscles de la loge postérieure des membres inférieurs étaient activés. À l'inverse, lorsque la translation était postéro-antérieure, ce sont les muscles de la loge antérieure qui étaient activés (Horak et Nashner, 1986 ; Nashner, 1977). Cette adaptabilité directionnelle a été également démontrée lors de tâches volontaires qui entraînaient des perturbations de sens opposé. Ainsi, lors d'une tâche de flexion bilatérale des coudes, des activités électromyographiques anticipées ont été mesurées dans les muscles spinaux et les biceps cruraux alors que lors de l'extension des coudes, ces mêmes activités ont été enregistrées dans les muscles abdominaux et les quadriceps (Friedli et al., 1984).

Les ajustements posturaux s'adaptent également à l'intensité de la perturbation, qu'il s'agisse de la vitesse ou de l'accélération de cette dernière ou encore de la masse déplacée. En effet, lorsque la perturbation de la surface d'appui sur laquelle les sujets se tenaient debout se produisait à une plus grande vitesse, l'amplitude de l'activité électromyographique des muscles posturaux était plus importante (Nashner et Cordo, 1981). Les ajustements

posturaux anticipés se sont aussi avérés plus marqués lorsque le mouvement volontaire d'élévation du bras se produisait plus rapidement (Horak et al., 1984 ; Lee et al., 1987). La masse déplacée peut constituer aussi un paramètre de la tâche auquel les ajustements posturaux s'adaptent. Aussi, 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 sans poids additionnel, survenaient plus rapidement (Bouisset et Zattara, 1986 ; Horak et al. 1984).

Dans des conditions statiques, lors d'efforts unilatéraux au niveau de la hanche en position assise, il a été démontré que les forces controlatérales assurant les stabilisations posturales étaient plus élevées lorsque les niveaux d'effort volontaire étaient augmentés (Gauthier et al., 1992). De la même manière, il a été observé dans une tâche de poussée bilatérale des membres supérieurs, que les forces de stabilisation externes mesurées au siège et aux pieds augmentaient proportionnellement avec la force de poussée (Le Bozec et al., 1997). Ces résultats indiquent que l'augmentation du niveau de force lors d'efforts statiques accentue aussi l'intensité des stabilisations posturales.

Le degré de stabilité de la posture initiale influence aussi l'intensité des ajustements posturaux. Cordo et Nashner (1982) ont noté, lors de l'action volontaire de tirer sur une poignée, que l'activité posturale des muscles des membres inférieurs normalement observée était absente lorsque les sujets étaient supportés à l'épaule. Friedli et al. (1984) ont fait une observation

similaire et ont noté, lors d'une tâche de flexion bilatérale du coude en position debout, que l'activité électromyographique du biceps crural était réduite lorsque le sujet était fixé à un mur en comparaison à celle mesurée lorsque le sujet ne l'était pas. Un changement de l'appui initial peut donc modifier, voire éliminer la réponse posturale.

La présence et le type d'appuis externes pouvant volontairement être utilisés constituent aussi une caractéristique de la tâche pouvant modifier la localisation des ajustements posturaux. Cordo et Nashner (1982), ont effectivement démontré que l'activité posturale des muscles des membres inférieurs généralement observée lors d'une perturbation de l'équilibre debout était réduite ou absente lorsque les sujets pouvaient se tenir à une poignée fixe. Ainsi, dans une situation où un sujet se tenait debout sur une plate-forme et tenait une poignée fixe et où la perturbation était induite par la traction d'une poignée ou par une translation de la plate-forme, les stabilisations posturales étaient principalement réalisées par le biceps. L'absence de l'activité posturale dans les muscles des membres inférieurs a aussi été notée lors de l'action volontaire de tirer sur une poignée alors que les sujets pouvaient se tenir avec un doigt à un rail protecteur le long de la plate-forme (Cordo et Nashner, 1982).

Il faut enfin noter que les ajustements posturaux s'acquièrent et s'améliorent avec l'apprentissage. Ceci s'applique particulièrement aux ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires perfectionnés à travers leur utilisation dans les activités de la vie quotidienne (Massion et Viallet,

1990). Néanmoins, lorsque la réponse posturale n'est pas approprié au maintien de l'équilibre lors de perturbations externes, elle peut le devenir avec la pratique. En effet, Nashner (1976 ;1977 ;1982) a observé, lors d'une perturbation, induisant une flexion dorsale des chevilles en position debout, que les premiers ajustements posturaux n'étaient pas adaptés au maintien de l'équilibre. La flexion dorsale allongeait les muscles de la loge postérieure des jambes, qui se contractaient et qui favorisaient ainsi le déséquilibre du corps vers l'arrière. La réponse posturale des sujets s'adaptait après quelques essais et se sont les muscles de la loge antérieure des membres inférieurs qui se contractaient de manière à maintenir l'équilibre debout. Une adaptation comparable avait lieu aussi lors de perturbations en sens inverse.

1.5 LES AJUSTEMENTS POSTURAUX DES SUJETS HÉMIPARÉTIQUES

L'accident vasculaire cérébral peut donner lieu à plusieurs incapacités selon l'étendue et la localisation des lésions cérébrales. Il peut s'agir d'incapacités motrices, sensibles ou neuropsychologiques. La plupart des incapacités motrices et sensibles se situent dans l'hémicorps controlatéral à la lésion, bien que des incapacités ipsilatérales puissent être également observées (Desrosiers et al., 1996 ; Jones et al., 1989). Les incapacités neuropsychologiques, quant à elles, peuvent aussi être latéralisées (Cambier et al., 1989). Chacune des ces incapacités peut contribuer à des incapacités de la posture (Pérennou et al., 1996).

En vertu de leur portée clinique pour la rééducation motrice des sujets hémiparétiques, les ajustements posturaux de ces sujets ont fait l'objet de plusieurs études. Ces études ont permis de démontrer que la plupart des sujets avaient conservé la capacité d'exercer des ajustements posturaux, mais que la réalisation de ces derniers était perturbée. Ces perturbations se situent principalement dans le temps d'activation en regard de la perturbation, la séquence temporelle d'activation et l'intensité de la force des muscles impliqués dans l'activité posturale.

1.5.1 Les ajustements posturaux liés à une perturbation externe des sujets hémiparétiques

Plusieurs études ont évalué les ajustements posturaux des sujets hémiparétiques à la suite de perturbations de la surface d'appui (Badke et Duncan, 1983 ; Badke et al., 1987 ; Di Fabio et al., 1986 ; Di Fabio, 1987 ; Di Fabio et al., 1992). Dans ces études, l'équilibre des sujets était perturbé par une translation ou une rotation de la surface de support sur laquelle les sujets se tenaient debout. Les ajustements posturaux des sujets hémiparétiques lors de translations de la surface d'appui étaient différents de ceux des sujets normaux. En effet, le temps d'activation des muscles parétiques était plus long et variable (Badke et Duncan, 1983 ; Badke et al., 1987 ; Di Fabio et al., 1986). De plus, la réponse posturale était initiée par le membre inférieur non parétique et celle-ci était plus rapide que chez les sujets normaux (Di Fabio et al., 1986). Par ailleurs, les sujets hémiparétiques utilisaient différents patrons d'activation en réponse aux perturbations, le plus fréquent étant la co-contraction des muscles

des loges antérieure et postérieure des membres inférieurs (Badke et Duncan, 1983). Enfin, la séquence d'activation disto-proximale observée chez la majorité des sujets sains était chez plusieurs sujets hémiparétiques inversée dans le membre inférieur parétique (Badke et Duncan, 1983 ; Badke et al., 1987).

Il a été également soulevé que les patrons d'activation des différents muscles variaient chez les sujets hémiparétiques d'un essai à l'autre, alors que chez les sujets normaux le patron d'activation était constant (Badke et Duncan, 1983). Cette variabilité s'avérait plus grande chez les sujets présentant les résultats les moins élevés à une évaluation de la fonction sensori-motrice (Fugl-Meyer et al., 1975).

L'étude de Badke et al., (1987) a permis aussi d'évaluer l'effet de la connaissance de la direction de la perturbation de la surface d'appui. Le temps d'activation des muscles parétiques était plus court lorsque la perturbation était prévue et que la direction de celle-ci était antéro-postérieure, alors que chez les sujets normaux, il n'y avait pas de différence, que la direction de la perturbation soit prévue ou non. De plus, la séquence d'activation, qui était souvent inversée dans le membre parétique lorsque la direction de la perturbation était imprévue, l'était moins lorsque la direction était prévue. Ceci suggère que les sujets hémiparétiques pourraient, en utilisant les indices verbaux, moduler à l'avance leur réponse posturale et ainsi augmenter leur efficacité.

L'étude de Di Fabio et al. (1986) a montré que la réponse posturale

inappropriée, accompagnant un mouvement de rotation de la surface de support, s'atténue avec la pratique chez les sujets hémiparétiques tout comme chez les sujets normaux. Cependant, bien que l'atténuation de l'activité des muscles distaux était comparable à celle observée chez les sujets normaux, la diminution de l'activité des muscles proximaux était moins marquée que chez les sujets normaux. Ces données suggèrent que le système postural des sujets hémiparétiques demeure dans une certaine mesure adaptable.

1.5.2 Les ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires et aux efforts statiques des sujets hémiparétiques

Plusieurs études portant sur les ajustements posturaux lors de mouvements volontaires ou d'efforts statiques ont été effectuées auprès des sujets hémiparétiques. Ainsi, Horak et al. (1984) ont évalué les ajustements posturaux lors d'une tâche d'élévation du membre supérieur non parétique, rapide et avec un poids. D'autres études ont évalué les ajustements posturaux lors de tâches unilatérales effectuées en position assise (Gauthier et al., 1992 ; Palmer et al., 1996). Viallet et al. (1992) ont étudié les ajustements posturaux segmentaires du membre supérieur portant un poids lors d'une tâche de délestage effectuée par l'autre membre supérieur. Palmer et al. (1996) ont, quant à eux, étudié les ajustements posturaux associés à une tâche d'abduction balistique unilatérale des membres supérieurs. Enfin, Gauthier et al. (1992) ont évalué les ajustements posturaux lors d'efforts statiques unilatéraux de la hanche en abduction, adduction, flexion et extension.

En position debout, Horak et al. (1984) ont analysé les ajustements posturaux anticipés du tronc et des membres inférieurs liés à une élévation volontaire du bras droit, rapide et avec un poids. L'étude comptait trente sujets normaux et treize sujets hémiparétiques du côté gauche. L'activité électromyographique du deltoïde droit indiquait que les sujets hémiparétiques exécutaient les mouvements moins rapidement que les sujets sains dans les deux conditions. Aussi, de façon à comparer les résultats entre les groupes, seuls les essais les plus rapides ont été retenus. Les résultats indiquaient que les ajustements posturaux anticipés des sujets hémiparétiques étaient présents. Cependant, l'activité électromyographique du biceps crural et des muscles spinaux du côté parétique survenait plus tardivement par comparaison avec les données obtenues chez les sujets normaux. Par ailleurs, lors de la condition rapide d'élévation, l'activité du biceps crural du membre inférieur non parétique était devancée en comparaison avec les sujets normaux.

Les auteurs de cette étude ont tenté d'expliquer le retard de l'activation des muscles posturaux parétiques par l'excitabilité moindre des motoneurones du côté parétique ou encore par le fait que les fibres descendantes du côté parétique seraient insuffisantes pour activer les motoneurones aussi rapidement que chez les sujets normaux. Dans un autre ordre d'idées, les auteurs supposent que les sujets hémiparétiques ne peuvent exécuter les mouvements aussi vite que les sujets normaux à cause du retard dans l'activité posturale des muscles parétiques, laquelle est nécessaire dans la stabilisation posturale.

La coordination bilatérale entre la posture et le mouvement a été évaluée à l'aide d'une tâche de délestage imposé ou volontaire exécutée en position assise. Cette tâche, développée par Hugon et al., (1982), a fait l'objet de nombreuses études dans le but de déterminer les mécanismes neurologiques sous-jacents et responsables de cette coordination (Dufossé et al., 1985 ; Forget et Lamarre, 1990 ; Forget et Lamarre, 1995 ; Ioffé et al., 1996 ; Paulignan et al., 1989, Viallet et al., 1992). En bref, les sujets étaient assis ; l'avant-bras dit « postural » était en position horizontale et supportait un plateau portant un poids. Un capteur de force fixé au plateau pouvait indiquer le délestage du plateau par soulèvement du poids. Ce dernier était soulevé par l'expérimentateur ou volontairement par l'autre main du sujet (« bras actif »). Les paramètres mesurés du côté postural étaient la force exercée par le poids, le déplacement angulaire du coude et l'activité électromyographique du brachio-radialis alors que du côté du bras actif l'activité électromyographique du biceps a été enregistrée. Ainsi, chez les sujets normaux, lorsque le poids était soulevé par l'expérimentateur, il s'en suivait une importante flexion du coude du bras postural alors que lorsque le poids était délesté par le bras actif du sujet, la flexion du coude était faible ou absente. Une diminution de l'activité du brachio-radialis du bras postural apparaissait avant l'activation du biceps du bras actif et permettait ainsi la stabilité du bras postural.

Viallet et al. (1992) ont utilisé cette tâche de délestage pour étudier la coordination bilatérale de cinq sujets sains et de huit sujets ayant une lésion cérébrale dont cinq avec une lésion de l'aire motrice supplémentaire

unilatérale, un avec une section complète du corps calleux et deux ayant une hémiparésie spastique conséquemment à une lésion ischémique sous-corticale et une hémorragie de la région rollandique. Les résultats montraient, par comparaison avec les sujets normaux, que les ajustements posturaux chez le sujet avec une section du corps calleux étaient conservés ; que les ajustements posturaux anticipés chez la majorité des sujets avec une atteinte de l'aire motrice supplémentaire étaient altérés lorsque l'avant-bras « postural » était controlatéral à la lésion ; et que les ajustements posturaux des sujets présentant une hémiparésie étaient absents lorsque l'avant-bras postural était controlatéral à la lésion.

D'autres études ont précisé les ajustements posturaux en position assise lors de tâches unilatérales impliquant chacun des deux hémicorps. Ainsi, Palmer et al. (1996) ont étudié les ajustements posturaux du tronc qui accompagnent l'abduction balistique du bras. Cette étude a été effectuée auprès de dix sujets normaux et cinq sujets hémiparétiques. L'accélération du bras a été enregistrée à l'aide d'un accéléromètre et l'activité musculaire a été enregistrée par électromyographie du muscle deltoïde, du côté de la tâche, ainsi que du muscle grand dorsal, bilatéralement. Lors de l'exécution de la tâche par le membre supérieur non parétique chez les sujets hémiparétiques, les résultats indiquaient que par comparaison avec les sujets normaux, le temps d'activation du deltoïde était plus long et l'amplitude de l'activité du grand dorsal controlatéral (parétique) était diminuée, lorsqu'elle n'était pas absente. De plus, lorsque les sujets exécutaient la tâche avec le membre supérieur parétique,

l'amplitude de l'activité du grand dorsal controlatéral (non parétique) était augmentée bien que l'accélération ainsi que la vitesse du membre parétique étaient significativement diminuées.

Les auteurs de cette dernière étude s'expliquent mal que la nette diminution de l'amplitude de l'activité du grand dorsal parétique, lorsque le mouvement est effectué par le membre non parétique, soit causée par les changements musculaires uniquement. De plus, ils spécifient qu'il ne peut s'agir d'un changement de stratégie, car lorsque l'activité du grand dorsal est présente, elle suit le même patron séquentiel, en regard des muscles impliqués dans l'activité principale et l'activité posturale, que celui observé chez les sujets normaux. Pour les auteurs, il est évident que le mouvement balistique et les ajustements posturaux sont altérés lorsqu'ils sont controlatéraux à la lésion. Et bien que les auteurs ne le mentionnent pas comme tel, les ajustements posturaux ipsilatéraux apparaissent aussi altérés. Enfin, les auteurs proposent que les commandes des ajustements posturaux anticipés qui accompagnent le mouvement ne passent pas via le cortex, mais que le cortex moteur fournit tout de même le support tonique aux ajustements posturaux générés à un niveau hiérarchiquement plus bas du système moteur.

Des réponses controlatérales plus faibles ou plus élevées associées respectivement à un effort statique du côté non parétique et parétique ont été également observées dans une étude menée par Lazarus (1992). Cette étude a été effectuée auprès de cinq sujets normaux et cinq sujets présentant une

hémiparésie consécutive à un traumatisme crânio-cérébral. L'objectif était d'examiner les mouvements controlatéraux associés à un effort statique de flexion du coude et de vérifier s'ils pouvaient être inhibés volontairement à la suite d'un entraînement avec biofeedback. Les sujets, en position assise, devaient exercer des efforts statiques unilatéraux selon plusieurs niveaux d'effort, alors que les forces exercées étaient mesurées bilatéralement. Les résultats de cette étude indiquaient que les sujets sains et hémiparétiques exerçaient des forces controlatérales quel que soit le côté de l'effort. Bien qu'il s'agisse d'une tendance non significative, il est apparu que les forces controlatérales associées aux efforts exercés du côté parétique étaient plus élevées que celles associées aux efforts exercés du côté non parétique. Par ailleurs, suite à l'entraînement, cette tendance était renversée, les forces controlatérales associées aux efforts exercés du côté parétique étant plus élevées. Ainsi, les forces controlatérales associées aux efforts du côté non parétique étaient inhibées alors que celles associées aux efforts du côté parétique ne l'étaient pas en totalité. Ces dernières étaient beaucoup plus élevées à mesure que le niveau d'effort augmentait suggérant qu'elles puissent représenter des syncinésies. L'auteur de cette étude a considéré les forces controlatérales enregistrées comme étant des mouvements associés, sans distinction avec les stabilisations posturales. Cependant, d'un point de vue mécanique, les forces controlatérales étant partiellement opposées de par leur direction aux forces du côté de l'effort, elles permettaient de stabiliser la posture.

Gauthier et al. (1992) ont également étudié les caractéristiques des moments de force associés à des efforts statiques. Plus spécifiquement, cette étude effectuée auprès de dix-huit sujets normaux et seize sujets hémiparétiques consistait à examiner et quantifier les stabilisations posturales des membres inférieurs à la suite d'efforts statiques unilatéraux de la cuisse en abduction, adduction, flexion et extension, selon deux niveaux de forces. Les forces des membres inférieurs ont été mesurées à l'aide de capteurs de force. Les résultats indiquaient que chez les sujets hémiparétiques et normaux, la direction des moments de force controlatéraux était opposée à celle des moments ipsilatéraux. Cependant, contrairement aux sujets normaux pour qui les moments de force ne varient pas selon le côté de l'effort, les sujets hémiparétiques exerçaient des moments de force significativement plus élevés lorsque les efforts étaient effectués du côté parétique que lorsque les efforts étaient faits du côté non parétique. De plus, ces moments de force controlatéraux associés à un effort du côté parétique étaient également plus élevés que les moments de force controlatéraux des sujets normaux.

Parmi les diverses tâches utilisées lors des mouvements volontaires, il semblerait que certaines impliquent des ajustements posturaux qui auraient pour principale fonction d'assurer le maintien de l'équilibre (Horak et al., 1984) ; d'autres feraient appel à une coordination d'activités bilatérales asymétriques (Viallet et al., 1992) et enfin, d'autres maintiendraient la posture, notamment pour faciliter le mouvement ou l'effort déployés (Gauthier et al., 1992 ; Palmer et al., 1996).

Somme toute, ces études ont permis de démontrer que les ajustements posturaux des sujets hémiparétiques étaient modifiés en comparaison à ceux des sujets normaux et que les incapacités posturales affectent les deux hémicorps. En effet, dans bien des cas, les ajustements posturaux sont perturbés, qu'ils soient du côté parétique ou non parétique . De plus, il semblerait que les ajustements posturaux soient altérés différemment selon leur rôle dans les tâches étudiées, notamment du côté parétique. Les perturbations dans les ajustements posturaux du côté non parétique, auraient, quant à elles, surtout lieu lorsque ceux-ci sont associés aux mouvements volontaires dans des tâches unilatérales.

Notons enfin, que parmi les études sur les sujets hémiparétiques et portant sur les ajustements posturaux associés à un mouvement volontaire, à un effort statique ou encore à une perturbation externe, il y en a peu qui décrivent le portrait clinique des sujets à l'étude (Badke et Duncan, 1983 ; Gauthier et al., 1992). De plus, une seule tente de corrélérer les déficits observés dans les ajustements posturaux à la sévérité clinique de la performance motrice (Badke et Duncan, 1983). Finalement, deux des quatre études qui ont porté sur les ajustements posturaux associés à un mouvement ou un effort volontaire comptent très peu de sujets hémiparétiques (Palmer et al., 1996 ; Viallet et al., 1992).

1.6 ORGANISATION CENTRALE DES AJUSTEMENTS POSTURAUX ASSOCIÉS AUX MOUVEMENTS VOLONTAIRES

Bien que le nombre d'études effectuées auprès des sujets hémiparétiques demeure limité, les résultats des études recensées indiquent que suite à une lésion cérébrale unilatérale, les ajustements posturaux liés à une perturbation externe, à un mouvement volontaire ou à un effort statique sont perturbés. Ces perturbations peuvent être dues au fait que les structures ou réseaux impliqués dans l'activité posturale ne fonctionnent pas adéquatement en l'absence de commandes appropriées générées par les structures corticales (Massion, 1992).

Par ailleurs, des expériences conduites auprès de sujets présentant d'autres atteintes neurologiques ont permis d'établir que le cortex moteur, l'aire motrice supplémentaire et l'aire prémotrice comptent parmi les structures pouvant générer ou moduler les ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires (Massion, 1992 ; Viallet et al., 1992). Les ganglions de la base et le cervelet ont été également identifiés comme des structures pouvant être liées à la modulation des ajustements posturaux, mais leur implication demeure controversée (Massion, 1992).

Deux modes de coordination entre la posture et le mouvement ont été suggérés (Massion, 1992). Un mode hiérarchique, où les voies du contrôle du mouvement agissent sur le contrôle postural par le biais de collatérales et un

mode parallèle, où le mouvement et l'ajustement postural sont contrôlés par des voies parallèles. Le premier mode correspondrait aux observations lorsque les ajustements posturaux ont lieu en même temps que le mouvement et le second mode caractériserait les conditions où le mouvement prend place, après que les ajustements posturaux aient fourni une base stable aux mouvements à venir. Pour l'un ou l'autre de ces modes, le niveau où a lieu la coordination entre la posture et le mouvement demeure mal connu.

Le modèle de mécanisme neurologique le plus explicite concernant la coordination entre la posture et le mouvement est celui proposé par Viallet et al. (1992) et élaboré à l'aide d'une tâche active de délestage. Cette coordination ne serait pas faite via le corps calleux mais à un niveau inférieur. Les voies du contrôle du mouvement enverraient des influx par le biais de voies collatérales à un niveau sous cortical, lesquelles seraient donc responsables du déclenchement de l'ajustement postural controlatéral. La capacité d'utiliser ces voies collatérales de même que de moduler leur action serait contrôlée par l'aire motrice supplémentaire et les ganglions de la base. Ainsi, la voie de commande du mouvement mettrait en jeu simultanément, par le biais de collatérales soumises à un contrôle de porte et de gain, le réseau responsable de la posture controlatérale (Massion et al., 1989 ; Massion et Viallet, 1990 ; Massion, 1992 ; Viallet et al., 1992).

1.7 LES AJUSTEMENTS POSTURAUX ET LES INCAPACITÉS MOTRICES

La fonction motrice des sujets hémiparétiques est altérée. Suite aux lésions cérébrales, des changements peuvent s'effectuer au niveau des unités motrices et des muscles (Bourbonnais et Vanden Noven, 1989). Ces changements, souvent étroitement liés, contribuent à la faiblesse des muscles parétiques. Par ailleurs, des changements au niveau des voies descendantes peuvent également contribuer à l'incoordination, affectant, entre autres, la synergie des patrons d'activation (Bourbonnais et al., 1992). Les résultats de Badke et Duncan (1983) suggèrent l'existence de telles perturbations dans les synergies des patrons d'activation des muscles posturaux. Cependant, il demeure difficile, dans l'interprétation des résultats, de distinguer si les altérations des ajustements posturaux résultent de la lésion cérébrale comme telle ou des changements au niveau périphérique découlant de cette dernière ou des deux à la fois.

Gauthier et al. (1992) associent les résultats de leur étude à la faiblesse des muscles parétiques. Tel que rapporté précédemment, ils ont étudié les caractéristiques des forces controlatérales associées à des efforts statiques unilatéraux de la cuisse en abduction, adduction, flexion et extension selon deux niveaux de force. Les résultats indiquaient que chez les sujets hémiparétiques et normaux, la direction des moments de force controlatéraux était opposée à celle des moments ipsilatéraux. Chez les sujets normaux ces moments de force ne variaient pas selon le côté de l'effort. Cependant les

sujets hémiparétiques exerçaient des moments de force significativement plus élevés lorsque les efforts étaient effectués du côté parétique que lorsque les efforts étaient faits du côté non parétique. Ces moments de force controlatéraux associés à un effort du côté parétique étaient aussi plus élevés que ceux mesurés chez les sujets normaux.

Ces auteurs ont donc tenté de schématiser l'organisation centrale de la coordination entre l'effort et la stabilisation posturale en tenant compte de la faiblesse musculaire. À cette fin, ils ont utilisé et modifié un modèle développé par Paulignan et al. (1989). C'est ainsi qu'ils supposent que les commandes du mouvement et les ajustements posturaux anticipés sont générés par des commandes parallèles, lesquelles sont unies par des voies collatérales qui incluent un contrôle du gain. Ils suggèrent également que le contrôle du gain qui a lieu du côté opposé à la lésion s'adapterait à l'effort du côté parétique, alors que celui du côté de la lésion ne s'adapterait pas. Ainsi, pour que les sujets réussissent la tâche avec leur membre parétique, la commande motrice doit correspondre à un effort plus important de manière à compenser la faiblesse des muscles parétiques, et parce que le gain ne s'adapte pas à la force musculaire du côté non parétique, une force controlatérale plus élevée est exercée.

Le modèle précédemment présenté pourrait expliquer l'augmentation de l'intensité de l'ajustement postural controlatéral du côté non parétique, lors d'une tâche unilatérale, et pourrait s'appliquer aux résultats d'autres études.

Effectivement, les résultats des études de Palmer et al. (1996) et Lazarus (1992) sont similaires à ceux de Gauthier et al. (1992), ayant tous révélé des réponses contralatérales associées à un effort du côté parétique plus élevées que celles des sujets normaux. De plus, chacune de ces études implique une tâche unilatérale en position assise.

Les résultats qui ont permis l'élaboration du modèle présenté par Gauthier et al. (1992) concernaient des tâches unilatérales effectuées avec les membres inférieurs. Aussi, malgré les similitudes observées et les liens pouvant être faits avec les résultats d'autres études, aucune étude n'a vérifié spécifiquement la généralisation des résultats de Gauthier et al. (1992) pour des tâches similaires effectuées dans des conditions statiques avec les membres supérieurs.

1.8 BUT DE L'ÉTUDE

Le but de l'étude était de quantifier et comparer les stabilisations posturales des sujets hémiparétiques et normaux lors d'efforts statiques des membres supérieurs. Ainsi, lors d'efforts statiques unilatéraux en abduction, la force exercée par les sujets a été enregistrée bilatéralement aux membres supérieurs et au siège. Ces mesures ont permis de vérifier si les sujets hémiparétiques exerçaient des stabilisations posturales dont l'intensité variait en fonction du membre supérieur utilisé.

CHAPITRE 2 : ARTICLE

Postural stabilization associated with static efforts at
the upper limb in normal and hemiparetic subjects

**Postural stabilization associated with static efforts at the upper limb in
normal and hemiparetic subjects**

Anne Martine Bertrand, BSc, OT¹⁻²

Daniel Bourbonnais, PhD, OT¹⁻²

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

**Supported by funding from the Réseau de Recherche en Réadaptation de
Montréal et de l'Ouest du Québec (RRRMOQ) and by the Fonds de la
Recherche en Santé du Québec (FRSQ)**

Corresponding address and reprint requests to :

**Daniel Bourbonnais, PhD, OT, Research Center, 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 stabilization in hemiparetics

ABSTRACT

Objective: The purpose of this study was to characterize the stabilization forces during a progressive unilateral static abduction of the upper limb done in a seating position in healthy and hemiparetic subjects. It was hypothesized that both groups would generate stabilization forces with their contralateral upper limb and at the seat in order to stabilize their trunk. Additionally, hemiparetic subjects would generate different contralateral forces at upper limb depending whether the efforts were produced with the paretic or with the non-paretic upper limb.

Design: Convenience sample.

Settings: University secondary care rehabilitation center.

Data Set: Forces at the seat and contralateral upper limb were measured along with those of the primary static effort using transducers and a force plate.

Results: Results of analyses of variance showed significant differences in the magnitude of the contralateral forces generated by hemiparetic subjects and healthy subjects ($p < .05$). Contralateral forces in the non-paretic upper limb associated with a paretic static effort were higher than those associated with a non paretic effort and higher than those associated with a left effort in healthy subjects.

Conclusion: These results suggest that the coordination between posture and voluntary effort is not adapted to the weakness of paretic muscles.

INTRODUCTION

In the last three decades postural stabilization associated with a voluntary movement has been well documented in both healthy subjects (Belenkii et al., 1967 ; Bouisset and Zattara , 1981 , 1987 ; Badke and Di Fabio, 1985 ; Brown and Frank, 1987 ; Cordo and Nascher, 1982 ; Friedli et al., 1984 ; Friedli et al., 1988 ; Lee, 1980 ; Lee et al., 1987, Lee et al., 1990) and subjects with hemiparesis (Horak and al., 1984 ; Diener et al., 1993). Most of these studies have focused on the anticipated postural adjustments that accompany different types of voluntary movement from a standing position. These postural adjustments can be defined as the part of a motor act, which counteracts any perturbation of the equilibrium or the posture induced by the movement itself (Bouisset and Zattara, 1987 ; Massion, 1992). They are modified according to the characteristics of the task. The literature shows changes with both the direction (Friedli et al., 1988) and the velocity of the voluntary movement (Horak et al., 1984 ; Lee et al., 1987, Weeks and Wallace, 1992) and with the mass displaced (Horak et al., 1984 ; Zattara and Bouisset, 1986). Moreover, postural adjustments have been shown to adapt to the initial posture (Nouillot et al., 1992) and whether or not various supports were provided (Cordo and Nashner, 1982 ; Friedli et al., 1984 ; Marsden et al., 1981). More recently, the presence of postural adjustments associated with a voluntary movement or a static effort were also demonstrated while in a seating position (Le Bozec et al., 1997 ; Moore et al., 1992).

The coordination between posture and movement during bilateral tasks was investigated first by Hugon et al. (1982) using an unloading task involving the upper limbs. They studied the muscular changes and the displacement of the postural forearm during both passive and active unloading. An unloading response which resulted in a marked flexion of the supinated postural forearm was observed when the experimenter removed the weight. Postural stabilization of the elbow joint as shown by a smaller flexion in response to the unloading was observed when subjects were instructed to remove themselves the weight with their other arm. This stabilization was due to the anticipated deactivation of the elbow flexors. The results indicate that postural adjustment occurs in a bilateral task. Their protocol has since been replicated with subjects who have various neurological pathologies in order to determine the underlying neurological mechanisms behind bilateral coordination (Dufossé et al., 1985 ; Forget and Lamarre, 1990 ; Forget and Lamarre, 1995 ; Ioffe et al., 1996 ; Paulignan et al., 1989, Viallet et al., 1992). In one of these studies, Viallet et al. (1992) examined this phenomenon in patients with brain lesions in various location. In voluntary unloading, the characteristics of the postural stabilization of a subject with a callosotomy were comparable to normal subjects. However, postural stabilization of subjects with unilateral lesions of the supplementary motor area were impaired in the limb contralateral to the lesion. In hemiparetic subjects, postural stabilization in the hemiparetic limb were absent during removal of the weight by the non-paretic limb. Moreover, when the weight was removed by the paretic limb, postural stabilization appeared to be different in

the non-paretic limb compared to that in normal subjects as shown by an extension rather than the usual flexion.

Studies have examined the coordination between the right and left sides during the generation of a unilateral movement or static effort while seated (Gauthier et al., 1992 ; Palmer et al., 1996). Palmer et al. (1996) studied the bilateral stabilization of the trunk accompanying unilateral ballistic abduction of the arm both in normal and hemiparetic subjects. They recorded the electromyographic activities of the ipsilateral and contralateral latissimus dorsi along with those of the deltoid muscle. When the task was performed by the non-paretic arm, significantly smaller contralateral responses in the trunk muscles on the paretic side were found compared to the contralateral responses of the normal subjects. However, when hemiparetic subjects abducted their paretic arm, the burst of electromyographic activity in the deltoid muscle was smaller compared to the non-paretic arm but the burst in the contralateral latissimus dorsi was proportionately larger. This suggests an asymmetry in contralateral muscle activation for postural stabilization depending on the side of the primary effort among hemiparetic subjects.

Asymmetry in the amplitude of contralateral responses associated with a unilateral static effort on the non paretic side and paretic side were also noted by Lazarus (1992). In this study, contralateral forces at the upper limb were examined during unilateral static elbow flexion efforts in five normal subjects and five subjects with left side hemiplegia following a traumatic brain injury.

Although the author interpreted the contralateral forces as associated movements, two observations suggested that they may contribute to stabilize the posture. As reported by the author, there was a nearly significant trend for the magnitude of the contralateral forces associated with elbow flexion efforts on the paretic side to be greater than those associated with the right side in normal subjects. Furthermore, in the frontal plane, these contralateral forces were produced in the opposite direction to the effort forces suggesting that they were contributing to postural stabilization.

Among the other studies examining postural stabilization in subjects with hemiparesis, Gauthier et al. (1992) studied contralateral torques during unilateral static hip efforts. The seated tasks required unilateral torque production at the hip in abduction, adduction, flexion and extension. These authors found that the hemiparetic subjects generally used the same strategy as the healthy subjects to stabilize the pelvis in exerting contralateral torques in the opposite direction to the task. However, the contralateral stabilization were different between groups. The magnitude of the contralateral torques did not differ in the healthy subjects whether they completed the requested task with their right or left limb. Conversely, when the hemiparetic subjects were performing the task with their paretic limb, they exerted contralateral torques larger than those associated with their non-paretic limb. These torques were also larger than the contralateral torques recorded in healthy subjects at the same level of ipsilateral torques.

Gauthier et al. (1992) have suggested that the magnitude of the contralateral force was scaled to the relative ipsilateral force developed by the subjects. By using a modified model of postural control first developed by Paulignan et al. (1989), they proposed that two parallel commands control the ipsilateral effort and the contralateral adjustment. These commands could be linked by an internal collateral circuit including gain controls. In hemiparetic subjects, the gain control on the lesion side may have lost its ability to adapt. More specifically, because of the paretic muscle weakness, the hemiparetic subjects needed to produce a greater motor command when they exerted the same level of torque with their paretic limb. The gain control of the postural stabilization associated with this command may not have been adapted which would explain the generation of a greater contralateral torque.

The aim of the present study was to verify whether the asymmetry observed in the lower limb (Gauthier et al., 1992) was reproduced in a similar unilateral task with the upper limbs in a group of healthy subjects and a group of subjects with hemiparesis. It was hypothesized that during unilateral shoulder efforts in abduction, both groups would generate contralateral forces to stabilize the trunk. Additionally, the contralateral forces would be equal in the healthy subjects regardless of the effort producing side. Conversely, hemiparetic subjects would generate different contralateral forces depending whether the efforts were produced with the paretic or with the non-paretic upper limb.

MATERIAL AND METHODS

Population characteristics

Twelve subjects with hemiparesis (five women and seven men) and twelve subjects without neurological disorder participated in this study. The mean age for the hemiparetic group was 49 ± 15.5 (sd) years and ranged from 28 to 64 years. The healthy group had a mean age of 47 ± 14.7 (sd) years ranging from 28 to 69 years. A *t*-test revealed no difference in the age between groups ($t(22) = .324, p = .7487$). Hemiparetic subjects were included in the study if they had (1) completed their rehabilitation at the Rehabilitation Institute of Montreal, (2) paresis of the upper extremity resulting from a unique cerebrovascular accident which had occurred at least one year earlier, (3) recovery at stage 2,3,4,5 or 6 of the Chedoke-McMaster Stroke Assessment (Gowland et al., 1993), (4) adequate movement amplitude to adopt the task position and (5) the capacity to remain seated for thirty minutes. Subjects were excluded if they had (1) severe cognitive deficits as revealed by a score lower than 23 on the modified mini-mental state (Hébert et al., 1992 ; Folstein et al., 1975), (2) unilateral visual neglect as evaluated with the Bell's test (Gauthier et al., 1989 ; Vanier et al., 1990) and (3) pain in the upper limb or in the back as reported by pain intensity of at least 2 cm on a 10 cm visual analogue scale.

Clinical evaluations

The study was approved by the ethics committee of the institution and before the experiment, each subject provided informed consent. Each hemiparetic subject was clinically evaluated prior to the experimental session. Global motor performance of the upper limb was evaluated with the Fugl-Meyer assessment (Dutil et al., 1989 ; Fugl-Meyer et al., 1975) and spasticity of the upper limb was measured with the Modified Ashworth scale (Bohannon and Smith, 1987). Grip force was evaluated with a Jamar dynamometer (Sammons Preston™)^a and dexterity was documented with the Box and Block test (Desrosiers et al., 1994 ; Mathiowetz et al., 1985). The characteristics of the subjects with hemiparesis are reported in the Table 1. All healthy subjects were right handed as were all of the hemiparetic subjects before their cerebrovascular accident.

Apparatus and data processing

Subjects were seated on a force plate (OR6-5, AMTI™)^b with their lower limbs free. Their shoulders were both abducted and flexed to 10° and their elbows were flexed to approximately 90°. Both forearms were proximally placed within fixation rings mounted on force transducers that were fixed on a rigid frame. These force transducers used strain gauges (Bourbonnais et al., 1993) to measure the orthogonal forces (Fx, Fy, Fz) exerted by each arm. The signals from the arm transducers and the force plate were amplified (low pass filter fixed at 10 Hz), and signals were then sampled using an acquisition card

(DASH 20 Metrabyte) at a frequency of 100 Hz. The baseline of force and torque were removed once the subjects were seated on the force plate.

Experimental conditions

The subjects were asked to exert three unilateral maximal voluntary efforts (MVE) of the upper limb in the horizontal axis (*y* axis) direction with both arms fixed. Since the forearm transducers were placed close to the elbow joints, these efforts were principally generated by abduction of the shoulder. The efforts were performed separately for each side without feedback provided to the subject.

A rest period of approximately five minutes was provided after completing these MVE and the subjects were then instructed to generate a five second duration force ramp. The ramp template was displayed on a monitor facing the subjects and the slope of the ramp was scaled to 20% MVE per second based on the means of the previous MVE. During each trial, subjects had to follow the ramp template using a cursor which displaced vertically in proportion to the force produced in the *y* axis. The ramp template was both preceded and followed by a one second plateau. The subjects were instructed to follow the ramp as far as possible and to increase their effort even if the last plateau was met. In the first ramp condition, both arms were fixed (contralateral fixation condition (C+)) and no specific instructions were given about the contralateral side. In the second condition, only one forearm was fixed (without contralateral fixation condition (C-)) and the subject placed the other arm on the

thigh (Figure 1). The conditions were completed in the same order for all subjects whereas the order of the side performed (dominant or non-dominant for the healthy subjects and paretic or non-paretic for the hemiparetic subjects) was randomly selected. For both conditions two trials were collected on each side. Subjects were instructed to keep their backs straight in all of the experimental procedures including MVE.

Statistical analysis

In order to understand the effect of the contralateral stabilization, the means of the maximal values recorded in the *y* axis on the side performing the ramp were compared between both conditions (C+ and C-). A three way ANOVA for repeated measures was used. The within factors included the Condition (C+ and C-) and the Side (right and left ; the right side designated as the non-paretic side for the hemiparetic subjects) while the Group was the between factor (healthy subjects and hemiparetic subjects).

Because the maximal ipsilateral forces were smaller on the paretic side of the hemiparetic subjects than those on their non-paretic side or either side of the healthy subjects, the contralateral forces were normalized in order to provide an index of stabilization generated by the contralateral limb. Therefore, ratios of the simultaneous contralateral to ipsilateral forces were calculated at levels of effort corresponding to 20%, 40%, 60%, 80% and 100% of the maximal force value measured in the *y* axis on the side performing the ramp. Then, the means of the normalized contralateral forces measured in the *y* axis for both trials were

used to perform a three way ANOVA for repeated measures, with the within factors as Level (20%, 40%, 60%, 80% and 100%) and Side (right and left) and the Group (healthy subjects and hemiparetic subjects) as the between factor. Lastly, in order to consider each component of the force exerted, similar analyses were conducted with the ratios of contralateral to ipsilateral resultant force amplitudes at the same five exertion levels. These resultant force amplitudes are equal to the square root of the sum of the square of each component of force in the x, y and z axes. For all the analyses described above, alpha values in the repeated measures were fixed at .05 and subsequently corrected using a Greenhouse-Geisser Epsilon factor for degrees of freedom adjustment. Significant interactions were investigated by fixing each factor and performing repeated ANOVAs. The critical p and corrected p values were then adjusted according to the multiple comparisons.

Furthermore, in order to determine the temporal relationship between the primary effort and the contralateral forces, the time lapse between their occurrence was calculated. The occurrence of the force was defined as the time when the force differed by two standard deviations from the average force in the first 500 ms. Finally, in order to investigate the relation between global motor performance and the amplitudes of the normalized contralateral forces associated with a paretic effort, the hemiparetic group was divided into two subgroups. The first subgroup (SG1) consisted of four subjects who scored higher than 50 out a possible 66 on the upper limb portion of the Fugl-Meyer assessment. The second subgroup (SG2) contained eight subjects with scores

lower than 50. A two way ANOVA examining normalized contralateral forces measured in the y axis in both hemiparetic subgroups and the healthy group was performed.

RESULTS

Maximal voluntary forces in both ramp conditions (C+ and C-)

Maximal force values recorded in the y axis on the task producing side were compared between conditions (C+ and C-). As revealed by a main effect ($F(1,22) = 11.79, p = .0024$) the maximal force values were significantly higher in the condition with the contralateral fixation (C+) (Figure 2). Moreover, there was an interaction between Side and Group ($F(1,22) = 26.28, p = .0001$) (Figure 2). This interaction can be explained with the generation of lesser forces by the hemiparetic subjects on the paretic side than the non-paretic side ($F(1,11) = 35.45, p = .0001$). Conversely, the forces were not significantly different between sides, in healthy subjects ($F(1,11) = .66, p = .4354$). Furthermore, the forces produced by the left side of the normal subjects were significantly higher than those measured on the paretic side of the hemiparetic subjects ($F(1,22) = 19.39, p = .0002$) whereas the forces on the right side of normal subjects were comparable to those obtained on the non-paretic side of hemiparetic subjects ($F(1,22) = .10, p = .7553$). These results indicate that the contralateral fixation increased the maximal force produced by the subjects. Furthermore, the hemiparetic subjects appear to generate equivalent forces on the non-paretic

side as compared to healthy subjects but a force amplitude deficit on the paretic side was revealed.

Forces exerted in the contralateral fixation condition (C+)

Figure 3 shows an example of a typical force recording measured in a normal subject performing a ramp abduction contraction on the right side in the contralateral fixation condition (C+). It appears that the largest forces were produced in the y axis corresponding to horizontal force. In this axis the associated force measured at the seat (FS_y) appeared at the beginning of the effort (FR_y) whereas the force produced by the contralateral limb (FL_y) was slightly delayed. Although the force vectors were composed principally of this horizontal force, components in the x and z axes were notable. Figure 4 illustrates the mean of each force in the y axis exerted by the groups performing the task at the 100% level of effort. It appears that the forces generated at the seat and in the contralateral upper limb were in the opposite y direction to the effort as shown by the opposite sign. This suggests that they were stabilization forces. Moreover, as would be predicted in a static condition the sums of the forces in the y axis were virtually null. In normal subjects, these stabilization forces were mostly generated at the seat and to a lesser degree by the contralateral limb. In addition, the stabilization forces were similar whether the effort was performed on the right or left side. When hemiparetic subjects used their non-paretic limb a pattern similar to that of the healthy subjects was observed. However, in hemiparetic subjects performing the task with their

paretic limb, the stabilization forces were mostly generated by the contralateral limb. Table 2 summarizes the means for all directional axes of force also at 100% level of effort. It appears that although the resultant force amplitudes were primarily composed of the y component, the forces exerted in the z axis on the task side were also increased. Among hemiparetic subjects this is particularly notable in the paretic limb. Indeed, a ratio of nearly one is observed between the paretic z and y components while this ratio was much less when the non-paretic limb or either limb in healthy subjects produced the primary effort.

Temporal relationship between the primary effort and the associated forces

The occurrence of the seat forces and contralateral forces compared to the occurrence of force measured on the side of the primary effort are presented in Figure 5. It appears that in the large majority of subjects, the seat forces occurred simultaneously with those of the primary effort, whereas the contralateral forces occurred later. However, in hemiparetic subjects performing the task with their paretic limb, the temporal occurrence of force at the seat was more variable and in many subjects was delayed. This delay in seat forces could be replaced by the contralateral forces occurring earlier during the paretic task than when the task was performed by the non-paretic limb or either limb in healthy subjects.

Normalized contralateral forces

The statistical analysis of the normalized contralateral forces as defined by the ratio of the contralateral to ipsilateral force exerted in the y axis revealed two significant interactions (Figure 6A). The factors Side and Group ($F(1,22) = 9.35, p = .0058$) interacted as did the factors Group and Level ($F(1,22) = 6.33, p = .0121$). The first interaction resulted from hemiparetic subjects having greater normalized contralateral forces associated with the paretic side task compared with the normalized contralateral forces that accompanied non-paretic side efforts ($F(1,11) = 7.94, p = .0167$). These normalized contralateral forces were not different regardless of the task side in healthy subjects ($F(1,11) = 2.80, p = .1224$). The normalized contralateral forces associated with the paretic task execution in hemiparetic subjects were also greater than those associated with left side efforts in healthy subjects ($F(1,22) = 6.06, p = .0221$). Although the normalized contralateral forces on the paretic side were smaller than those on the left side of healthy subjects the difference was not significant ($F(1,22) = 2.82, p = .1072$). The second interaction can be explained by the increase in normalized contralateral forces with increased effort level in healthy subjects ($F(1,11) = 33.34, p = .0001$) while there was no such effect in hemiparetic subjects ($F(1,11) = .51, p = .5255$).

The statistical analysis of normalized resultant contralateral force amplitudes revealed a significant interaction between the factors Side and Group resembling that in the previous analysis ($F(1,22) = 12.30, p = .0020$)

(Figure 6B). The interaction can again be explained by the greater normalized contralateral resultant forces associated with the task executed on the paretic side compared with the normalized resultant contralateral forces associated with non-paretic efforts ($F(1,11) = 10.47, p = .0079$). In addition, the normalized resultant contralateral forces associated with paretic task execution in hemiparetic subjects were greater than the normalized contralateral forces associated with left side efforts in healthy subjects ($F(1,11) = 8.07, p = .0095$). No other interactions or main effects were found. Although the analysis of normalized resultant contralateral force amplitudes did not reveal any main effects or an interactions with the Level factor, in isolating the factor Group a main effect for level of effort in healthy subjects was in seen ($p = .003$).

Global motor performance and asymmetry

The statistical analysis of the normalized contralateral forces associated with a paretic effort in the two hemiparetic subgroups and the normalized contralateral forces associated with a left effort in the healthy group revealed a main effect for the factor group ($F(1,21) = 5.29, p = .014$). Post-hoc ANOVAs revealed that the SG1 had greater normalized contralateral forces associated with a paretic effort than those in the left side of healthy subjects ($F(1,18) = 9.96, p = .005$). However, the normalized contralateral forces associated with a paretic effort in the SG2 were not different from those measured in the left side of healthy subjects ($F(1,14) = .82, p = .380$). The

associated with a paretic effort in the SG2 were not different from those measured in the SG1 ($F(1,12) = 1.98, p = .19$).

DISCUSSION

Characteristics of postural stabilization

The results suggest that the postural stabilization observed in this study share characteristics of postural adjustments that accompany voluntary movements. Similarities between both postural stabilization and postural adjustments include the direction and the temporal occurrence of the stabilizing forces as well as their adaptability to the support provided and to the level of effort. During unilateral static efforts with the upper limb in abduction, the subjects exerted forces at the contralateral limb and/or at the seat. These forces were in the opposite direction to the forces corresponding to the primary effort. This suggests that these forces counterbalanced the perturbation induced by the effort which then stabilized the posture. Because the forces generated at the arm and the seat are not collinear, torques are created on the trunk. Activation of muscles controlling lateral bending of the trunk is then necessary to stabilize the trunk. The forces at the seat occurred simultaneously with the forces corresponding to the primary effort, suggesting that muscles ensuring postural stabilization are activated before or at the same time then muscles generating the primary effort. Furthermore, in the condition in which a contralateral fixation was provided, the forces exerted by the contralateral upper limb occurred later

than the forces exerted by the primary effort and this could indicate that some concomitant postural adjustments take place in the contralateral upper limb. As denoted by Bouisset (1991) postural adjustments should accompany the entire duration of the voluntary movement. This could also apply to the postural stabilization accompanying static effort.

The postural stabilization seemed to adapt to the support provided during the task. This support changed the characteristics of the postural stabilization as well as the efficiency of the task. In fact, in the condition without contralateral fixation (C-) all forces of stabilization were provided by the seat. However, with the addition of a second fixation (C+) healthy subjects generated stabilization forces in the contralateral homologous muscles as well as in the seat. This adaptability to the support provided has been observed in other studies which have investigated the characteristics of postural adjustments in tasks with and without arm support (Cordo and Nashner, 1982 ; Marsden et al., 1981).

In healthy subjects, the ratios of force exerted by the contralateral upper limb to that exerted on the task side showed a large variance. This suggests that different strategies were used to ensure stabilization. However, each healthy subject used the same strategy regardless of the side that was producing the task. The strategy for healthy subjects seemed to vary between individuals, but not between sides within individuals. The additional support was not essential to completing the task, but in using it subjects increased the efficiency of the task as shown by the greater maximal forces measured on the

effort producing side. These increases suggest that the forces exerted by the contralateral upper limb contributed to the stabilization. Nevertheless, the increases were not large indicating that the forces exerted at the seat continued to provide the majority of the stabilization.

The forces exerted by the contralateral limb and at the seat were also adapted to the level of ipsilateral efforts. In fact, in the condition in which a contralateral fixation was provided, the magnitude of the normalized contralateral forces in the y axis and the normalized contralateral resultant force amplitudes increased with the level of effort. This adaptation to the level of effort was also observed in the anticipated postural adjustments in the lower limb accompanying flexion of the arm with and without load (Horak et al., 1984 ; Zattara and Bouisset, 1986). The postural adjustments were characterized by the electromyographic activities of the postural muscles which appeared earlier when the arm was loaded than when the arm was not loaded. This was also in agreement with the results of Gauthier et al. (1992) in which the torques of the contralateral stabilization increased with the level of effort. However, because the analyses were conducted on the normalized contralateral force, it could be further stated that the contralateral forces increased not only with the level of effort but they had a proportionally greater increase than the ipsilateral forces.

Asymmetry observed in the contralateral stabilization in hemiparetic subjects

Some differences between groups in the pattern of force generated were noted in the contralateral fixation condition. Hemiparetic subjects compared to healthy subjects exerted greater flexion forces (i.e. negative values in the z axis) in proportion to the force exerted in abduction (y axis) on the task side. It is not clear if they used a different strategy to meet the requirements of the task or if this flexion force combined with abduction results from synergy patterns previously observed in this population (Boissy and al., 1997 ; Sawner and LaVigne, 1992). Nevertheless, both groups exerted contralateral forces in the y axis opposite to those exerted on the side of the primary effort. However, in contrast to healthy subjects, hemiparetic subjects produced unequal normalized contralateral forces and normalized resultant contralateral force amplitudes between the paretic and non-paretic tasks. In fact, the normalized contralateral forces and the normalized resultant contralateral force amplitudes on the non-paretic side were significantly greater than those measured on the paretic side. They were also greater than those measured on either side of healthy subjects. The greater contralateral stabilization associated with lower limb paretic efforts as observed by Gauthier et al. (1992) was shown in the present study with the upper limbs. Moreover these results were also in agreement with the results of Palmer et al. (1996). They observed a larger contralateral response of the latissimus dorsi in a ballistic abduction task performed by the paretic limb. Asymmetry in the contralateral forces exerted by hemiparetic subjects were also

observed in a unilateral elbow flexion task (Lazarus, 1992). This suggests that this phenomenon may appear in tasks other than abduction. The overuse of the contralateral stabilization as observed in our study and others could be related to the weakness of the paretic muscles as Gauthier et al. (1992) proposed. Evidence supporting this includes the greater normalized contralateral stabilization associated with a paretic effort observed in hemiparetic subjects with lower scores on a global motor performance assessment compared to healthy subjects.

In exerting greater forces with the non-paretic limb, hemiparetic subjects minimized the displacement of the center of pressure at the seat on the non-paretic side thus keeping the center of pressure near the middle. This could appear paradoxical to what is habitually seen in this population. In fact, hemiparetic subjects generally load their non-paretic side more than their paretic side (Bohannon and Larkin, 1985 ; Caldwell et al., 1986). Nevertheless, in stabilizing their posture by principally using the contralateral limb, they could diminish the contribution of the trunk muscles both on the non-paretic side and the paretic side. This may be a unique stabilizing strategy.

Central organization

The motor cortex, the supplementary motor area and the premotor area have been identified as structures which could generate and modulate postural adjustments (Massion, 1992 ; Viallet et al., 1992). The results of the studies involving hemiparetic subjects indicate that the postural stabilization were

perturbed in both the ipsilateral (Horak et al., 1984 ; Diener et al., 1993 ; Viallet et al., 1992 ; Palmer et al., 1996) and the contralateral sides (Gauthier et al., 1992 ; Palmer et al., 1996) to the brain lesion. In the present study, stabilization forces were generated on both sides but the stabilization generated by the non-paretic side was different in comparison to that exerted by healthy subjects. In fact, the perturbations observed on the side ipsilateral to the brain lesion could result from the postural system not adapting to the weakness of the paretic muscles. As Gauthier et al. (1992) proposed, postural stabilization and static effort could depend on two parallel commands linked by an internal collateral circuit including gain controls. The gain control on the lesion side may have lost its ability to adapt. This would cause the modulation of the contralateral stabilization on the non-paretic side to be improperly scaled in terms of amplitude and temporal occurrence to the effort exerted by the paretic side.

Clinical application

Clinically, the results indicate that hemiparetic subjects overused the contralateral stabilization in ipsilateral tasks with the upper limbs. The excessive use of the non-paretic side is well documented during loaded standing (Bohannon and Larkin, 1985 ; Caldwell et al., 1986) or in rising and sitting (Engart and Olsson, 1992). It appears that a similar phenomenon was utilized when a support on the non-paretic side was given. Thus, this event needs to be considered as a component of the environment provided by supports in therapeutic activities or positioning. From a therapeutic point of view the presence of the contralateral stabilization indicates that an effort performed

against resistance on the non-paretic side could produce a force on the paretic side. This supports the idea that the current technique used to elicit force generation in the paretic limb in adduction (Sawner and LaVigne, 1992) could also be used in abduction. Moreover, it would be interesting to evaluate whether this asymmetry in the force magnitudes is also observed in the voluntary bilateral activity with the upper limbs such as utilized in the Bobath approach (Bobath, 1990 ; Davies, 1991). It would also be useful to develop some reeducation strategies which could permit the control and inhibition of the overuse of the contralateral stabilization, and evaluate their impact on the functional performance. The training with biofeedback monitoring that Gauthier et al. (1992) proposed, could be a possible strategy. Considering that the weakness in the paretic muscles was related to the asymmetry in the postural stabilization, muscular reinforcement could also be used as a strategy to restore the symmetry.

CONCLUSION

The present study has characterized the postural stabilization associated with static efforts in the upper limb both in healthy and hemiparetic subjects. All subjects exerted forces at the seat and at the contralateral limb during a unilateral static effort in order to stabilize their posture. However, differences in the contralateral stabilization were found between the two groups of subjects. These differences were attributed to the greater contralateral forces associated with a paretic effort than those associated with a non-paretic effort in

hemiparetic subjects. In healthy subjects these forces were similar whether the effort was performed by the right or the left side. This indicates that for this specific task the postural stabilization on the non-paretic side was impaired whereas that on the paretic side appeared to be correctly scaled with the non-paretic effort. These results suggest that the coordination between posture and voluntary effort is not adapted to the weakness of paretic muscles. There is not a lot research on postural stabilization or postural adjustments in hemiparetic subjects. Therefore further research is needed to characterize the impairment of postural stabilization in this population and to evaluate both its importance and its impact on functional performance.

References

1. Belen'kii VYe, Gurfinkel VS, Pal'tsev Yel. Elements of control of voluntary movements. *Biophysics* 1967;12:154-161.
2. Bouisset S, Zattara M. A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neurosci Lett* 1981;22:263-70.
3. Bouisset S, Zattara M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J Biomech* 1987;20:735-42.
4. Badke MB, Di Fabio RP. Effects of postural bias during support surface displacements and rapid arm movements. *Phys Ther* 1985;65:1490-95.
5. Brown JE, Frank JS. Influence of event anticipation on postural actions accompanying voluntary movement. *Exp Brain Res* 1987;67:645-50.
6. Cordo PJ, Nascher LM. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J Neurophysiol* 1982;47:287-302.
7. Friedli WG, Hallett M, Simon SR. Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1984;47:611-22.
8. Friedli WG, Cohen L, Hallett M, Stanhope S, Simon SR. Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. II. Biomechanical analysis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1988;51:232-43.

9. Lee WA. Anticipatory control of postural and task muscles during rapid arm flexion. *J Motor Behav* 1980;12:185-196.
10. Lee WA, Buchanan TS, Rogers MW. Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Exp Brain Res* 1987;66:257-70.
11. Lee WA, Michaels CF, Pai YC. The organization of torque and EMG activity during bilateral handle pulls by standing humans. *Exp Brain Res* 1990;82:304-14.
12. Horak FB, Esselman P, Anderson ME, Lynch MK. The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1984;47:1020-28.
13. Diener HC, Bacher M, Guschlbauer B, Thomas C, Dichgans J. The coordination of posture and voluntary movement in patients with hemiparesis. *J Neurol* 1993;240:161-7.
14. Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progr Neurobiol* 1992;38:35-56.
15. Weeks DL, Wallace SA. Premovement posture and focal movement velocity effects on postural responses accompanying rapid arm movement. *Human Movement Science* 1992;11:717-734.

16. Zattara M, Bouisset S. Étude chronométrique du programme posturocinétique lié au mouvement volontaire. *J Physiol (Paris)* 1986;81:14-6.
17. Nouillot P, Bouisset S, Do MC. Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable ? *Neurosci Lett* 1992;147:1-4.
18. Marsden CD, Merton PA, Morton HB. Human postural responses. *Brain* 1981;104:513-34.
19. Le Bozec S, Goutal L, Bouisset S. Ajustements posturaux dynamiques associés au développement de forces isométriques chez des sujets assis. *C R Acad Sci III* 1997;320:715-20.
20. Moore S, Brunt D, Nesbitt ML, Juarez T. Investigation of evidence for anticipatory postural adjustments in seated subjects who performed a reaching task. *Phys Ther* 1992;72:335-42.
21. Hugon M, Massion J, Wiesendanger M. Anticipatory postural changes induced by active unloading and comparison with passive unloading in man. *Pflugers Arch* 1982;393:292-6.
22. 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;60:330-4.

23. Forget R, Lamarre Y. Anticipatory postural adjustment in the absence of normal peripheral feedback. *Brain Res* 1990;508:176-9.
24. Forget R, Lamarre Y. Postural adjustments associated with different unloadings of the forearm : effects of proprioceptive and cutaneous afferent deprivation. *Can J Physiol Pharmacol* 1995;73:285-94.
25. Ioffé M, Massion J, Gantchev N, Dufossé M, Kulikov MA. Coordination between posture and movement in a bimanual load-lifting task: is there a transfer ? *Exp Brain Res* 1996;109:450-6.
26. Paulignan Y, Dufossé M, Hugon M, Massion J. Acquisition of co-ordination between posture and movement in a bimanual task. *Exp Brain Res* 1989;77:337-48.
27. 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;88:674-84.
28. 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;115:1193-207.
29. Palmer E, Downes L, Ashby P. Associated postural adjustments are impaired by a lesion of the cortex. *Neurology* 1996;46:471-5.

30. Lazarus JC. Associated movement in hemiplegia; the effects of force exerted, limb usage and inhibitory training. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73:1044-9.
31. Gowland C, Statford P, Ward M, Moreland J, Torresin W, Van Hollenaar S, et al. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. *Stroke* 1993;24:58-63.
32. Hébert R, Bravo G, Girouard D. Validation de l'adaptation française du modified mini-mental state (3MS). *La revue de gériatrie* 1992;17:443-50.
33. Folstein MF, Folstein SE, MC, Hugh PR. Mini Mental State: A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res* 1975;12:189-98.
34. Gauthier L, Dehaut F, Joanette Y. The Bells Test : a quantitative and qualitative test for visual neglect. *International Journal of Clinical Neuropsychology* 1989;XI(2):49-54.
35. 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.
36. 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.

37. 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.
38. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 1987;67:206-7.
39. Desrosiers J, Bravo G, Hébert R, Dutil E, Mercier L. Validation of the Box and Block Test as a measure of dexterity of elderly people : reliability, validity, and norms studies. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75:751-5.
40. Mathiowetz V, Volland G, Kashman N, Weber K. Adult norms for the Box and Block Test of manual Dexterity. *Am J Occup Ther* 1985;30:386-91.
41. 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;26:277-83.
42. Bouisset S. Relation entre support postural et mouvement intentionnel : approche biomécanique. *Arch Int Physiol Biochim Biophys* 1991;99(5):A77-A92.
43. Boissy P, Bourbonnais D, Kaegi C, Brulé N, Gravel D et al. Characterisation of upper limb synkinesis in hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78:1117-24.

44. Sawner K, LaVigne J. Brunnstrom's movement therapy in hemiplegia. A neurophysiological approach. 2nd rev. ed. Philadelphia: J.B. Lippincott company; 1992.
45. Bohannon RW, Larkin PA. Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. *Phys Ther*, 1985;65:1323-1325.
46. Caldwell C, MacDonald D, MacNeil K, Mc Farland K, Turbull GI, Wall JC. Symmetry of weight distribution in normals and stroke patients using digital weigh scales. *Physiotherapy Practice* 1986;2:109-116.
47. Engart M, Olsson E. Body weight bearing while rising and sitting down in patients with stroke. *Scand J Rehabil Med* 1992;24:67-74.
48. Bobath B. *Adult hemiplegia : evaluation and treatment*. 3rd rev. ed. London: William Heinemann; 1990.
49. Davies PM. *Steps to follow. A guide to the treatment of adult hemiplegia*. Berlin: Springer-Verlag; 1991.

List of Suppliers

- a. Sammons Preston Inc. 4 Sammons Court, Bolingbrook, IL 60440.
- b. Advanced Mechanical Technology, Inc. 176 Waltham Street, Watertown,
Massachusetts 02172

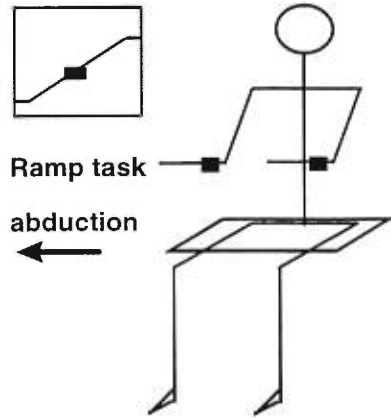
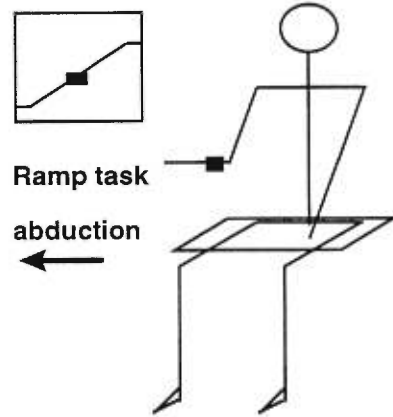
Table 1: Characteristics of hemiparetic subjects

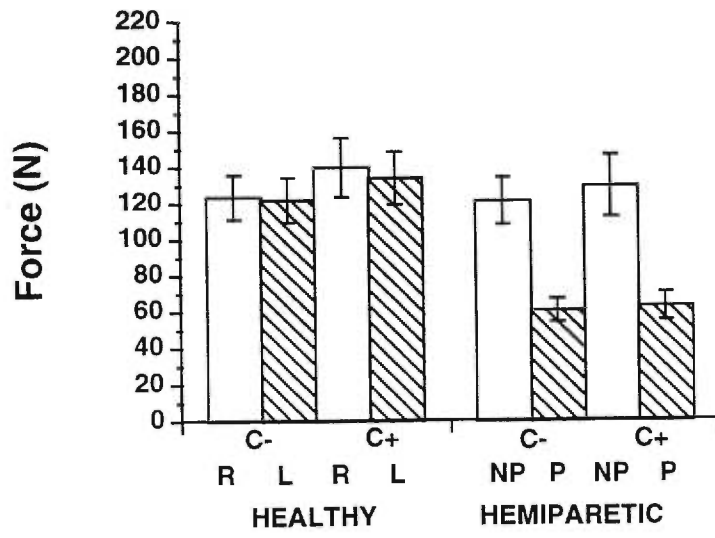
Subject	Age (years)	Gender	Side of paresis	Delay post CVA (months)	Fugl-Meyer upper limb (/66)	Modified Ashworth scale (elbow: flex., ext.)	Hand grip ratio (P/NP)	Box and Block test (P,NP)
1	29	F	L	32	21	1, 2	0.25	0, 85
2	28	M	L	59	56	1, 1	0.60	38, 62
3	64	F	L	33	16	2, 2	0.26	0, 49
4	60	M	L	29	50	0, 1	0.33	10, 71
5	59	M	L	49	29	2, 0	0.16	2, 65
6	30	F	L	25	60	0, 0	0.41	43, 77
7	63	F	L	69	29	1, 3	0.38	8, 61
8	64	M	R	28	16	2, 2	0.31	0, 45
9	37	F	R	58	53	1, 0	0.57	21, 66
10	63	M	R	59	14	0, 2	0.21	0, 56
11	56	M	R	57	31	1, 1	0.34	6, 50
12	35	M	R	51	33	1+, 0	0.27	6, 47

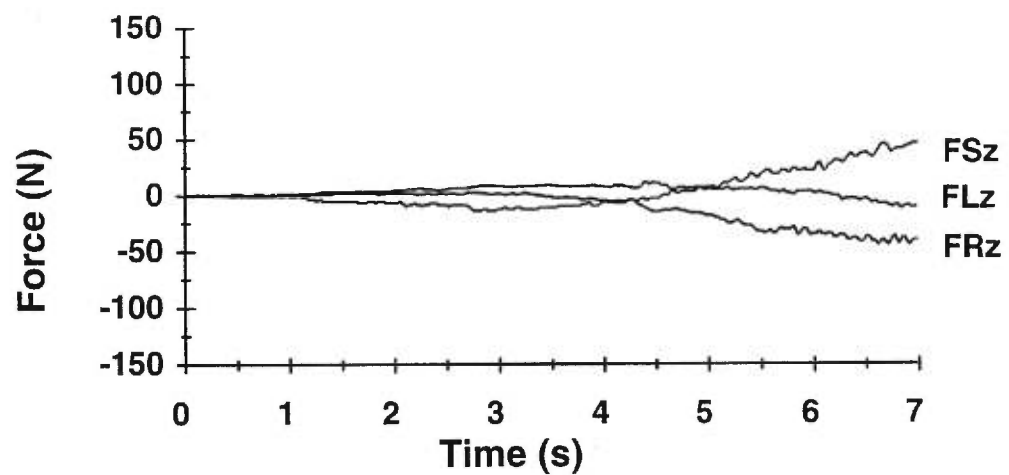
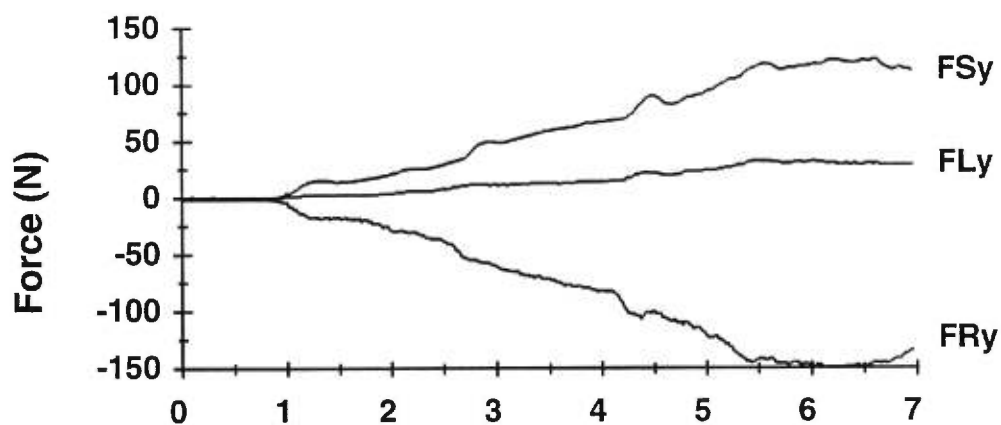
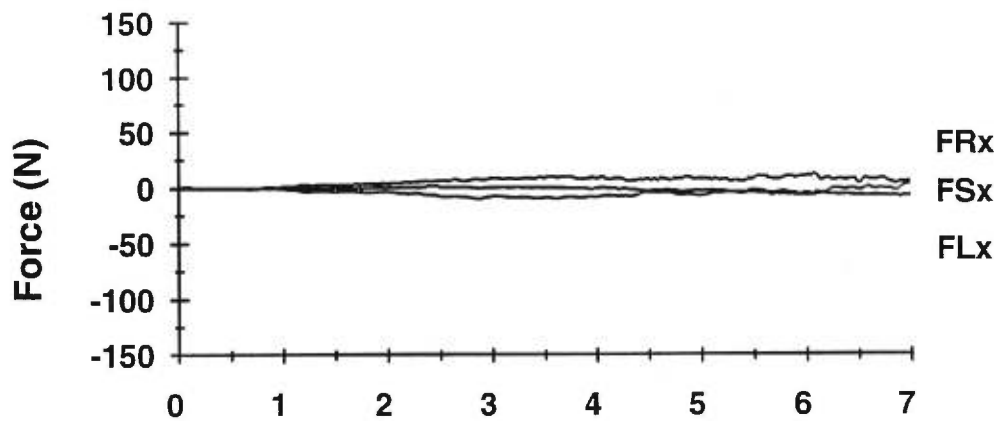
Abbreviations: F, female; M, male; L, left; R, right; flex, flexors; ext, extensors; P, paretic; NP, non-paretic.

Table 2: Means and standard deviations of the forces exerted by hemiparetic and healthy subjects at the left arm, the seat and the right arm in x, y and z axis at 100% effort

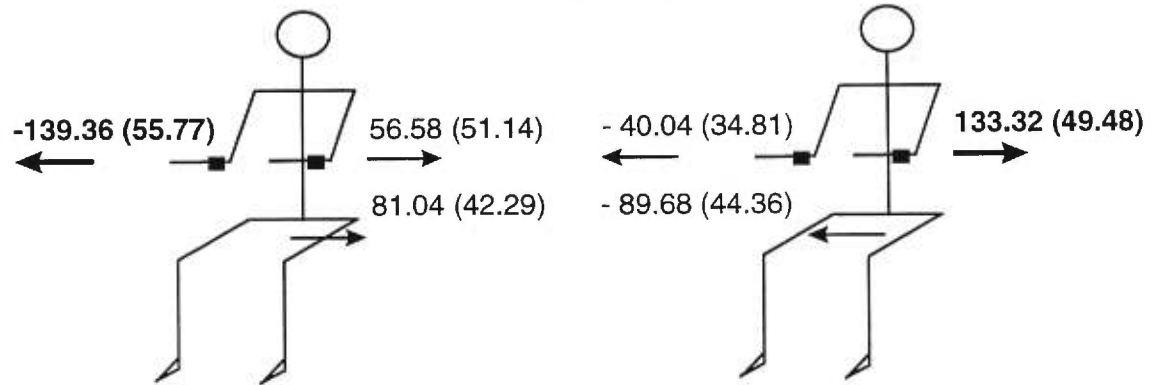
Axis	Group	Right abduction			Left abduction		
		Left	Seat	Right	Left	Seat	Right
x	Healthy	-1.52 (8.16)	9.97 (27.07)	-10.29 (23.47)	-14.33 (18.21)	15.75 (23.86)	-1.62 (10.63)
	Hemiparetic	-7.62 (13.77)	17.96 (27.84)	-19.15 (25.59)	-2.00 (28.46)	3.66 (32.83)	-7.41(13.90)
y	Healthy	56.58 (51.14)	81.04 (42.29)	-139.36 (55.77)	133.32 (49.48)	-89.68 (44.36)	-40.04 (34.81)
	Hemiparetic	31.69 (37.58)	93.80 (32.84)	-128.74 (58.38)	62.18 (26.36)	-13.88 (53.97)	-43.68 (57.40)
z	Healthy	5.66 (32.36)	26.98 (58.29)	-34.10 (37.67)	-35.09 (40.52)	46.34 (44.39)	-5.94 (19.15)
	Hemiparetic	-14.28 (47.53)	63.38 (79.72)	-46.47 (51.28)	-58.67 (53.97)	87.27 (70.07)	-24.21 (38.35)

A. Condition C+**B. Condition C-**

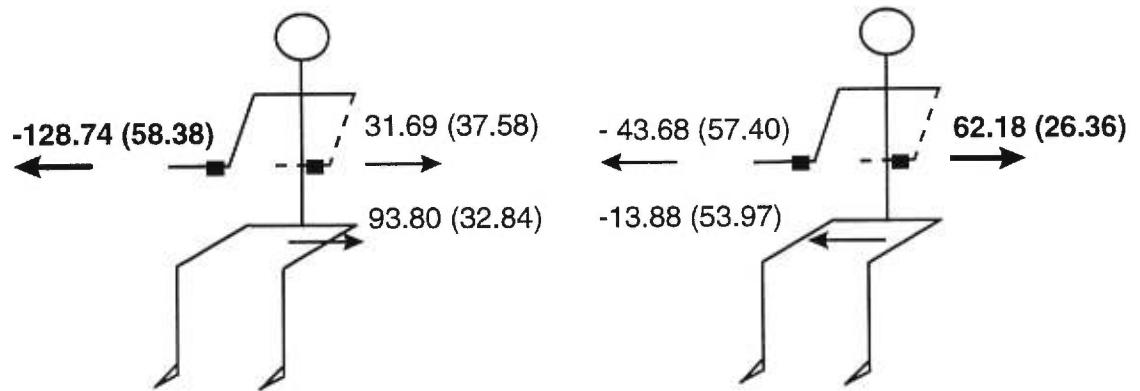


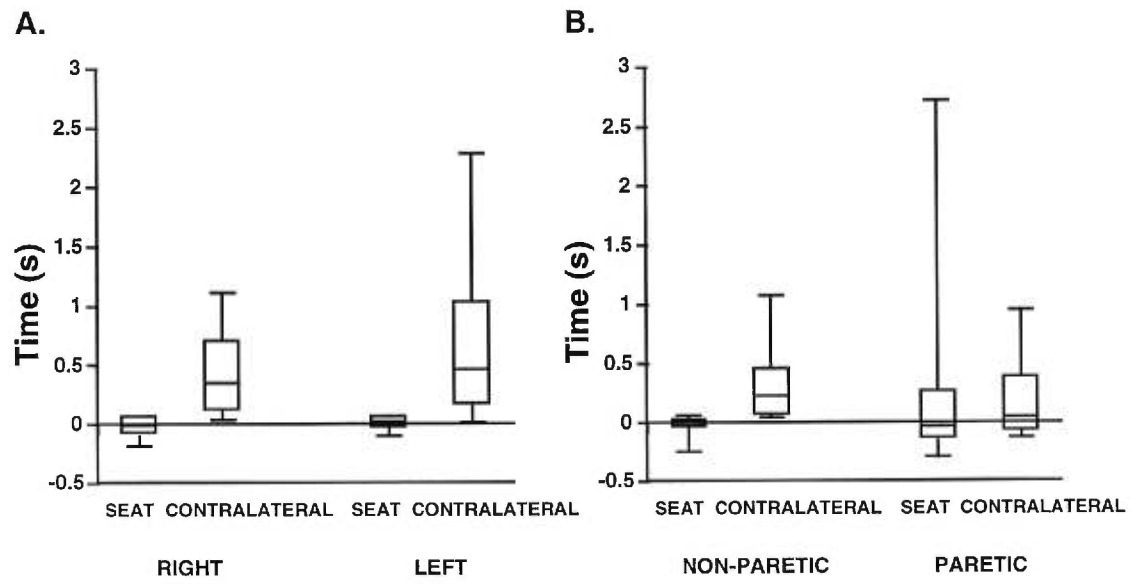


Healthy subjects



Hemiparetic subjects





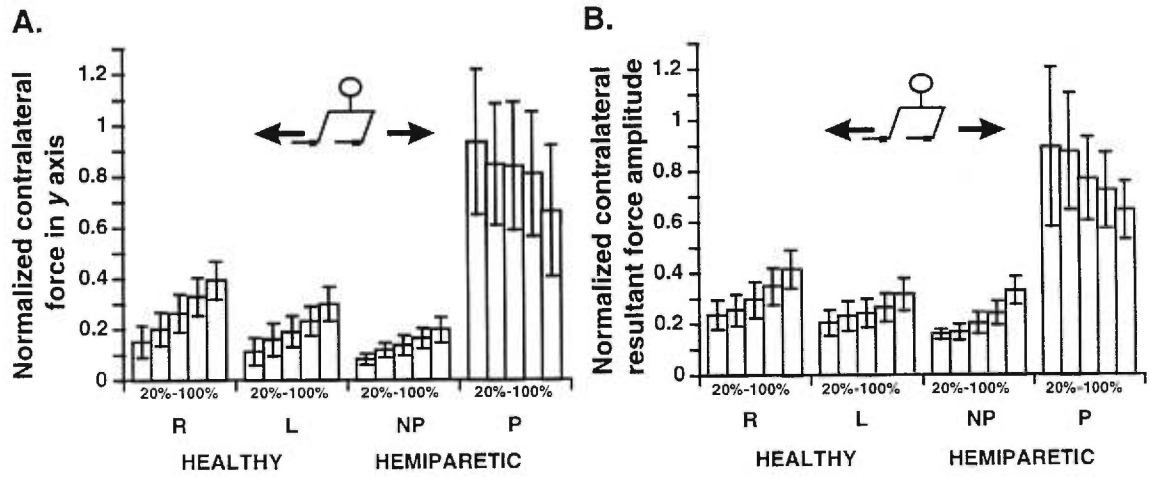


Figure legend

Figure 1 A representation of the experimental set-up. Subjects were seated on a force plate with either both arms (A) or one arm (B) fixed. These arm fixation rings were all mounted on force transducers attached to a rigid frame. The monitor facing the subjects displayed a ramp template. The signs represent the direction of forces exerted by subjects.

Figure 2 The means and standard errors of maximal forces exerted in y axis on the effort side. These are arranged by Condition (C+, C-), by Side (right (R), left (L), non-paretic (NP), paretic (P)), and by Group (healthy, hemiparetic).

Figure 3 Example of a typical force recording from a healthy subject performing a ramp abduction contraction on the right side in the contralateral fixation condition (C+). Forces exerted at the seat (FS) and in both upper limbs (FR, FL) are presented for each axis (x, y, z).

Figure 4 The means and standard errors of force generated at the seat and in both upper limbs in the y axis by healthy and hemiparetic subjects at 100% level of effort. The values in bold-face type represent value recorded on the side involved the requested effort. Paretic side is identified by the dashed line.

Figure 5 The temporal occurrence of the seat forces and contralateral forces compared to the forces measured on the side of the primary effort (time=0). (A) illustrates the right and left sides in healthy subjects, whereas (B) shows the non-paretic and paretic sides in hemiparetic subjects. The midline of the box corresponds to the median while the upper and lower box borders represent the 25th and 75th percentiles. The two vertical lines correspond to the 10th and 90th percentiles.

Figure 6 The means and standard errors of the normalized contralateral forces in the y axis (A) and the normalized contralateral resultant force amplitude (B). The forces are arranged by side (right (R), left (L), non-paretic (NP), paretic (P)) and by group (healthy, hemiparetic) at the five levels of effort (20%, 40%, 60%, 80%, 100%).

CHAPITRE 3 : DISCUSSION

L'objectif de cette étude était de caractériser les forces exercées au niveau du siège et du membre supérieur controlatéral durant une tâche d'abduction statique unilatérale en rampe du membre supérieur chez des sujets normaux et des sujets hémiparétiques. Cette tâche d'abduction statique a été effectuée selon deux conditions d'appui soit avec un appui au membre supérieur controlatéral et sans appui. Dans ces conditions, tous les sujets ont généré des forces de stabilisation au niveau du siège et/ou avec le membre supérieur controlatéral. La direction de ces forces était opposée à celle des forces correspondant à l'effort statique. Par ailleurs, il est apparu que dans la condition où un appui controlatéral était fourni, les sujets hémiparétiques exerçaient avec le membre supérieur des forces controlatérales associées à un effort du côté parétique plus élevées que celles associées à un effort du côté non parétique ou encore que celles associées à un effort du côté gauche chez les sujets normaux. En ce sens, ces résultats sont similaires à ceux obtenus par Gauthier et al. (1992) qui ont démontré que les moments de force controlatéraux associés à un effort unilatéral au niveau du membre inférieur parétique étaient plus élevés.

3.1 LES AJUSTEMENTS POSTURAUX CARACTÉRISÉS PAR LES FORCES DE STABILISATIONS

La présence et les caractéristiques des ajustements posturaux accompagnant un mouvement volontaire ont été démontrés dans de nombreuses études. Par ailleurs, il a été suggéré que les ajustements posturaux dynamiques durant la production d'efforts statiques peuvent être caractérisés par les forces externes déployées (Le Bozec et al., 1997). Dans la présente étude, plusieurs similitudes entre les caractéristiques des forces associées à l'effort statique et celles des ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires peuvent être perçues. Ces similitudes se trouvent dans la relation temporelle des forces correspondant à l'effort et celles du siège, la direction des forces associées de même que dans leur adaptabilité au support fourni et au niveau de l'effort.

Parmi les ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires, les ajustements posturaux anticipés surviennent avant le début du mouvement ou en même temps (Massion, 1992). La relation temporelle des ajustements posturaux et du mouvement a été définie par le début de l'activité électromyographique des muscles liés à l'activité posturale et celui des muscles impliqués dans l'activité principale ou encore par le début de l'activité électromyographique des muscles liés à l'activité posturale et le début du mouvement réel. Dans l'article, la relation temporelle entre les forces générées

du côté de l'effort et celles générées au niveau du siège a été décrite dans la condition où un appui controlatéral était fourni (figure 5 de l'article). L'analyse descriptive de cette même relation dans la condition sans appui est illustrée à la figure 1. Il apparaît que dans les deux conditions, les forces exercées au niveau du siège sont produites chez la majorité des sujets normaux presque simultanément avec celles du côté de l'effort ou avant. Pour générer des forces au niveau du siège il est nécessaire de stabiliser le tronc et le bassin. La simultanéité entre le début des forces au membre supérieur impliqué dans la tâche et celle du siège suggère que des muscles impliqués dans les stabilisations posturales sont activés avant ou presque en même temps que ceux correspondant à l'effort. Ainsi les forces mesurées au niveau du siège caractérisent l'action anticipée des muscles liés à l'activité posturale.

La relation temporelle entre les ajustements posturaux anticipés et le mouvement a été étudiée principalement sur une courte durée correspondant à l'initiation du mouvement. L'existence d'ajustements posturaux ayant lieu après les ajustements posturaux anticipés a été suggérée (Gahery, 1987 ; Massion, 1992). Cependant, aucune étude n'a étudié spécifiquement les caractéristiques des ajustements posturaux concomitants (Bouisset, 1991). Dans la présente étude, les forces continues enregistrées au niveau du siège suggèrent que des ajustements posturaux ont lieu dans le tronc et le bassin durant la totalité de l'effort. D'autre part, l'analyse descriptive de la relation temporelle entre les forces du membre supérieur du côté de l'effort et celles du membre supérieur controlatéral montre que les forces controlatérales sont générées peu de temps

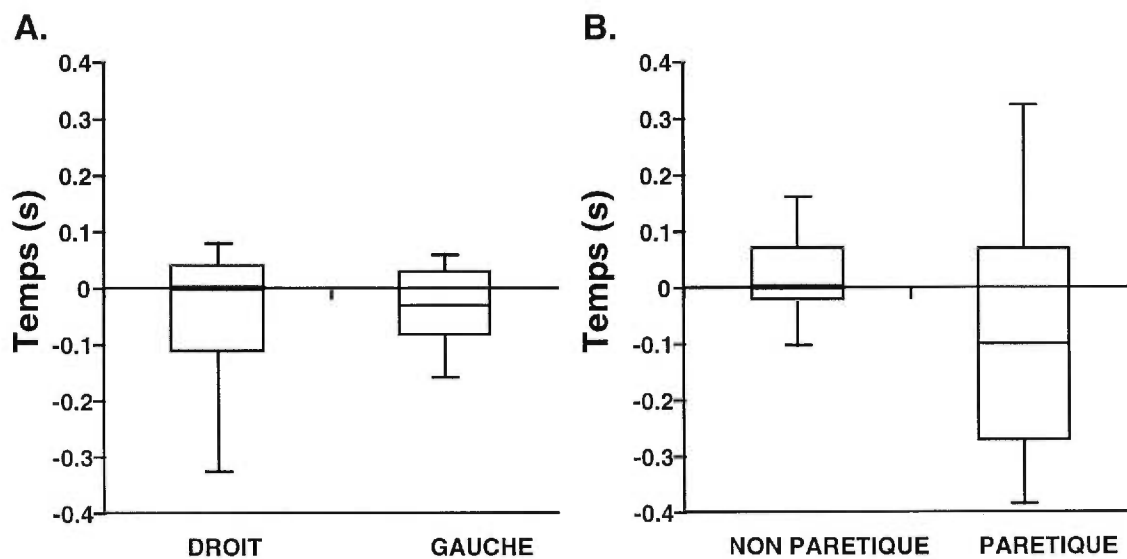


Figure 1 Relation temporelle entre les forces exercées au siège et celles correspondant à l'effort (temps=0) dans la condition sans appui. A) lorsque l'effort est exercé à droite et à gauche chez les sujets normaux et B) lorsque l'effort est exercé du côté non parétique et parétique chez les sujets hémiparétiques.

après celles du côté de l'effort (figure 5 de l'article). Ceci permet de suggérer que des ajustements posturaux, autres que ceux au tronc et au bassin, pourraient prendre place dans le membre supérieur controlatéral.

La direction des forces au membre supérieur controlatéral et/ou celle du siège s'adaptait à la direction de la perturbation engendrée par l'effort statique. Les forces générées dans le membre supérieur controlatéral étaient produites par les muscles homologues à ceux produisant l'effort statique d'abduction et ce, que celui-ci soit produit d'un côté ou de l'autre. Cette adaptabilité directionnelle caractérisant les ajustements posturaux anticipés et qui a été observée lors de tâches entraînant des perturbations de sens opposé (Friedli et al., 1984) semble donc s'appliquer aux ajustements posturaux concomitants.

La masse déplacée lors de mouvements volontaires accentue la perturbation engendrée par le mouvement. Ainsi, il a été observé que les ajustements posturaux associés à un mouvement volontaire du bras portant un poids survenaient plus rapidement que lorsque ce même mouvement était effectué sans poids (Horak et al., 1984 ; Bouisset et Zattara, 1986). Dans des conditions statiques, il a été démontré que les stabilisations posturales augmentaient avec la perturbation induite, laquelle augmente avec le niveau d'effort (Gauthier et al., 1992 ; Le Bozec et al., 1997). Dans la présente étude, l'ensemble des forces de stabilisation au niveau du siège et du membre supérieur controlatéral augmentait également avec le niveau d'effort produit.

Il peut être soulevé cependant que la proportion des forces exercées au niveau du siège et du membre supérieur controlatéral variait en fonction du niveau d'effort exercé. Ainsi la contribution des forces générées par le membre supérieur augmentait en fonction de l'effort fourni alors que celle du siège tendait à diminuer.

L'adaptabilité des stabilisations posturales suite à l'ajout d'un support externe pouvant volontairement être utilisé a été relevé dans une étude caractérisant les ajustements posturaux accompagnant un effort volontaire de tirer sur une poignée (Cordo et Nashner, 1982). L'activité posturale dans les muscles des membres inférieurs généralement observée dans cette tâche sans appui était absente lorsque les sujets pouvaient se tenir avec le membre supérieur. Dans la présente étude, les sujets ont utilisé l'appui controlatéral lorsque celui-ci était fourni. L'utilisation de cet appui se traduisait par la génération de forces controlatérales au niveau du membre supérieur et a eu pour conséquence que la valeur moyenne des forces exercées au niveau du siège était diminuée.

Enfin, dans la condition où un appui controlatéral était fourni, il peut être noté que chez les sujets normaux la distribution des forces de stabilisation entre le siège et le membre supérieur controlatéral était stable pour chaque individu, selon que l'effort statique était effectué d'un côté ou de l'autre. Néanmoins, cette distribution était variable entre les sujets. Il est suggéré que les différences entre les individus sont le reflet de l'utilisation de stratégies propres, acquises

au travers des activités de la vie quotidienne, lesquelles varient selon les individus. La même stratégie serait toutefois adoptée par les sujets selon que l'effort statique était effectué d'un côté ou de l'autre. En effet, les sujets normaux exerçaient des forces controlatérales normalisées symétriques que l'effort statique fût effectué d'un côté ou de l'autre. La relation symétrique entre ces forces controlatérales s'exprime par des coefficients de corrélation variant de .90 à .70 selon les niveaux d'effort (figure 2). Il apparaît donc que différentes stratégies de stabilisation peuvent être adoptées pour effectuer la tâche mais que chaque sujet utilise la même stratégie, que l'effort soit à droite ou à gauche.

En somme, plusieurs caractéristiques des forces associées à l'effort statique et celles des ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires sont similaires, en termes de relation temporelle et d'adaptabilité à la direction, au type de support fourni de même qu'au niveau d'effort. Il est donc probable que les forces mesurées au niveau du siège et au membre supérieur controlatéral associées aux efforts statiques dépeignent les caractéristiques des ajustements posturaux.

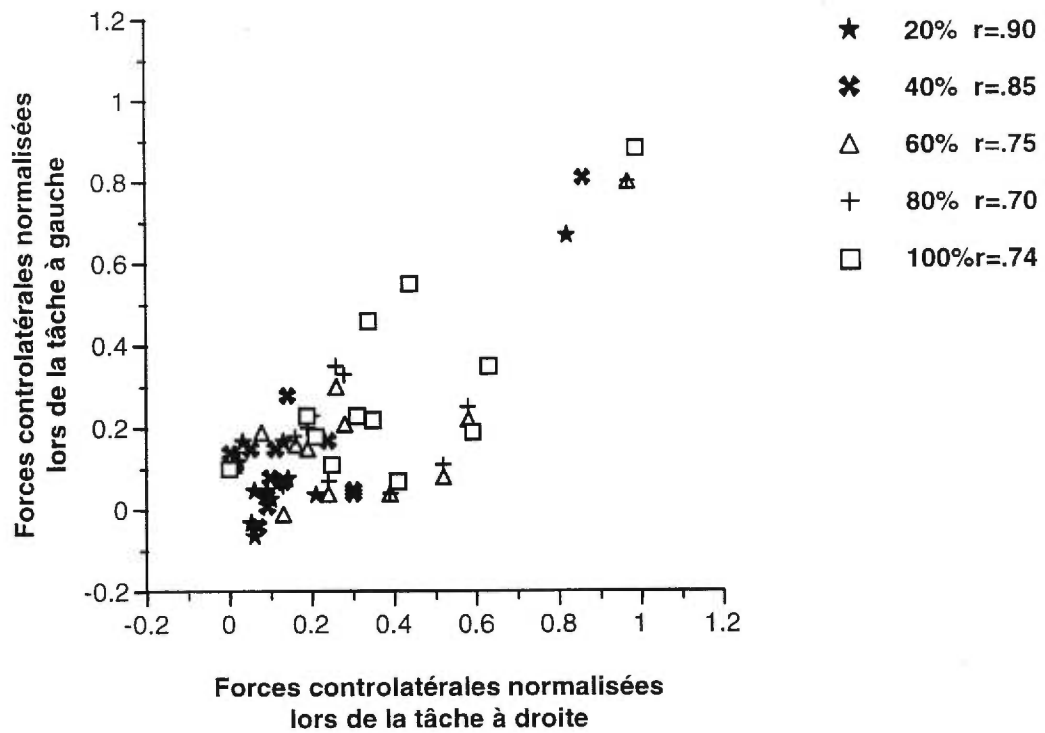


Figure 2 Relation entre les forces contralatérales normalisées lors de tâche à droite et à gauche chez les sujets normaux.

3.2 ANALYSE DES FORCES ASSOCIÉES À UN EFFORT STATIQUE UNILATÉRAL

Tel que mentionné précédemment, lors de l'exécution d'un effort statique sans appui controlatéral, tous les sujets ont généré des forces au niveau du siège. Un exemple typique des forces mesurées dans cette condition lors de la production d'un effort du côté droit par un sujet normal est présenté à la figure 3. Les forces enregistrées au niveau du siège étaient équivalentes et de sens opposé à celles correspondant à l'effort. Il est suggéré que les forces de réaction mesurées au niveau du siège ont pour rôle de contrecarrer la perturbation induite par l'effort statique et permettent de stabiliser la posture. Par ailleurs, pour assurer l'efficacité de la production des forces de stabilisation produites au niveau du siège les muscles du tronc doivent être activés afin de le rigidifier. En somme, les force externes pouvant être déployées par le membre supérieur dépendent de l'ancrage du corps sur la surface de support (Bouisset et Maton, 1995).

La figure 4a illustre l'analyse mécanique des forces correspondant à l'effort statique et les forces de stabilisation. Cette analyse est basée sur une analyse semblable, élaborée par Gauhgran et Dempster (1956) pour une tâche de poussée ou de traction horizontale. Dans la présente étude, les forces les plus importantes ont été enregistrées dans les axes médio-latéral et vertical (y et z). Ces forces produisent des moments dans le plan frontal. L'analyse a donc été effectuée dans ce plan. Dans des conditions statiques, on assume que la

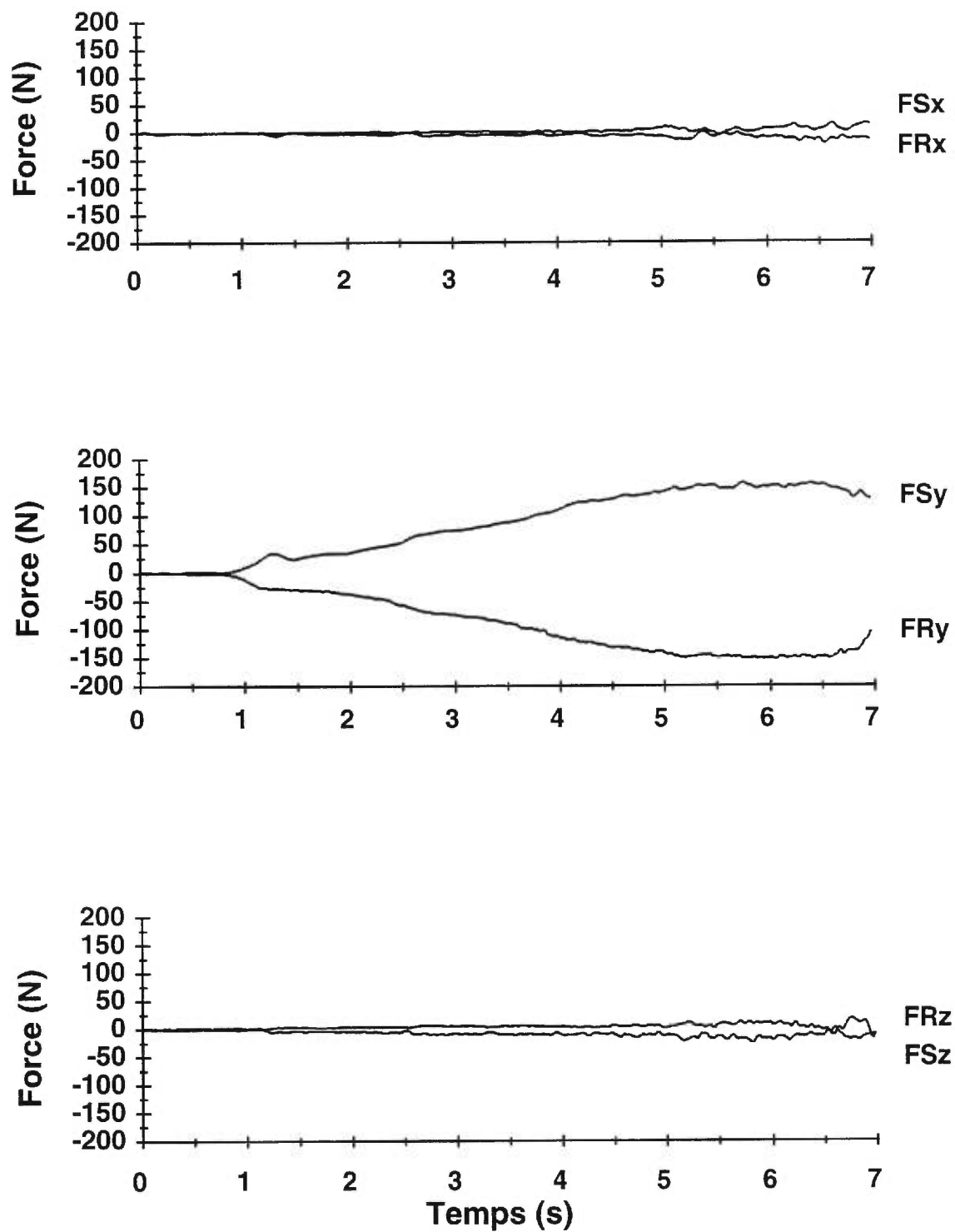


Figure 3 Exemple typique des forces mesurées dans la condition sans appui chez un sujet normal.

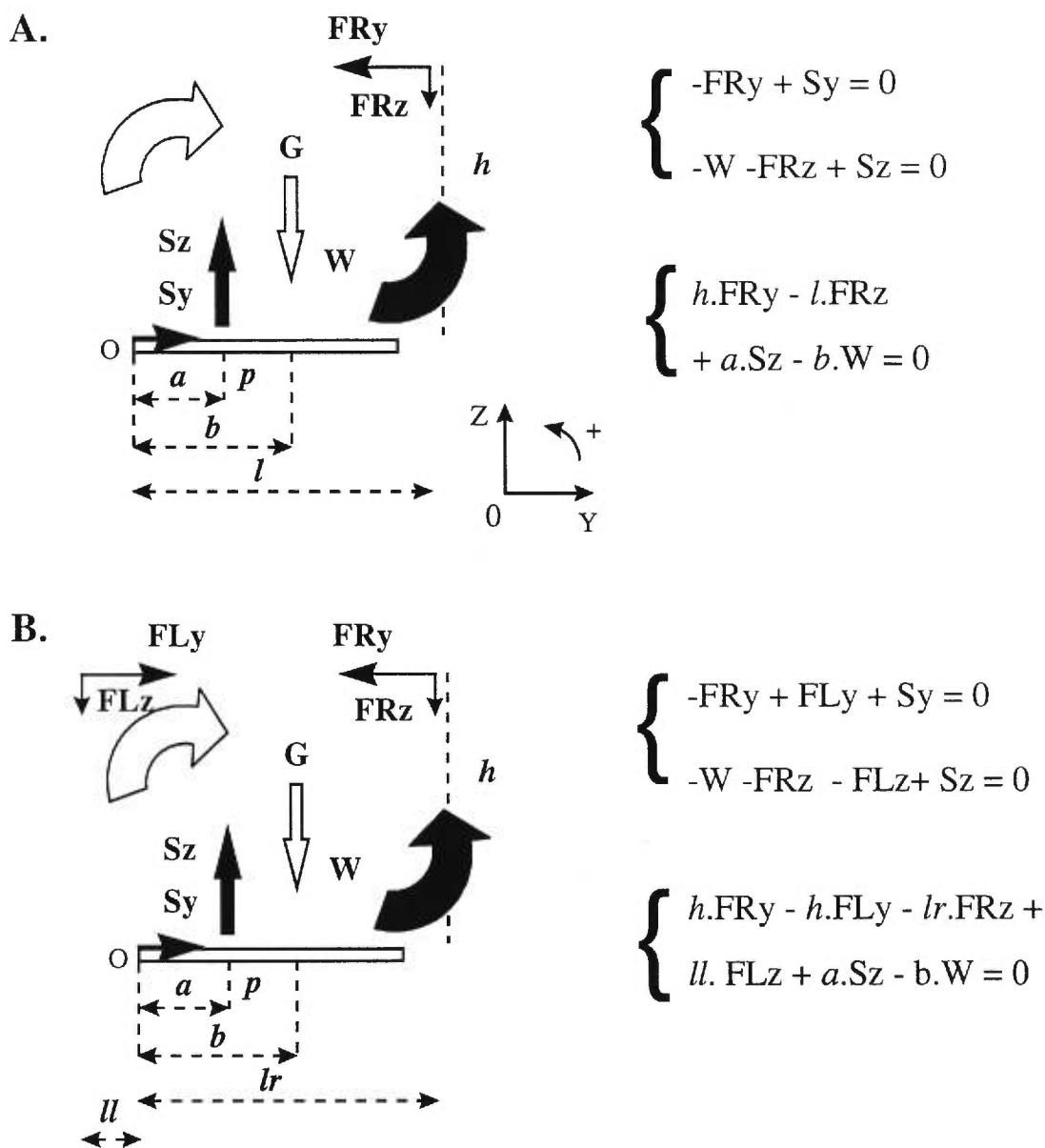


Figure 4 Analyse mécanique des forces d'abduction et de stabilisation.

A) condition sans appui pour une tâche à droite. B) condition avec appui controlatéral pour une tâche à droite. y et z, axes médio-latéral et vertical; F, forces exercées par un des membres supérieurs (FR, droit; FL, gauche); Sy et Sz, forces de réaction au niveau du siège; W, poids du sujet; G, centre de gravité; P, point d'application de Sz; O, origine des axes; a et b, distances de Sz et W à l'origine; h, hauteur du point d'application des forces Fy; lr et ll, longueurs du point d'application des forces Fz.

somme des forces et des moments est égale à zéro. Ainsi, les équations impliquant les forces externes au corps se formulent comme suit :

$$-FRy + Sy = 0$$

$$-W - FRz + Sz = 0$$

alors que l'équation se rapportant aux moments produits dans le plan frontal se formule comme suit :

$$h.FRy - l.FRz + a.Sz - b.W = 0$$

où la valeur des bras de levier h , l , b et du poids W est constante pour un même sujet.

La contribution relative des forces Fy et Fz , exercées au niveau du membre supérieur pour une hauteur h et une longueur l données, a une influence sur la distance horizontale ($b-a$) qui représente la distance entre le centre de gravité et le point d'application (p) de la force de réaction du siège. Comme les valeurs des bras de levier et du poids sont constantes pour un même sujet, les valeurs pouvant varier dans ce système statique et ayant une influence sur la distance ($b-a$) sont donc les forces Fy et Fz . L'amplitude de ces forces influence donc le centre de pression. Par ailleurs, l'action de la force Fz contribue à augmenter la force de réaction au siège Sz et permet ainsi une meilleure fixation du corps sur la surface d'appui.

Dans la condition où un appui au membre supérieur controlatéral était fourni, des forces ont été enregistrées au niveau du siège et du membre

supérieur controlatéral tant chez les sujets normaux que chez les sujets hémiparétiques. L'ajout de l'appui controlatéral a permis d'augmenter l'efficacité de la tâche principale. Cette augmentation de l'efficacité se traduisait par des forces maximales du côté de la tâche, plus élevées que celles enregistrées lorsque l'appui n'était pas fourni. Cette augmentation indiquait que les forces générées par le membre supérieur controlatéral contribuent à la stabilisation posturale. Par ailleurs, tel que mentionné précédemment, l'ajout de l'appui controlatéral laissait la possibilité d'utiliser des stratégies de stabilisation variées, tel que démontré par la variabilité des proportions des forces de stabilisation exercées au niveau du membre supérieur controlatéral et du siège.

L'analyse mécanique des forces correspondant à l'effort statique dans la condition avec appui est présentée à la figure 4b. Dans cette condition, les équations impliquant les forces externes au corps se formulent comme suit :

$$- FRy + FLy + Sy = 0$$

$$- W - FRz + FLz + Sz = 0$$

alors que la somme des moments produits dans le plan frontal est déterminée par l'équation suivante :

$$h.FRy - h.FLy - lr.FRz + ll.FLz + a.Sz - b.W = 0$$

où la valeur des bras de levier h , l , b et du poids W est constante pour un même sujet.

Les valeurs des forces F_y et F_z au niveau des deux membres supérieurs seront différentes selon la stratégie utilisée, mais leur contribution relative doit permettre d'assurer que les sommes des moments et des forces soient nulles. Ainsi, la contribution relative des forces F_y et F_z exercées, au niveau des deux membres supérieurs pour une hauteur h et une longueur l données, influence la distance horizontale ($b-a$) qui représente la distance entre le centre de gravité et le centre de pression (p) de la force de réaction du siège. L'analyse mécanique pour la condition avec appui, permet notamment de suggérer que la force F_y générée par le membre supérieur controlatéral produit un moment inverse à celui du côté de l'effort et par conséquent contribue à contrecarrer la rotation du tronc dans le plan frontal et le déplacement du centre de pression (p) induits par l'effort.

3.3 FORCES ASSOCIÉES À L'EFFORT STATIQUE ET AUX STABILISATIONS POSTURALES DES SUJETS HÉMI-PARÉTIQUES

En premier lieu, il convient de noter que les sujets hémiparétiques semblent exécuter la tâche différemment des sujets normaux en exerçant de plus grandes forces négatives dans le plan vertical (de flexion, axe des z) associées aux forces horizontales (tableau 2 de l'article). Ces forces de flexion de l'épaule ou du coude associées à une abduction peuvent être le reflet de l'utilisation d'une stratégie de stabilisation ou encore représenter une synergie ou une syncinésie de coordination fréquemment observée chez ces sujets

(Boissy et al., 1997 ; Sawner et LaVigne, 1992). Néanmoins, les résultats démontrent que dans la condition où un appui controlatéral était fourni, les sujets hémiparétiques ont généré des forces de stabilisation horizontales (axe des y) avec le membre supérieur controlatéral tout comme les sujets normaux. Par contre, une différence significative entre ces forces de stabilisation générées par les deux groupes a été notée. En effet, chez les sujets hémiparétiques, les forces de stabilisation au membre supérieur controlatéral, normalisées en fonction des forces exercées du côté de l'effort, différaient selon que l'effort était exercé du côté parétique ou non parétique, alors que ces forces étaient comparables chez les sujets normaux, que l'effort fût exercé d'un côté ou de l'autre. Les forces controlatérales normalisées, associées à un effort du côté parétique, étaient plus élevées que celles associées à un effort du côté non parétique ou à un effort exercé du côté gauche chez les sujets normaux. Ces résultats sont similaires à ceux obtenus dans plusieurs études (Gauthier et al., 1992 ; Lazarus, 1992 ; Palmer et al., 1996). L'étude de Gauthier et al. (1992) a démontré que les moments de force controlatéraux associés à un effort unilatéral au niveau du membre inférieur parétique étaient plus élevés. Il ressort que le phénomène des stabilisations posturales controlatérales plus élevées, associées à un effort du côté parétique, se reproduit dans une tâche impliquant les membres inférieurs ou supérieurs. Les résultats de la présente étude sont également semblables à ceux de l'étude de Palmer et al. (1996). Celle-ci a permis d'observer que l'amplitude de l'activité électromyographique du grand dorsal non parétique, lors d'une abduction balistique du bras parétique, était plus élevée que celle des sujets normaux lors de l'abduction du

bras du côté droit ou gauche. Une telle asymétrie dans les stabilisations posturales du tronc n'a cependant pas été mesurée dans la présente étude. En effet, l'activité électromyographique des muscles du tronc n'a pas été enregistrée. Néanmoins, les observations de Palmer et al. (1996) s'apparentent à celle de notre étude. Par ailleurs, il semble que le phénomène des stabilisations posturales controlatérales plus élevées, associées à un effort du côté parétique, est aussi observé dans d'autres tâches que l'abduction comme la flexion du coude. En effet, l'étude de Lazarus (1992) a permis d'observer des forces controlatérales associées à un effort statique unilatéral de flexion du coude du côté parétique plus élevées que celles associées à un effort du côté non parétique et plus élevée que celles des sujets normaux. Ces résultats semblent donc indiquer qu'un mouvement ou un effort volontaire du côté parétique se traduit par l'activation plus prononcée des muscles du côté non parétique impliqués dans la stabilisation posturale.

Les stabilisations controlatérales plus élevées, associées à un effort du côté parétique, semblent être en relation avec les capacités motrices du membre supérieur parétique. En effet, il apparaît que les forces controlatérales normalisées, associées à un effort du côté parétique des sujets hémiparétiques ayant obtenu les résultats les moins élevés à une évaluation de la fonction motrice du membre supérieur, différeraient de celles associées à un effort du côté gauche des sujets normaux. Une telle différence ne s'est toutefois pas révélée significative entre les sujets hémiparétiques ayant obtenu les résultats les plus élevés à une évaluation de la fonction motrice et les sujets normaux. Ces

résultats supportent l'hypothèse avancée par Gauthier et al. (1992) qui ont suggéré que les forces controlatérales élevées associées à un effort du côté parétique étaient reliées à la faiblesse des muscles parétiques.

En regard de l'analyse mécanique décrite plus haut (figure 4b), les forces de stabilisation controlatérales élevées et les forces verticales du côté de l'effort, observées chez les sujets hémiparétiques lors de l'exécution de la tâche du côté parétique, paraissent servir à la stabilisation. Les forces verticales (F_z) du côté de l'effort contribuent d'une part à augmenter les forces de réaction du siège et d'autre part produisent un moment de force inverse à celui créé par les forces F_y du côté de la tâche. Les forces (F_y) controlatérales élevées, quant à elles, produisent un moment inverse à celui créé par la force (F_y) du côté de la tâche.

3.4 ORGANISATION CENTRALE DES STABILISATIONS POSTURALES DES SUJETS NORMAUX ET HÉMIPARÉTIQUES

Les résultats démontrent que différentes stratégies de stabilisation posturales sont utilisées chez les sujets normaux. Une stratégie est mise en place par un patron d'activation musculaire qui dépend principalement du type de support au moment de la perturbation (Massion, 1992). Par ailleurs, pour que cette stratégie soit efficace, il est nécessaire que la force de stabilisation soit modulée en fonction de l'intensité de la perturbation. Les stabilisations

posturales élevées du membre supérieur controlatéral, observées chez les sujets hémiparétiques pourraient résulter de l'utilisation d'une stratégie différente ou encore d'une modulation inadéquate.

Gauthier et al. (1992) ont proposé un modèle pour expliquer les stabilisations controlatérales plus élevées du côté parétique, associées à un effort du côté non parétique (figure 5). Dans ce modèle, il est suggéré que le contrôle du gain du côté de la lésion ne serait pas adapté à la faiblesse des muscles parétiques. En effet, compte tenu de la faiblesse des muscles parétiques, la commande de l'effort devrait être amplifiée. Cependant, le contrôle du gain n'étant pas adapté, une stabilisation controlatérale de plus grande amplitude est produite. Ce modèle suggérerait que les sujets hémiparétiques utiliseraient la même stratégie des deux côtés, mais que celle-ci ne serait pas adaptée à la faiblesse des muscles parétiques.

Ce modèle pourrait également expliquer le fait que chez certains sujets hémiparétiques les forces générées par le membre supérieur controlatéral apparaissent plus tôt. Ainsi, si on admet que la commande de l'effort est amplifiée et que le gain de la stabilisation posturale n'est pas modifié, l'activation des muscles posturaux serait plus marquée et donnerait lieu à une stabilisation controlatérale plus précoce.

Plusieurs modèles neurologiques concernant la coordination entre la posture et le mouvement ont été élaborés sur la base des résultats de plusieurs

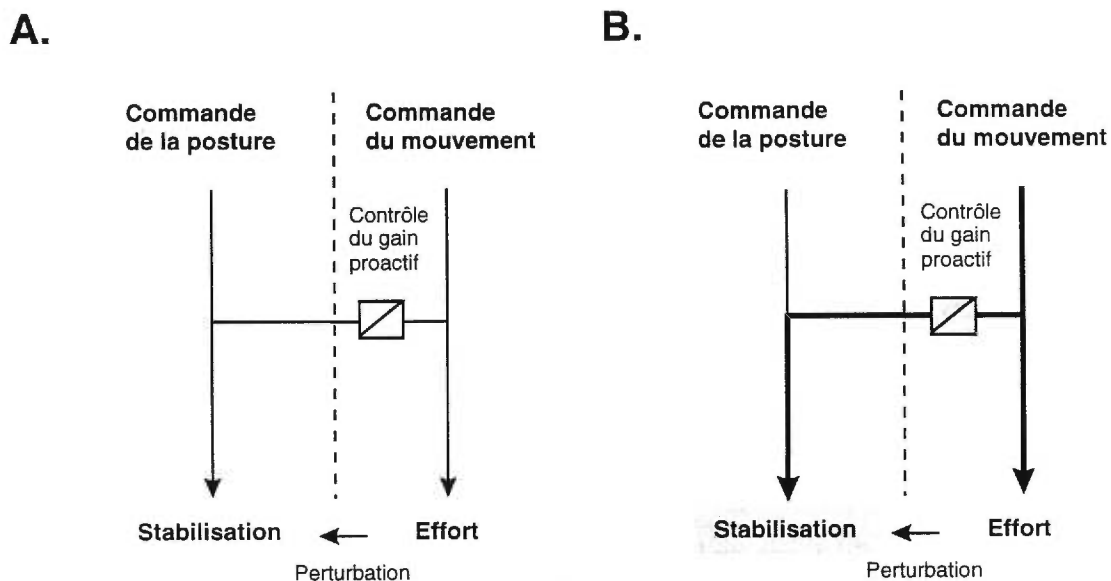


Figure 5 A) Modèle neurologique de coordination entre l'effort et la stabilisation posturale du membre controlatéral chez les sujets sains ou chez les sujets hémiparétiques exécutant un effort du côté non parétique. La voie de la commande du mouvement est reliée à celle de la posture par des voies collatérales qui incluent un contrôle du gain. B) Modèle représentant la coordination entre l'effort du côté parétique et la stabilisation posturale du membre controlatéral. La commande du mouvement est amplifiée et le gain ne s'adapte pas à la différence de force entre les deux côtés. Tiré et adapté de Gauthier et al. (1992).

études (Massion, 1986 ; Massion, 1992 ; Paulignan et al., 1989). Le modèle présenté dans cette étude n'est pas exhaustif mais permet cependant d'expliquer le phénomène des stabilisations élevées, associées à un effort du côté parétique.

3.5 APPLICATION CLINIQUE DES RÉSULTATS

L'étude de Gauthier et al. (1992) a confirmé l'utilité et la validité de certains exercices utilisés en clinique. En effet, l'approche de thérapie de Brunnstrom (Sawner et LaVigne, 1992) suggère l'utilisation d'exercices de résistance du côté non parétique dans le but de solliciter l'action musculaire des muscles homonymes du côté parétique. Cette technique est notamment suggérée dans le but de générer des forces d'adduction de l'épaule et d'extension du coude du côté parétique. Les résultats de la présente étude démontrent que cette technique peut aussi être utilisée dans le but de générer des forces en abduction de l'épaule du côté parétique. Par ailleurs, il serait intéressant de vérifier si la réponse controlatérale élevée, associée à un effort statique du côté parétique est également observé lors d'efforts volontaires bilatéraux. De telles activités bilatérales sont proposées dans l'approche de Bobath, aussi utilisée dans la rééducation motrice des sujets hémiparétiques (Bobath, 1990 ; Davies, 1991).

Dans un autre ordre d'idées, la stabilisation posturale controlatérale élevée, associée à un effort statique du côté parétique, pourrait mériter d'être

considérée dans l'élaboration des exercices thérapeutiques ou du positionnement assis. En effet, le support controlatéral au niveau du membre supérieur semble utilisé de façon excessive et par conséquent augmente l'asymétrie des forces générées entre les deux hémicorps au détriment de celle générées du côté parétique.

CONCLUSION

Dans cette étude, les forces exercées au niveau du siège et du membre supérieur controlatéral, durant une tâche d'abduction statique unilatérale en rampe du membre supérieur, ont été caractérisées chez des sujets normaux et des sujets hémiparétiques. Ces forces sont nécessaires à la stabilisation posturale. En effet, ces forces sont générées en direction opposée à celle correspondant à l'effort, ce qui permet de contrecarrer la perturbation induite par l'effort. De plus, les caractéristiques des forces associées à l'effort statique et celles des ajustements posturaux associés aux mouvements volontaires sont similaires en termes de relation temporelle et d'adaptabilité à la direction, au type de support fourni de même qu'au niveau d'effort. Il est donc suggéré que les forces de stabilisation peuvent caractériser les ajustements posturaux.

Chez les sujets hémiparétiques, les forces de stabilisation générées au membre supérieur controlatéral accompagnant un effort du côté parétique sont augmentées. Ce phénomène observé dans d'autres études impliquant diverses tâches apparaît lié à la génération d'un effort unilatéral du côté parétique. Il est suggéré que les forces de stabilisation élevées générées par le membre supérieur controlatéral non parétique, résultent de la l'inadaptation de la stratégie de stabilisation à la faiblesse des muscles parétiques impliqués dans

l'effort. Ces résultats appuient l'utilisation de certains exercices thérapeutiques utilisés pour la réadaptation des personnes hémiparétiques et mériteraient d'être considérés dans le développement de nouvelles méthodes de traitement.

LISTE DES RÉFÉRENCES

- Babinski, J. (1899). De l'asynergie cérébelleuse. Revue Neurologique, 7, 806-816.
- Badke, M.B. & Duncan, P.W. (1983). Patterns of rapid motor responses during postural adjustment when standing in healthy subjects and hemiplegic patients. Physical Therapy, 63 (1), 13-20.
- Badke, M.B., Duncan, P.W. & Di Fabio, R.P. (1987). Influence of prior knowledge on automatic and voluntary postural adjustments in healthy and hemiplegic subjects. Physical Therapy, 67 (10), 1495-1499.
- Badke, M.B. & Di Fabio, R.P. (1985). Effects of postural bias during support surface displacements and rapid arm movements. Physical Therapy, 65 (10), 1490-1495.
- Belen'kii, V.YE., Gurfinkel', V.S. & Pal'tsev, YE.I. (1967). Elements of control of voluntary movements. Biophysics, 12, 154-161.
- Bobath, B. (1990). Adult hemiplegia : evaluation and treatment (3^e ed.). London : William Heinemann.

Boissy, P., Bourbonnais, D., Kaegi, C., Brulé, N., Gravel, D., & Arsenault, A.B. (1997). Characterisation of upper limb synkinesis in hemiparetic patients. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 78, 1117-1124.

Bouisset, S. (1991). Relation entre support postural et mouvement intentionnel : approche biomécanique. Archives Internationales de Physiologie, de Biochimie et de Biophysique, 99 (5), A77-A92.

Bouisset, S & Maton, B. (1995). Muscles, posture et mouvement : base et applications de la méthode électromyographique. Paris : Hermann.

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.

Bourbonnais, D. & Vanden Noven, S. (1989). Weakness in patients with hemiparesis. American Journal of Occupational Therapy, 43, 313-319.

Bourbonnais, D., Vanden Noven, S. & Pelletier R. (1992). Incoordination in patients with hemiparesis. Canadian Journal of Public Health, 83 (suppl. 2), 558-562.

Brown, J.E. & Frank, J.S. (1987). Influence of event anticipation on postural actions accompanying voluntary movement. Experimental Brain Research, 67, 645-650.

Cambier, J., Masson, M. & Dehen, H. (1989). Neurologie (6^e éd.). Paris. Masson.

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

Crenna, P., Frigo, C., Massion, J. & Pedotti, A. (1987). Forward and backward axial synergies in man. Experimental Brain Research, 65, 538-548.

Davies, PM. (1991). Steps to follow. A guide to the treatment of adult hemiplegia (2^e ed.). Berlin : Springer-Verlag.

Desrosiers, J., Bourbonnais, D., Bravo, G., Roy, P.M. & Guay, M. (1996). Performance of the "unaffected" upper extremity of elderly stroke patients. Stroke, 27 (9), 1564-1570.

Di Fabio, R.P. (1987). Lower extremity antagonist muscle response following standing perturbation in subjects with cerebrovascular disease. Brain Research, 406, 43-51.

Di Fabio, R.P., Badke, M.B. & Breunig, A. (1992). Dysequilibrium reaction and long-loop recruitment deficits in subjects with hemiplegia. The Occupational Therapy Journal of Research, 12 (4), 229-241.

Di Fabio, R.P., Badke, M.B. & Duncan, P.W. (1986). Adapting human postural reflexes following localized cerebrovascular lesion : analysis of bilateral long latency responses. Brain Research, 363, 257-264.

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.

Friedli, W.G., Cohen, L., Hallett, M., Stanhope, S. & Simon, S.R. (1988). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. II. Biomechanical analysis. Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 51, 232-243.

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.

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

Gahéry, Y. (1987). Associated movements, postural adjustments and synergie : some comments about the history and significance of three motor concepts. Archives Italiennes de Biologie, 125, 345-360.

Gaughran, R.L. & Dempster, W.T. (1956). Forces analyses of horizontal two-handed pushes and pulls in the sagittal plane. Human Biology, 28, 67-92.

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.

Jones, R.D., Donaldson, Y.M. & Parkin, P.J. (1989). Impairment and recovery of ipsilateral sensory-motor function following unilateral cerebral infarction. Brain, 112, 113-132.

Keshner, E.A., Woollacott, M.H., & Debu, B. (1988). Neck, trunk and limb muscle responses during postural perturbations in humans. Experimental Brain Research, 71, 455-466.

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. & 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.

Lee, W.A., Michaels, C.F. & Pai, Y-C. (1990). The organization of torque and EMG activity during bilateral handle pulls by standing humans. Experimental Brain Research, 82, 304-314.

Massion, J. (1986). Postural reactions. In Ron, S., Schmid, R. & Jeannerod, M. (eds). Sensorimotor plasticity. Theoretical, experimental and clinical aspects (pp. 71-99). Les éditions de L'INSERM : Paris.

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.

Oddsson, L. & Thorstensson, A. (1987). Fast voluntary trunk flexion movements in standing : motor patterns. Acta Physiologica Scandinavica, 129, 93-106.

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 coordination between posture and movement in a bimanual task. Experimental Brain Research, 77, 337-348.

Pedotti, A., Crenna, P., Deat, A., Frigo, C. & Massion, J. (1989). Postural synergies in axial movements : short and long-term adaptation. Experimental Brain Research, 74, 3-10.

Pérennou, D., Pélissier, J. & Amblard, B. (1996). La posture et le contrôle postural du patient cérébrolésé vasculaire : une revue de littérature. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique, 39, 497-513.

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

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.

Weeks, D.L. & Wallace, S.A. (1992). Premovement posture and focal movement velocity effects on postural responses accompanying rapid arm movement. Human Movement Science, 11, 717-734.

Woollacott, M.H., Bonnet, M. & Yabe, K. (1984). Preparatory process for anticipatory postural adjustments : Modulation of leg muscles reflex pathways during preparation for arm movement in standing in man. Experimental Brain Research, 55, 263-271.