

## **NOTE TO USERS**

**The original manuscript received by UMI contains pages with indistinct and/or slanted print. Pages were microfilmed as received.**

**This reproduction is the best copy available**

**UMI**



UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ANALYSE DE LA STABILITÉ POSTURALE DANS DES CONDITIONS DE  
PERTURBATIONS OU D'INCERTITUDES

NICOLAS PANET-RAYMOND  
DÉPARTEMENT DE MATHÉMATIQUES ET DE GÉNIE INDUSTRIEL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES  
(GÉNIE INDUSTRIEL)  
DÉCEMBRE 1997



National Library  
of Canada

Acquisitions and  
Bibliographic Services

395 Wellington Street  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

Bibliothèque nationale  
du Canada

Acquisitions et  
services bibliographiques

395, rue Wellington  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

*Your file Votre référence*

*Our file Notre référence*

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

0-612-33170-9

**Canada**

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ANALYSE DE LA STABILITÉ POSTURALE DANS DES CONDITIONS DE  
PERTURBATIONS OU D'INCERTITUDES

présenté par : PANET-RAYMOND Nicolas

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. LEBLANC Daniel, Ph.D., président

M. GILBERT Robert, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. GOURDEAU Richard, Ph.D., membre

## REMERCIEMENTS

J'aimerais remercier toutes les personnes qui se sont intéressées ou qui ont participé de près et de loin à ce projet.

Monsieur Robert Gilbert qui m'a dirigé et soutenu tout au long des différentes étapes du projet. Sa capacité de remise en question de certains concepts a permis de développer le projet selon des optiques tout à fait différentes et tout aussi intéressantes.

Monsieur Daniel Leblanc et Sylvie Nadeau qui se sont intéressés et qui ont supporté ce projet depuis le tout début. Philippe Hamel et Luc Tellier pour leur support technique et qui ont permis de mener l'élaboration des protocoles à terme et surtout à temps.

Finalement, un merci particulier à ma famille ainsi qu'à mes amis qui m'ont encouragé sans avoir aucune idée de ce dont je parlais. Et bien sûr, à Julie qui a été mon support et ma motivation première. La rédaction d'un mémoire peut être une rude épreuve qui met les nerfs au vif... particulièrement pour l'entourage de celui qui le fait.

## RÉSUMÉ

L'étude des stratégies de contrôle de la stabilité corporelle est essentielle à la compréhension globale de certains mécanismes lésionnels. Bien des études ont analysé les caractéristiques mécaniques du corps humain sans toutefois arriver à isoler les causes réelles de certaines lésions; particulièrement au niveau du dos. Le corps est un système dynamique en constante interaction avec un environnement en incessante évolution. L'évaluation des capacités d'adaptation du corps, via le contrôle neuromoteur du système nerveux central (SNC), devrait permettre d'expliquer certaines lésions reliées aux imprévus. Le but de cette étude est d'analyser les stratégies de contrôle neuromoteur de la stabilité du tronc précédant ou suivant une perturbation.

La caractérisation des stratégies d'activation neuromusculaire du SNC s'est faite par l'analyse des réponses électromyographiques de quatre muscles du tronc (*Erectores Spinae*, *Latissimus Dorsi*, *Oblique Externe* et *le Rectus Abdominis*) affectés par une perturbation. Deux principaux modes de gestion du contrôle de la stabilité posturale ont été évalués à l'aide de deux protocoles distincts. Le premier protocole consistait à étudier le mode de contrôle postural palliatif tandis que le second protocole visait à analyser les stratégies préparatoires de contrôle postural. Dans le premier cas, la stabilité posturale de neuf sujets a été perturbée par le déplacement ponctuel de leur base de support à l'aide d'une plate-forme de déstabilisation. L'incorporation de certains contextes cognitifs d'information présentés aux sujets a permis d'étudier l'importance qu'ont les imprévus sur la réponse musculaire. La réaction électromyographique des muscles du tronc a été analysée de manière à établir des patrons temporels et relationnels d'activation musculaire. Le second protocole consistait à évaluer la phase de préparation neuromusculaire précédant un lever de charge importante chez sept sujets. L'évaluation des patrons d'activation électromyographique s'est faite sur les mêmes quatre muscles.

Les résultats du premier protocole ont permis de souligner que le SNC réagissait à une perturbation selon certains patrons d'activation précis. Les modes de recrutement musculaires privilégiés par le SNC seraient affectés par certaines variables critiques telles le plan dans lequel la perturbation est appliquée. Cet aspect stratégique de recrutement semble résoudre un problème de redondance particulier au contrôle de la stabilité de la colonne vertébrale. En fait, la gestion du contrôle postural ne se ferait pas au niveau de chaque muscle mais plus globalement en fonction de la direction d'action de la perturbation et ce, peu importe le contexte cognitif.

L'évaluation des résultats du second protocole a permis d'établir qu'il y avait effectivement une phase de préparation neuromusculaire précédant une activation musculaire intense. Dans les cas de perturbations anticipées associées au lever de charge, il y aurait donc une stratégie de préparation plutôt que de compensation de la part du système nerveux.

Les degrés d'instabilité de la colonne vertébrale ont antérieurement été associés à des mécanismes lésionnels de cette dernière. De part son architecture relativement souple, la colonne peut être très mobile mais néanmoins tout aussi instable. Les muscles étant les principaux agents responsables de la rigidité de la colonne, il est essentiel de comprendre et d'évaluer leur capacité à maintenir la stabilité du tronc. Les approches mécanistes d'analyse de la stabilité du dos n'ont toutefois pas encore réussi à éliminer les algies ou lésions dorsales. Une compréhension globale des caractéristiques et des lacunes associées au contrôle neuromoteur de la stabilité du tronc permettront de compléter les approches mécaniques d'évaluation de la stabilité tout en élargissant leur champ d'analyse. Ainsi, la présente étude a permis d'éclaircir certaines stratégies de contrôle de la stabilité à l'intérieur de deux contextes de perturbation grandement associés à des contextes de déséquilibre rencontrés en industrie ou tout simplement à l'intérieur de tâches usuelles.

**Mots clés :** Biomécanique – Stabilité – Tronc – Neuromotricité – Perturbation



## ABSTRACT

The analysis of the human posture control is critical to the global understanding of injuries. Numerous studies were conducted on the mechanical analysis of the human body but we are still unable to answer some causes of injuries; especially injuries related to back problems. Since the human body isn't static and has to adapt to different environments, it is essential to understand the whole adaptation process and the strategies used by the nervous system to maintain body stability. The aim of this research is to analyse the different postural adjustment strategies of the nervous system to maintain stability preceding and following a perturbation.

The analysis of the different neuromuscular recruitment strategies was done by the study of electromyographic data of four trunk muscles (*Erectores Spinae*, *Latissimus Dorsi*, *Oblique Externe* and *Rectus Abdominis*). Two different modes of perturbation were analysed by the means of two distinct protocols. The first protocol analysed the postural reaction of the trunk muscles of nine subjects, following a perturbation induced at the level of the feet by a mobile platform. The different trials were done in various cognitive contexts of knowledge to evaluate the effect of surprise. The electromyographic data of the muscular response were analysed in order to establish temporal relations between the different muscular activation patterns following the perturbation. The second protocol, done on seven subjects, analysed the preparation phase prior to the lift of a heavy load. The evaluation of the preactivation pulling phase was made on the same trunk muscles.

The results obtained from the first protocol suggested that the nervous system reacted to a postural disturbance with precise activation patterns. Specific aspects as the body plane affected by the perturbation, influenced the different recruitment patterns. This aspect of the recruitment strategy can resolve numerous causes of redundancy

associated to the different muscular recruitment patterns offered for a given action. Instead of acting on a specified muscle, the nervous system generates global activation patterns that can be associated to any given muscle.

The analysis of the results of the second protocol confirms that there is indeed a rather important preactivation pulling phase prior to a heavy lift. This anticipatory activation phase indicates that a preparatory strategy instead of a compensatory strategy privileged by the nervous system. The whole body of the project helped understand different strategies of postural control by the central nervous system during two different kind of perturbations highly associated with industrial or daily aspects of lost of balance.

Since the spine is a structure with a great range of flexibility, it is however highly unstable. The instability of the human spine was reported by prior mechanical studies as an important cause of injuries. The trunk muscles being the major source of stiffness of the spine, it is crucial to understand the different recruitment mechanisms of the muscles. Since purely mechanical approaches didn't resolve all of the injury problems related to back pain, it is essential to combine the understanding of the muscular recruitment patterns to have a global and a complete view of the system.

**Key Words: Biomechanics – Stability – Trunk – Perturbation**

## TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	iv	
RÉSUMÉ.....	v	
ABSTRACT.....	vii	
TABLE DES MATIÈRES.....	ix	
LISTE DES TABLEAUX.....	xii	
LISTE DES FIGURES.....	xiii	
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS.....	xvi	
LISTE DES ANNEXES.....	xix	
<b>CHAPITRE I</b>	<b>INTRODUCTION</b>	<b>1</b>
<b>CHAPITRE II</b>	<b>REVUE DE LITTÉRATURE</b>	<b>6</b>
2.1	STABILITÉ DE LA COLONNE VERTÉBRALE.....	6
2.1.1	Définitions de stabilité associées au dos.....	7
2.1.2	Hypothèse de l'équilibre des sous-systèmes.....	10
2.1.3	Fonctionnement normal du système de stabilisation.....	11
2.1.4	Dysfonctionnement du système de stabilisation de la colonne.....	12
2.1.5	Types de dysfonctionnements des différents sous-systèmes.....	13
2.1.6	Adaptations des sous-systèmes aux dysfonctionnements chroniques.....	14
2.2	STABILITÉ MÉCANIQUE.....	16
2.2.1	Colonne musculaire d'Euler.....	19
2.2.2	Limites des modèles mécaniques et mathématiques.....	25
2.3	STABILITÉ BIOMÉCANIQUE.....	26
2.3.1	Architecture musculosquelettique.....	27
2.3.2	Caractérisation biomécanique des tissus passifs : concept de Zone Neutre.....	31
2.4	MODÈLES NEUROMUSCULAIRES DE CONTRÔLE DE LA STABILITÉ CORPORELLE.....	36
2.4.1	Ingénierie du système neuromusculaire.....	37
2.4.2	Analyses électromyographiques.....	40
2.4.2.1	EMG comme outil de répartition de charges.....	40

2.4.2.2	EMG comme outil d'analyse de la gestion du contrôle neural .....	42
2.4.3	Architecture du contrôle neuromusculaire .....	45
2.4.3.1	Fuseaux neuromusculaires .....	46
2.4.3.2	Cellules de Renshaw .....	47
2.4.3.3	Organe tendineux de Golgi .....	47
2.4.4	Classification des réflexes .....	49
<b>CHAPITRE III</b>	<b>MÉTHODOLOGIE</b>	<b>52</b>
3.1	PROTOCOLES .....	52
3.1.1	Protocole 1. (déstabilisation ponctuelle du tronc) .....	53
3.1.2	Protocole 2. (Préactivation neuromusculaire) .....	55
3.2	SUJETS .....	57
3.2.1	Préparation des sujets. ....	57
3.3	MATÉRIEL .....	58
3.3.1	Analyses électromyographiques .....	58
3.3.1.1	Électromyographe .....	58
3.3.1.2	Électrodes et câblage .....	60
3.3.2	Plate-forme de déstabilisation .....	63
3.3.3	Profil matériel de la charge variable à soulever .....	66
3.4	ANALYSES .....	67
<b>CHAPITRE IV</b>	<b>RÉSULTATS</b>	<b>69</b>
4.1	DÉSTABILISATION PONCTUELLE DU TRONC .....	69
4.1.1	Cinématique de la perturbation .....	69
4.1.2	Temps de délais d'activation neuromusculaire .....	71
4.1.2.1	Évaluation globale des temps de réaction suite à une perturbation .....	72
4.1.2.2	Évaluation globale de l'impact des facteurs cognitifs .....	77
4.1.2.3	Analyse des temps de réaction sans la biais des différences inter-sujets .....	79
4.1.3	Amplitudes d'activation neuromusculaires .....	82
4.1.3.1	Amplitude du signal en fonction de la perturbation .....	83
4.1.3.2	Amplitudes relatives des signaux en fonction des muscle .....	84
4.1.3.3	Corrélations entre les amplitudes et les périodes d'activation neuromusculaire .....	85

4.2	<b>PRÉACTIVATION NEUROMUSCULAIRE</b> .....	89
4.2.1	Temps d'activation .....	91
4.2.2	Amplitudes des signaux .....	93
4.2.2.1	Analyse globale des signaux.....	93
4.2.2.2	Analyse des amplitudes associées au phénomène de préactivation .....	95
<b>CHAPITRE V</b>	<b>DISCUSSION</b>	<b>98</b>
5.1	DÉSTABILISATION PONCTUELLE DU TRONC .....	99
5.1.1	Cinématique de la perturbation .....	101
5.1.2	Patrons d'activation neuromusculaires .....	104
5.1.2.1	Séquences temporelles d'activation .....	104
5.1.2.2	Synergies et coactivations neuromusculaires .....	114
5.1.2.3	Rétro-inhibition neuromusculaire .....	115
5.1.3	Degrés d'activation des muscles .....	118
5.2	PHÉNOMÈNES D'AJUSTEMENTS POSTURAUX ANTICIPÉS.....	122
5.2.1	Préactivation neuromusculaire .....	122
5.2.1.1	Préactivation passive et active .....	125
5.2.1.2	Rigidification des structures .....	126
5.2.2	Limites associées aux protocoles de déstabilisation et de préactivation.....	128
<b>CHAPITRE VI</b>	<b>CONCLUSION</b>	<b>131</b>
<b>RÉFÉRENCES</b>		<b>133</b>
<b>ANNEXES</b>		<b>143</b>

## LISTE DES TABLEAUX

<b>Tableau 2.1 :</b> Tableau synthèse de différentes réponses neuromusculaires classées par ordre croissant de délais d'occurrence.....	49
<b>Tableau 4.1 :</b> Tableau synthèse des délais d'activation des muscles en fonction de la direction des perturbations et des divers contextes cognitifs.....	74
<b>Tableau 4.2 :</b> Différences significatives ( $p < 0,01$ ) des délais d'activation des muscles en fonction des perturbations. Les différences <i>intra-muscles</i> sont exposées dans les zones ombragées.....	77
<b>Tableau 4.3 :</b> Analyse des différences de délais d'activation (ms) en fonction des contextes cognitifs selon une méthode d'analyse à élimination des variabilités inter-sujets .....	81
<b>Tableau 4.4 :</b> Différences significatives ( $p < 0,05$ ) des amplitudes d'activation des muscles en fonction des perturbations. Les différences <i>intra-muscles</i> sont exposées dans les zones ombragées.....	83
<b>Tableau 4.5 :</b> Pourcentages d'amplitudes d'activation maximale (% MVC) des muscles en fonction des perturbations.....	85
<b>Tableau 4.6 :</b> Moyennes intra-sujets et inter-sujets des ratios d'activations des différents muscles entre les levers ' <i>virtuels</i> ' et les levers réels de la charge.....	94
<b>Tableau 4.7 :</b> Moyennes intra et inter-sujets des pourcentages d'amplitudes d'activation maximales (%MVC) associés aux phases de préactivation anticipatoire.....	97
<b>Tableau 5.1 :</b> Moyennes et comparaisons des délais d'activation musculaire (en ms) des deux groupes musculaires. (écarts types).....	106
<b>Tableau 5.2 :</b> Tableau synthèse des différents mécanismes d'ajustements posturaux associés aux phénomènes de préactivations neuromusculaires.....	123

## LISTE DES FIGURES

<b>Figure 2.1 :</b> Interaction des sous-systèmes du système neuromusculosquelettique.....	11
<b>Figure 2.2 :</b> Séquence de dysfonctionnement engendré par un déséquilibre d'un des sous-systèmes ( <i>Tiré de Panjabi 1992 a</i> ).....	12
<b>Figure 2.3 :</b> Représentation de trois systèmes en équilibre dont seul le <i>c</i> ) a un état stable.....	18
<b>Figure 2.4 :</b> Analyse de la stabilité d'un système simplifié de la colonne vertébrale <i>ligamentaire a)</i> et <i>musculaire b)</i> à l'aide de colonnes d'Euler.....	19
<b>Figure 2.5 :</b> Courbes d'énergies potentielles en fonction de la position ( $\theta$ ) de la colonne d'Euler ( <i>Tiré de Crisco 1990</i> ).....	23
<b>Figure 2.6 :</b> Application plus détaillée du modèle mécanique des colonnes d'Euler par sommations ( <i>Tiré de Bermark 1989</i> ).....	24
<b>Figure 2.7 :</b> Représentation de quatre architectures musculosquelettiques rattachées à la colonne vertébrale ( <i>Tiré de Crisco 1990</i> ).....	30
<b>Figure 2.8 :</b> Graphique de contrainte-déformation démontrant les caractéristiques de non-linéarité d'un tissu mou. Permet de situer la zone neutre à l'intérieur du spectre de déformation ( <i>Tiré de Panjabi 1992b</i> ).....	33
<b>Figure 2.9 :</b> Proportion des amplitudes de la Zone Neutre suite à une dégénérescence du disque intervertébral.....	34
<b>Figure 2.10 :</b> Deux représentations du muscle selon le modèle mécaniste de A. V. Hill 1938.....	37
<b>Figure 2.11 :</b> Diagramme de modélisation neuromusculaire de contrôle motoneural par feed-back des pattes arrière d'un chat ( <i>Tiré de Loeb et Levine 1990</i> ).....	39
<b>Figure 2.12 :</b> Diagramme synthèse des différentes interactions entre les composants neuromoteurs gérés par le système nerveux central .....	48

<b>Figure 3.1 :</b> Synthèse de distribution des différents essais en fonction de la direction de la perturbation et des différents facteurs cognitifs.....	54
<b>Figure 3.2 :</b> Partie d'un tracé type d'un enregistrement électromyographique fait par le Windowgraf©.....	59
<b>Figure 3.3 :</b> Dispositions des triades d'électrodes sur les muscles abdominaux et dorsaux.....	62
<b>Figure 3.4 :</b> Photographies de la plate-forme de déstabilisation et de son système de propulsion pneumatique.....	64
<b>Figure 3.5 :</b> Courbe de vitesse de déplacement de la plate-forme en fonction du temps. La zone ombragée représentant la période d'accélération de la plate-forme.....	65
<b>Figure 3.6 :</b> Photographie du montage de la charge variable à soulever. Les capteurs situés au sol reliés à l'électromyographe permettant de servir de contacts électriques.....	67
<b>Figure 4.1 :</b> Schéma explicatif des relations entre la direction des perturbations résultantes au niveau du tronc en fonction du déplacement de la plate-forme.....	70
<b>Figure 4.2 :</b> Tracé type d'analyse temporelle des délais d'activation neuromusculaires en fonction de l'indice de déplacement de la plate-forme ( <i>trigger</i> ).....	72
<b>Figure 4.3 :</b> Répartition des délais d'activation enregistrés à travers tous les essais en fonction des différentes directions de déplacement de la plate-forme. ( la barre représentant l'ensemble des résultats obtenus).....	76
<b>Figure 4.4 :</b> Différences des délais d'activation de différentes combinaisons des contextes cognitifs en fonction des perturbations antérieures et postérieures.....	79
<b>Figure 4.5 :</b> Graphiques de corrélations entre les amplitudes d'activation des abdominaux a) et des temps d'activation entre les dorsaux b) et les abdominaux c)d).....	88



- Figure 4.6 :** Tracé électromyographique type d'un essai du protocole sur la préactivation. Les deux premières impulsions représentent les levers '*virtuels*' tandis que la troisième représente le lever réel de la charge. Le déplacement de la charge est indiqué par le trait vertical.....90
- Figure 4.7 :** Répartition des temps d'activation anticipatoire enregistrés à travers tous les essais en fonction des différents muscles. ( la barre représentant l'ensemble des résultats obtenus).....91
- Figure 4.8 :** Section de signal électromyographique associée au phénomène d'activation musculaire anticipatoire précédant le mouvement effectif de la charge.....96
- Figure 5.1 :** Figure synthèse des moments de perturbation générés par les déplacements de la plate-forme a) et des moments musculaires théoriques compensatoires b).....102
- Figure 5.2 :** Vue dans le plan transverse des quatre groupes musculaires et de leur interaction de cocontraction en fonction de perturbations de différentes directions.....110
- Figure 5.3 :** Tracé électromyographique d'un essai démontrant clairement le phénomène de rétro-inhibition neuromusculaire suite à une perturbation ponctuelle. La zone grise démontre l'inhibition des dorsaux coïncidant avec l'activation des abdominaux.....117

## LISTE DES SIGLES ET ABREVIATIONS

$\theta$ :	Position
$\Delta$ :	Mise à la terre
$\left  \text{---} \right $ :	Répartition de l'ensemble des résultats obtenus
A :	Aire de section de la poutre
ADG :	Amplitude de Déplacement Global
AMP <sub>reelle</sub> :	Amplitude du signal électromyographique lors du lever réel de la charge.
AMP <sub>virt</sub> :	Amplitude du signal électromyographique lors des levers ' <i>virtuels</i> ' de la charge.
APA :	Ajustements Posturaux Anticipés
ARCH I,II,III... :	Architectures musculosquelettiques
c :	Rayon de giration
c.g. :	Centre de Gravité
CI :	Connaissance de l'Information
CMV :	Contraction musculaire Maximale Volontaire
DCL :	Diagramme de Corps Libres
$\Delta t$ :	Délai entre l'apparition du signal électromyographique et le début du déplacement de la plate-forme
E :	Module de Young
EC :	Eléments Contractiles
ECG :	Électrocardiogramme
EMG :	Électromyographie
EMGAO :	EMG Assisted Optimisation
EPP :	Eléments Passifs Parallèles
EPS :	Eléments Passifs en Série
ES :	Erectores Spinae
F :	Force

$F_{crit}$ :	Force critique
$F_{résult}$ :	Force résultante
$h$ :	Longueur de la poutre de la colonne d'Euler
$I$ :	Moment d'inertie de la poutre
$k$ :	Constante de rigidité
$K_{\alpha}$ :	Rigidité axiale de la poutre
$k_m$ :	Constante de rigidité musculaire
$L/c$ :	' <i>Slenderness Ratio</i> '
L1-L5 :	Section de la colonne lombaire s'étendant de la première à la cinquième vertèbre lombaire.
LD :	Latissimus Dorsi
M1 :	Réflexe monosynaptique d'étirement
M2 :	Réflexe polysynaptique d'étirement
MI :	Mauvaise Information
Ms :	Milisecondes
N :	Newton
NIOSH :	National Institute of Occupational Safety and Health
OE :	Oblique Externe
OSHA :	Occupational Safety and Health Administration
OTG :	Organe Tendineux de Golgi
$p$ :	Degré de confiance
PAP :	Phase d'Activation Primaire
PAS :	Phase d'Activation Secondaire
PIA :	Pression Intra-Abdominale
$r$ :	Essais
$ra$ :	Ratio d'Activation
RA :	Rectus Abdominis
ROM :	Range of Motion
$s$ :	Sujets

<b>SCI :</b>	<b>Sans Connaissance de l'Information</b>
<b>T9 :</b>	<b>Neuvième vertèbre thoracique</b>
<b><math>t_{\text{init}}</math> :</b>	<b>Début du signal électromyographique</b>
<b>TR :</b>	<b>Temps de Réaction</b>
<b>Trigger :</b>	<b>Indice temporel indiquant l'occurrence d'un événement. Indice du déplacement de la plate-forme (protocole 1) et indice du lever de la charge (protocole 2)</b>
<b><math>t_{\text{trig}}</math> :</b>	<b>Début du signal indiquant le déplacement de la plate-forme</b>

## LISTE DES ANNEXES

<b>Annexe A :</b> Représentation de l'ensemble des variables analysées dans le modèle <i>EMG Driven</i> .....	143
<b>Annexe B :</b> Séquence de mouvements présentée aux sujets.....	145
<b>Annexe C :</b> Formulaire de décharge de responsabilités.....	147
<b>Annexe D :</b> Exemple d'une section de la matrice de données obtenues par le logiciel <i>WDG to ASCII</i> .....	149
<b>Annexe E :</b> Programme d'analyse de signal : <i>Ceintex8.m</i> .....	151
<b>Annexe F :</b> Schéma détaillé de la plate-forme de déstabilisation.....	155
<b>Annexe G :</b> Exemple d'une matrice d'analyse différentielle des délais d'activation neuromusculaire suite à une perturbation.....	157

## CHAPITRE I

### INTRODUCTION

Depuis plus d'un siècle, une quantité importante d'études effectuées dans différents domaines de recherche, ont visé à comprendre le fonctionnement du corps humain en vue de réduire les blessures, particulièrement en milieu de travail. Comment donc expliquer que la problématique des différents types de maux de dos recensés en milieu de travail s'avère actuellement toujours un point chaud constitué de mécanismes de causalité encore obscur. Le phénomène de lésions dorsales dans le secteur manufacturier contemporain a pris une importance majeure; en 1993, près de 40,000 cas de maux de dos ont été indemnisés dans la Province du Québec uniquement. Ces affections ont coûté près de 427 millions de dollars uniquement en indemnités (Allaire 1994).

Des approches d'évaluations mécaniques ont permis de représenter le corps humain comme un système soumis à différentes contraintes modulées par la nature des tâches que ce dernier accomplit. En évaluant les contraintes maximales que le système humain pouvait soutenir, il a été possible d'établir certaines normes de manutention telles (*NIOSH*) et (*OSHA*) quant aux caractéristiques des charges à manipuler et à la nature des mouvements à exécuter. Toutefois, les études épidémiologiques récentes ne semblent pas démontrer que l'application de ces normes puisse résoudre efficacement les problèmes de blessures en milieu de travail. Nous devons donc nous soumettre à la réévaluation des différents mécanismes lésionnels et à réajuster la philosophie d'évaluation des relations de causes à effets. L'individu n'est pas un système unique mais un ensemble de sous-systèmes régis par un centre de contrôle neural très complexe (Panjabi 1992 a). Une application de l'analyse du contrôle moteur de l'humain aux différents mécanismes lésionnels, est depuis une vingtaine d'années, une voie de résolution de différentes incertitudes générées par des modèles mécaniques classiques.

L'opérateur soumis à des contraintes dynamiques, doit aussi réagir de façon dynamique pour éviter de se blesser. Une lacune au niveau de la capacité d'adaptation neuromotrice à un environnement en continuel changement, peut constituer une voie d'interprétation de certains mécanismes lésionnels importants. Il est d'autant plus important d'analyser les différentes stratégies de contrôle moteur qu'en plus de permettre de comprendre les tactiques de protection du corps, il est possible d'isoler certaines lacunes de contrôle neuromoteur qui pourraient expliquer des mécanismes lésionnels encore inconnus.

Il est généralement accepté que le degré d'instabilité intrinsèque de la colonne vertébrale soit associé à la plupart de ses mécanismes lésionnels (Andersson 1990; Bermark 1989; Cholewicki 1993, 1996; Crisco III 1990,1991; Panjabi 1992). La colonne vertébrale ligamentaire (dénudée de ses masses musculaires) n'a toutefois pas la capacité d'être stable vu sa faible rigidité (Lucas 1961). Les muscles du tronc n'ont pas uniquement un rôle d'effecteur de mouvement mais jouent un rôle essentiel à la stabilité globale du dos. L'incorporation des masses musculaires à la colonne nous permet d'avoir un système à rigidité variable qui peut s'adapter à son environnement. Les délais d'activation musculaires suite à une perturbation ponctuelle deviennent donc des facteurs déterminants quant à l'évaluation du potentiel stabilisateur de la posture des muscles. Il est donc essentiel d'évaluer le rôle stabilisateur des masses musculaires entourant la colonne et de comprendre les stratégies de contrôle neuromusculaire qui s'exercent sur ces dernières. Contrairement aux études classiques qui analysaient plutôt les caractéristiques mécaniques du dos, les approches récentes cherchent d'avantage à comprendre le mode d'opération des agents musculaires, responsables de la stabilité intrinsèque de la colonne.

Le but de cette étude est d'évaluer le comportement et les stratégies d'activations neuromotrices d'anticipation ou palliatives des muscles du dos , en vue de conserver une certaine stabilité du tronc. En isolant différentes stratégies d'activation

neuromusculaires, nous voulions développer un modèle de réponses motrices particulières permettant de mieux comprendre le fonctionnement du contrôle du Système Nerveux Central (SNC). Une compréhension globale des stratégies d'activation neuromusculaires permettra par la suite d'expliquer certains mécanismes lésionnels associés aux lacunes du contrôle moteur des muscles du dos. Le projet s'est limité à l'analyse de deux différents modes de gestion neuromotrice de la stabilité du tronc pouvant être directement reliés à des situations de perturbations rencontrées en industrie: le premier étant consécutif à la perturbation et le second étant un mode d'anticipation de la perturbation.

Deux principaux contextes de perturbations ont été simulés pour permettre d'analyser la réponse électromyographique de quatre muscles du tronc en fonction de la nature et de l'occurrence de la perturbation. Un premier protocole de déstabilisation consistait à générer une perturbation ponctuelle au niveau de la base de support à l'aide d'une plate-forme mobile pour analyser les stratégies de rétablissement de la posture des muscles du tronc. Les essais se sont faits selon divers contextes cognitifs d'informations données sur l'occurrence de la perturbation. L'ajout des contextes cognitifs permettait d'évaluer l'importance que pouvait avoir l'imprévu sur la modulation des différentes réponses. Le second protocole consistait à analyser les patrons d'activation musculaire et les ajustements posturaux anticipatoires précédant immédiatement un lever contrôlé d'une charge élevée connue. Ce protocole visait à analyser si le corps se protégeait en utilisant une stratégie de préparation d'anticipation lors d'une tâche potentiellement dangereuse.

La structure du mémoire de maîtrise est principalement constituée d'une analyse globale de la problématique entourant la stabilité du dos et en second lieu expose les résultats du protocole expérimental visant à déterminer certaines caractéristiques de stabilité associées à des contextes de perturbations particuliers. La rédaction du projet s'est faite à travers six chapitres distincts :



**CHAPITRE I :** Une brève introduction sur la problématique de l'instabilité de la colonne vertébrale et une description de l'objet de recherche visé par le mémoire ont été faits.

**CHAPITRE II :** Chapitre consistant en une revue de littérature générale sur l'ensemble de la problématique associée à la stabilité du dos. Les domaines ciblés ont été ceux de la stabilité globale de la colonne, la stabilité mécanique, biomécanique et le contrôle neuromoteur de la stabilité corporelle.

**CHAPITRE III :** Une description de la méthodologie utilisée pour établir les divers protocoles à été faite. Une analyse plus détaillée sera faite sur l'élaboration des protocoles, les caractéristiques des sujets, le matériel utilisé et sur les analyses de données effectuées.

**CHAPITRE IV :** Ce chapitre consiste à exposer les différents résultats obtenus lors des deux protocoles. Les données proviennent principalement des enregistrements électromyographiques des différents muscles du tronc. Les analyses se sont faites en grande partie sur les aspects temporels des signaux et sur leurs amplitudes.

**CHAPITRE V :** Chapitre de discussion qui permet d'interpréter différentes stratégies d'activation neuromusculaires privilégiées par le système nerveux.

**CHAPITRE VI :** Ce chapitre consiste en une conclusion du mémoire, un bref rappel des résultats obtenus et un survol de différentes voies de recherches futures dans le domaine.

Nous nous sommes principalement servi de l'électromyographie comme outil d'analyse des réponses neuromusculaires. Une première évaluation des résultantes électromyographiques des réponses musculaires a permis d'analyser les relations temporelles entre les perturbations et les réponses musculaires et aussi d'évaluer les relations temporelles inter-musculaires. En second lieu, des analyses d'amplitudes des

signaux ont permis d'établir des relations d'activations et de priorités de recrutement chez certains muscles en particulier. L'analyse des résultats a permis d'établir des patrons et phénomènes d'activation neuromusculaires modulés par certaines variables critiques privilégiées par le SNC.

## CHAPITRE II

### **Analyse globale de la stabilité intrinsèque de l'opérateur humain (Revue de Littérature)**

#### **2.1 Stabilité de la colonne vertébrale**

L'évaluation du degré de stabilité d'une structure aussi complexe que celle de la colonne vertébrale s'avère d'une importance majeure quant à l'explication de certains mécanismes de blessure de celle-ci. La pierre angulaire des prochains chapitres consiste à démontrer certaines caractéristiques propres à la stabilité intrinsèque de la colonne et de ses structures connexes en vue d'expliquer certains mécanismes lésionnels retrouvés en milieu de travail.

La colonne vertébrale est une structure unique du fait qu'elle consiste à jouer le rôle de support relativement rigide des structures '*sus pelviennes*' tout en permettant une importante autonomie de mouvement tri dimensionnel du tronc. La colonne de par sa structure composite constituée d'un amalgame de composants rigides (vertèbres) et d'articulations de type (*Amphiarthrose-Symphyse*) représentant les disques intervertébraux. permet donc d'être associée aux caractéristiques d'un os long connectant le crâne au bassin. Le degré rigidité de la structure serait en partie contrôlé par l'activation des masses musculaires qui s'y rattachent; d'où l'importance de bien comprendre les différents mécanismes de contrôles neuromoteurs des muscles du tronc. Crisco III (1990) considère le système neuromusculaire comme un mécanisme permettant de contrôler la posture de la même façon qu'un ressort le ferait. Cette mobilité particulière est par contre associée à plusieurs problèmes de stabilité du dos. Il a d'ailleurs été fait mention que la stabilité biomécanique d'un système devait être proportionnelle au degré de rigidité de celui-ci (Pope 1985). A première vue, pour

résoudre les problèmes d'instabilité, il serait tentant d'affirmer qu'il faut chercher à avoir un système plus rigide au détriment de sa mobilité, mais dans le cas de la colonne vertébrale, on ne ferait qu'aggraver le problème. En fait, selon Andersson (1990), une bonne amplitude de mouvement du dos dans tous les plans peut constituer un indice de la santé physique d'une personne .

Une compréhension globale tant au niveau du fonctionnement qu'au niveau des interrelations entre les nombreux composants du dos s'avère d'une certaine complexité étant donné les différentes redondances qui s'y installent. En effet, des problèmes majeurs de redondances peuvent se retrouver au niveau du nombre important de muscles agissant sur une articulation en particulier (Cholewicki, 1996; Keshner, 1990); par exemple il est possible de retrouver jusqu'à 23 muscles qui agissent au niveau de l'articulation du cou (Vidal, 1986). Un autre important problème de redondance se retrouve au niveau des différents types de programmes neuromoteurs pouvant générer les mêmes mouvements (Keshner, 1990). Pour atteindre un objectif spatial, plusieurs patrons neuromoteurs d'activation musculaire entrent en jeu.

L'étude de différentes approches d'analyse de la stabilité de la colonne permettra d'éclaircir les modes de fonctionnement des structures du dos ainsi que de mieux comprendre les problèmes que génèrent le caractère de redondance particulier à la colonne vertébrale. Ces bases de connaissances permettront par la suite de mieux expliquer certains mécanismes de lésions dorsales encore inexpliqués par des approches mécaniques.

### **2.1.1 Définitions de stabilité associées au dos**

Évidemment, lorsque l'on analyse le degré de stabilité d'une structure, particulièrement dans un contexte d'application anatomique, c'est pour mieux comprendre ses divers mécanismes d'instabilité. La colonne vertébrale, vu sa

composition globale peu rigide, est une structure particulière qui est très enclin à être instable. Évidemment, pour cibler les caractéristiques d'instabilité d'un système, il faut définir les paramètres qui font que le système est stable. Différentes définitions de stabilité provenant de divers domaines de recherche, ont été associées au dos. Trois principales familles de définitions de stabilité de la colonne ont été recensées : a) instabilité clinique b) stabilité mécanique c) stabilité biomécanique.

### **Définition de l'instabilité clinique**

L'instabilité clinique est causée soit par un traumatisme à la colonne, soit suite à une procédure chirurgicale ou suite à une dégénérescence pathologique cumulative de la colonne. Ces trois facteurs résultent en une 'affectation' ou une destruction de certaines structures ligamentaires et/ou osseuses, résultant en une instabilité aiguë de la colonne (Crisco 1990).

Selon White (1978), l'instabilité clinique de la colonne peut être définie comme la perte des capacités de la colonne, sous des charges physiologiques, à conserver une certaine relation entre les vertèbres de façon à ce qu'il n'y ait ni dommages ou irritations causés à la moelle épinière ou aux nerfs rachidiens. Elle est aussi définie comme la perte des capacités à éviter le développement de déformations incapacitantes ou de douleurs résultant de modifications structurales de la colonne.

Selon Panjabi (1992), l'instabilité clinique est définie comme la perte des capacités de la colonne, sous un chargement physiologique, à maintenir ses patrons de déplacement faisant en sorte qu'il n'y ait ni déficit neurologique initial ou additionnel, ni difformités et ni douleurs incapacitantes.

Selon une approche structurale de '*zones neutres*' (section 2.3.2), l'instabilité clinique est représentée par une diminution importante des capacités de stabilisation du dos de sorte à ne plus pouvoir conserver les amplitudes des zones neutres à l'intérieur

des limites physiologiques pour éviter tout dysfonctionnement neurologique, déformation ou douleur incapacitante.

#### **Définition de stabilité mécanique :**

Pour qu'un système soit considéré comme stable, il doit revenir à son état d'équilibre suite à une perturbation. À l'intérieur d'une approche mécanique, la notion d'équilibre est nécessaire mais non-suffisante pour que le système soit stable (Crisco 1990). La stabilité mécanique, contrairement à la stabilité clinique, se trouve à être binaire en ce sens qu'un système peut soit être stable soit être instable. La colonne vertébrale est par contre considérée comme plus ou moins cliniquement stable. La stabilité clinique peut donc être considérée comme un phénomène continuellement variable. Certains modèles d'analyse de stabilité mécanique seront présentés à la section (2.2)

#### **Définition de la stabilité biomécanique**

Antérieurement, les définitions de stabilité biomécanique du rachis ne se limitaient qu'à l'évaluation de la rigidité de la colonne vertébrale comme indice de la stabilité du système (Pope 1985). En fait, la définition biomécanique de l'instabilité de la colonne était tout simplement une application de la définition mécanique à un système biologique. Bermark (1989) a été le premier à incorporer les facteurs neuromusculaires à son modèle de la colonne pour permettre d'évaluer le rôle global de la musculature quant au maintien de la stabilité et de la posture du dos. Présentement, les approches biomécaniques tendent à incorporer des plus en plus des aspects de contrôle neural dans leurs définition d'instabilité (He 1991, Loeb 1990). Une analyse plus approfondie de ces approches sera présentée dans les sections (2.3 et 2.4).

## 2.1.2 Hypothèse de l'équilibre des sous-systèmes

Selon Panjabi (1992a), le système responsable de la stabilité de la colonne peut se diviser en trois sous-systèmes distincts:

- i) Les composants passifs (ligaments, disques et vertèbres, tendons).
- ii) Les composants actifs (masses musculaires et tendons<sup>1</sup>).
- iii) Le système nerveux comme chef d'orchestre.

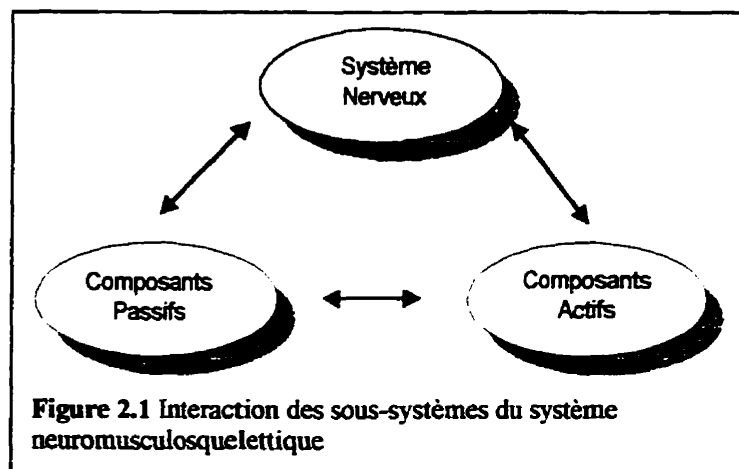
Ces trois sous-systèmes doivent être considérés comme en interaction constante et permanente quant à la gestion de la stabilité du dos (Figure 2.1). Un mauvais fonctionnement de l'un de ces trois sous-systèmes provoque un déséquilibre relationnel entre ceux-ci et doit être rétabli par diverses actions de compensation des sous-systèmes qui se traduisent en trois scénarios possibles (Panjabi 1992a) :

- a) La réponse immédiate des autres sous-systèmes va permettre de compenser le sous-système défaillant.*
- b) À long terme, il y aura une adaptation d'au moins un des sous-systèmes.*
- c) Par sur-utilisation ou mauvaise adaptation, il y aura risque de blessure au niveau des composants des sous-systèmes sains.*

La première réponse résultera en une fonction normale du système tandis que la seconde alternative résultera aussi en une fonction normale mais avec une procédure de stabilisation altérée. La troisième alternative se traduira par contre par un dysfonctionnement global du système résultant en une instabilité clinique du système et possiblement en des douleurs.

---

<sup>1</sup> Les tendons sont considérés comme faisant partie du sous-système actif selon Panjabi (1992a)



### 2.1.3 Fonctionnement normal du système de stabilisation

Un équilibre s'établit entre les trois sous-systèmes où chacun d'entre eux a un rôle à jouer et où toutes les interactions se font adéquatement. En position neutre<sup>1</sup>, la fonction mécanique de stabilisation du **sous-système passif** a été démontrée comme étant de faible importance (Cholewicki 1996) mais elle a un certain rôle complémentaire au sous-système nerveux. Les ligaments complètent le système proprioceptif du sous-système nerveux en servant de transducteurs de position au niveau des différentes articulations via certains récepteurs situés à l'intérieur des ligaments. Les ligaments peuvent donc stabiliser la colonne à deux égards; soit de façon neurologique en position neutre, soit mécaniquement lorsqu'ils sont sollicités dans des amplitudes de mouvement importantes.

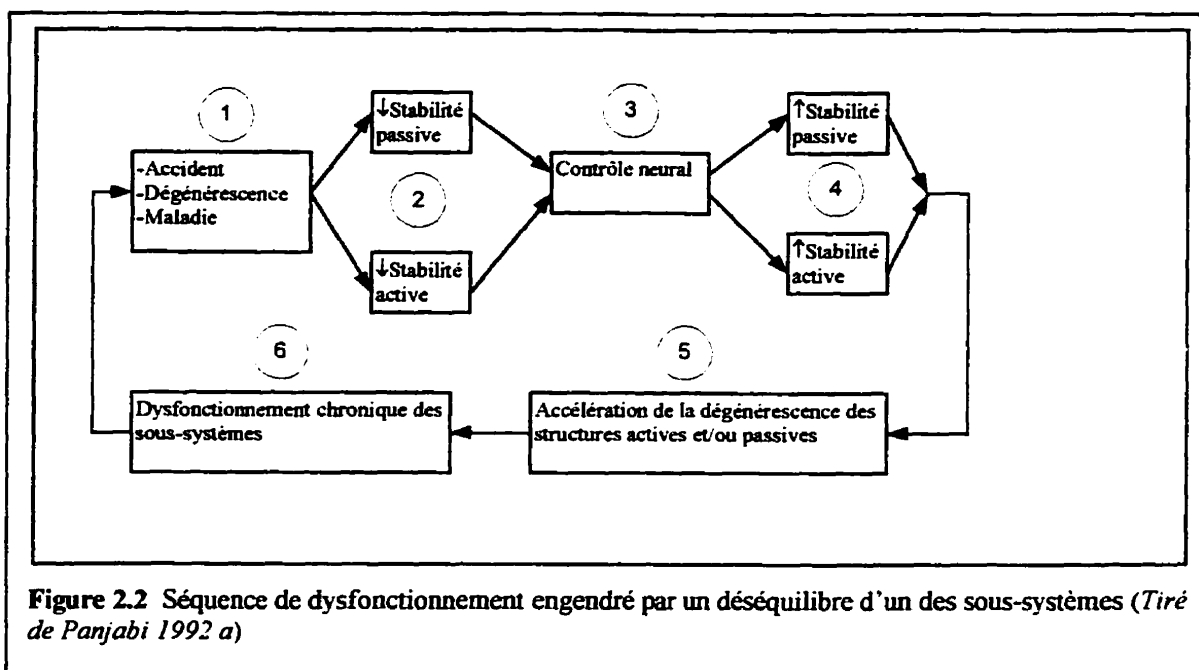
Le **sous-système actif** permet de contrôler constamment la stabilité de la colonne via les récepteurs situés dans les tendons et les fuseaux neuromusculaires. Ces deux composants peuvent donc aussi être considérés comme une extension du système nerveux. Le **sous-système de contrôle nerveux** gère les influx d'informations des différents transducteurs et génère les patrons d'activation musculaires permettant d'adapter la stabilité du dos aux différentes situations et contraintes auxquelles le dos est soumis.

<sup>1</sup> Voir l'hypothèse de la 'Zone Neutre' section (2.3.2)



### 2.1.4 Dysfonctionnement du système de stabilisation de la colonne

Une dégénérescence du système rachidien<sup>①</sup> peut soit être causé par un accident, une maladie ou par une dégénérescence de l'un des deux sous-systèmes<sup>②</sup> actifs ou passifs. Le sous-système de contrôle neural<sup>③</sup> tentera de compenser les défaillances en modifiant l'activation des différents sous-systèmes actifs et passifs<sup>④</sup>. La stabilité de la colonne, à court terme, pourra être rétablie mais une amplification de la dégénérescence des sous-systèmes<sup>⑤</sup> pourra résulter de l'adaptation et causera probablement des problèmes chroniques<sup>⑥</sup> à long terme (Panjabi 1992a) (Figure 2.2).



### **2.1.5 Types de dysfonctionnements des différents sous-systèmes**

#### **ÉLÉMENTS PASSIFS:**

Des déformations plastiques des éléments peuvent affaiblir les capacités stabilisantes des différentes structures passives, relayant par le fait même leurs responsabilités aux structures actives du système musculosquelettique. Ces déformations peuvent soit provenir d'une élongation plastique des structures, résultant d'un accident par exemple ou soit être attribuables à une dégénérescence pathologique tissulaire.

#### **ÉLÉMENTS ACTIFS:**

Une diminution des capacités de réception (transmissions axonales neuromotrices) ou de génération d'influx nerveux comme agents d'information (via les fuseaux neuromoteurs), résulte en une diminution d'adaptation de la masse musculaire aux différentes contraintes appliquées au système musculosquelettique. La capacité d'adaptation des éléments actifs étant diminuée, les structures passives devront donc jouer un rôle de compensateurs et seront généralement sur-utilisés. Un phénomène de dégénérescence des tissus passifs sera, dans la majorité des cas, conséquent à l'inadaptation des éléments actifs.

#### **CONTRÔLE NEURAL:**

Une dégénérescence du sous-système neural peut résulter en une mauvaise répartition d'activation du système neuromusculosquelettique. Une mauvaise évaluation de la part du système neural peut aussi faire partie du déséquilibre de ce sous-système. Ce phénomène se retrouve souvent dans des situations d'imprévu ou de mauvaise évaluation de la tâche à exécuter. Se préparer à soulever une charge estimée à 30kg qui ne pèse en réalité que 5kg résume bien ce type de déséquilibre. L'activation de certains muscles peut être surévaluée par rapport à la tâche à effectuer; ce qui résulterait en une déstabilisation de la colonne. Ce genre d'erreur permet d'expliquer les cas de blessures survenant lorsqu'une personne exécute une simple tâche consistant à ramasser une feuille

de papier sur le sol. L'application de charges excessives n'est pas nécessairement la cause de blessures ou des douleurs dans ce cas.

### **2.1.6 Adaptations des sous-systèmes aux dysfonctionnements chroniques**

#### **ÉLÉMENTS PASSIFS:**

La capacité stabilisatrice du sous-système actif diminue avec l'âge à cause de la diminution de la force musculaire. Une augmentation de la rigidité du système passif avec l'âge, via la formation accrue d'ostéophytes, permet de contrer l'inefficacité stabilisatrice grandissante du système actif.

#### **ÉLÉMENTS ACTIFS:**

Une hypertrophie musculaire semble être relativement bien corrélée avec une amélioration de la stabilité du système rachidien. Un entraînement musculaire et une augmentation de la tension musculaire peuvent compenser l'instabilité d'un système passif accidenté ou malade en jouant un rôle de stabilisateur en plus d'être effecteur.

#### **CONTRÔLE NEURAL:**

Un entraînement du contrôle neuromusculaire volontaire de certaines masses musculaires peut permettre d'améliorer la stabilité de structures et articulations instables. Par cette approche on a ainsi démontré une augmentation de la stabilité du genou lors de périodes de réhabilitation de certains athlètes (Ihara 1986).

La stabilité globale du dos est donc affectée par une multitude de critères et doit par le fait même être évaluée sous différentes approches. Se limiter qu'à l'analyse de la stabilité mécanique du dos ne permettra pas de cerner tous les mécanismes lésionnels pouvant être retrouvés en milieu de travail.

Les prochaines sections du chapitre traitent de différentes approches d'analyse de la stabilité du dos permettant à chacune d'expliquer leur facette de mécanismes lésionnels des structures du dos. Pour mieux comprendre des lésions aussi banales que des elongations musculaires, il faut comprendre dans son entier le fonctionnement du système neuromusculosquelettique. L'incapacité des présentes normes de manutention à éliminer les lésions musculosquelettiques peut s'expliquer par leur analyse incomplète d'un système aussi complexe que le corps humain.

## 2.2 Stabilité mécanique

Pour pouvoir mieux comprendre la réponse des différents composants du dos dans des situations particulières, nous devons nous en remettre à des modèles structuraux nous permettant d'avoir une vision concrète de la synergie entre les différentes structures du dos. Il est encore très difficile d'analyser de façon directe et non intrusive le comportement de structures biologiques humaines. Les chercheurs sont donc contraints à utiliser des moyens palliatifs d'estimation et de représentation de la réalité dont les techniques de simulation et la modélisation sont de bons exemples. Le jour où il sera possible d'insérer des transducteurs de force, des électrodes, des goniomètres et autres collecteurs de données à l'intérieur d'une colonne vertébrale d'un opérateur en train d'accomplir ses tâches de manutention, nous pourrons permuter les méthodes d'approximation indirectes au rang d'outils secondaires. Puisque ce jour risque de ne pas se présenter, heureusement, le développement des techniques de modélisation se révèle un atout capital.

L'approche de modélisation mécanique du dos permet d'arriver à mieux conceptualiser les différentes relations structurales entre les composants du dos. En considérant que le dos soit une machine ayant une architecture composée de différents moyens de propulsion, il est possible de lui associer certaines caractéristiques déjà analysées dans des architectures mécaniques connues. L'utilisation de modèles mécaniques aidera à appliquer certains attributs à la colonne qui permettra de l'analyser selon différentes approches ayant toutes comme dénominateur commun la caractérisation du comportement mécanique du dos. Par exemple, les réponses de la colonne ont déjà été expliquées par des mécanismes de *stabilité globale et locale* (Bermark 1989) et par des *classifications d'architectures mécaniques du système musculosquelettique* (Crisco III, 1990). Une synthèse de différentes approches de

modélisation mécanique de la stabilité permettra d'appliquer certains mécanismes purement mécaniques associées au comportement typique de la structure corporelle.

Pour qu'un système soit considéré comme mécaniquement stable, il doit revenir à son état d'équilibre suite à une perturbation. Bermark (1989) définit la notion de stabilité mécanique comme la capacité d'une structure chargée de maintenir un équilibre statique même suite à de petites fluctuations autour du point d'équilibre. À l'intérieur d'une approche mécanique, la notion d'équilibre structural est nécessaire mais non-suffisante pour que le système soit considéré comme stable (Crisco 1990). Contrairement à la stabilité clinique qui peut être variable (*section 2.1.1*), le concept de stabilité mécanique ne peut être que binaire; le système est soit stable, soit instable (Bermark 1989). La stabilité mécanique d'une structure telle la colonne vertébrale ne peut donc s'appliquer qu'à des situations déterminées et ponctuelles, dépourvues de toute variabilité; d'où l'application plus théorique de ces modèles.

La figure (2.3) démontre trois situations où il y a équilibre d'un système mais où seul le cas 'c)' puisse être considéré comme étant un système stable. Bien que les cas 'a)' et 'b)' semblent être en équilibre, ils ne pourront retrouver leur état d'équilibre initial suite à une perturbation quelconque. Le cas 'c)' peut néanmoins être considéré comme stable puisque suite à une perturbation, le système va retrouver son état d'équilibre initial. Il est important de noter que le système restera stable jusqu'à une certaine limite après laquelle la perturbation trop élevée le déséquilibrera de façon permanente. Nous pouvons définir l'énergie potentielle ( $V$ ) d'un système comme étant le travail total (autant interne qu'externe) nécessaire pour perturber ce système de son état d'équilibre. En effectuant la dérivée seconde de l'énergie potentielle du système en fonction de sa position  $\theta$ , il est possible de définir trois conditions de degrés stabilité du système. Si nous avons :

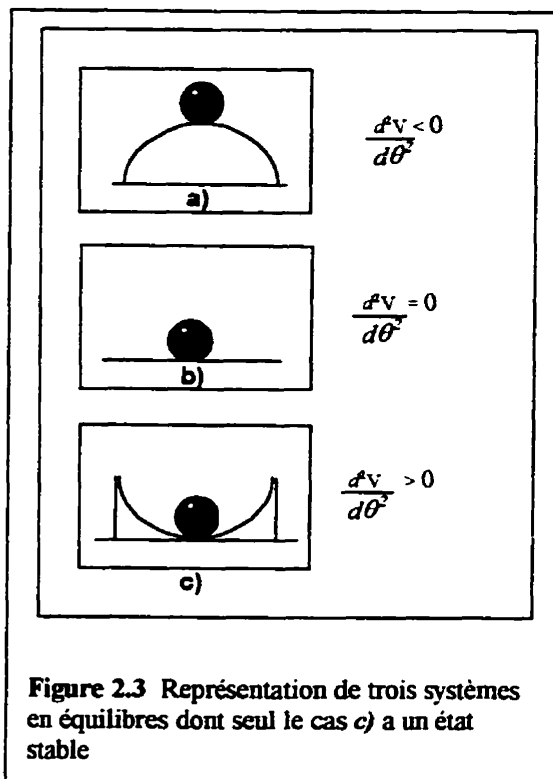
$$\frac{d^2V}{d\theta} = 0 \quad \text{Eq. 2.1}$$

$$\frac{d^2V}{d\theta} < 0 \quad \text{Eq. 2.2}$$

le système est considéré comme étant **instable** tandis que

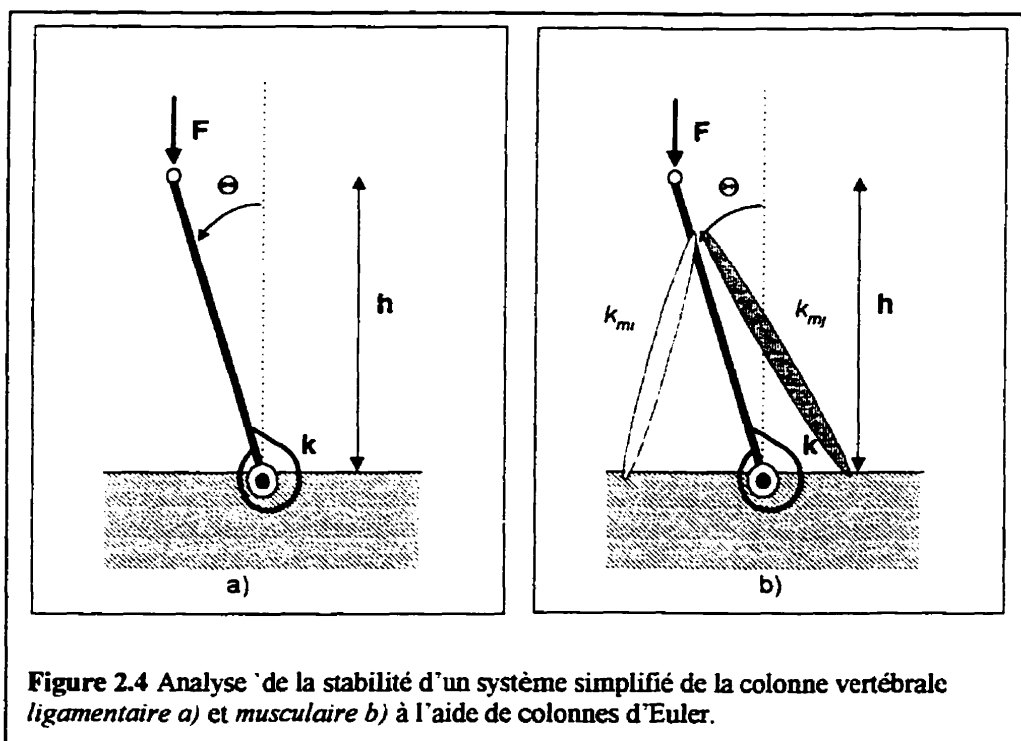
$$\frac{d^2V}{d\theta} > 0 \quad \text{Eq. 2.3}$$

constitue un système **stable** dans lequel la dérivée seconde de l'énergie potentielle est toujours supérieure au déplacement du système (Crisco III 1990).



## 2.2.1 Colonne musculaire d'Euler

L'application des théories de *stabilité* versus *équilibre* d'un système peut se faire directement sur une structure très simplifiée de la colonne vertébrale. Une représentation de la colonne vertébrale par la *colonne musculaire d'Euler* permet d'appliquer de façon plus concrète les différents paramètres mécaniques de stabilité (Crisco III, 1990). En fait, il est plus simple de concevoir les caractéristiques de stabilisation des divers constituants de la colonne à l'aide d'un modèle mécanique simplifié. L'application du modèle théorique de la colonne d'Euler s'est tout d'abord faite à une structure simplifiée d'une colonne vertébrale ligamentaire<sup>1</sup> à une seule articulation. Le modèle le plus simplifié de la colonne d'Euler est constitué d'une poutre d'une longueur ( $h$ ) connectée à une base solide à l'aide d'une jointure à un degré de liberté. Le système ligamentaire passif de la colonne est représenté par un ressort à



<sup>1</sup> Dépourvue de ses masses musculaires



torsion linéaire de rigidité ( $k$ ). La poutre représente les structures osseuses du système, soit les vertèbres. La position de la poutre par rapport à la position verticale de référence est représentée par  $\theta$  (Figure 2.4a).

En incorporant un muscle de chaque côté de la poutre, il est possible de d'obtenir un système générateur d'énergie où chacun des muscles est représenté par un ressort à constante de rigidité dont la somme vectorielle ( $\Sigma k_m$ ) peut se combiner avec la constante de rigidité des tissus passifs (Figure 2.4b). Lorsqu'une force ( $F$ ) est appliquée sur la partie distale de la poutre, l'énergie potentielle du système ( $V$ ) représente la somme des énergies potentielles de la charge appliquée et du ressort (Eq. 2.4).

$$V = \frac{1}{2} (k + k_m) \theta^2 - F h (1 - \cos(\theta)) \quad (\text{Eq. 2.4})$$

Les conditions de stabilité sont déterminées par la dérivée seconde de l'équation de l'énergie potentielle (Eq. 2.5).

$$\frac{d^2 V}{d \theta^2} = k - F h \cos(\theta) \quad (\text{Eq. 2.5})$$

Avec le point de référence  $\theta = 0$ , on obtient des différentes conditions de stabilité du système (Eq. 2.6).

$$\frac{d^2 V}{d \theta^2} = k - F h \quad (\text{Eq. 2.6})$$

Donc:  $\frac{k}{h} \leq F$  Système instable (Eq. 2.7)

ou

$\frac{k}{h} > F$  Système stable (Eq. 2.8)

La force critique ( $F_{crit}$ ) (Eq. 2.9) représente donc l'équation faisant la jonction entre l'équation d'instabilité (Eq. 2.7) et l'équation de stabilité (Eq. 2.8). Une force résultante supérieure à cette force critique résultera en une instabilité chronique du système.

$$F_{crit} = \frac{k}{h} \quad (Eq. 2.9)$$

Pour un système en équilibre à la position ( $\theta = 0$ ) il est possible de déterminer graphiquement, à l'aide de courbes d'énergies potentielles, la stabilité du système en fonction de l'amplitude de la force appliquée. Les caractéristiques de non linéarité des réponses de la colonne vertébrale sont ainsi clairement exposées. Si la colonne (*poutre*) est chargée par une force inférieure à la force critique et qu'elle subit une certaine perturbation, l'énergie potentielle du système ( $V$ ) augmentera et la colonne retournera ensuite à sa position de référence ( $\theta = 0$ ). Si la colonne est chargée par une force supérieure à la force critique et qu'il n'y a pas de perturbation, le système sera en équilibre mais non stable et restera à la position de référence. Par contre, une infime perturbation résultera en une déstabilisation complète du système. Lorsque la colonne est considérée comme instable ( $F_{résult.} > F_{crit}$ ), la courbe d'énergie potentielle diminue de part et d'autre de 'l'apex d'équilibre'. La colonne, même si elle n'est soumise qu'à des micro perturbations, cédera néanmoins à ces dernières et subira un effet de flambage (Figure 2.5).

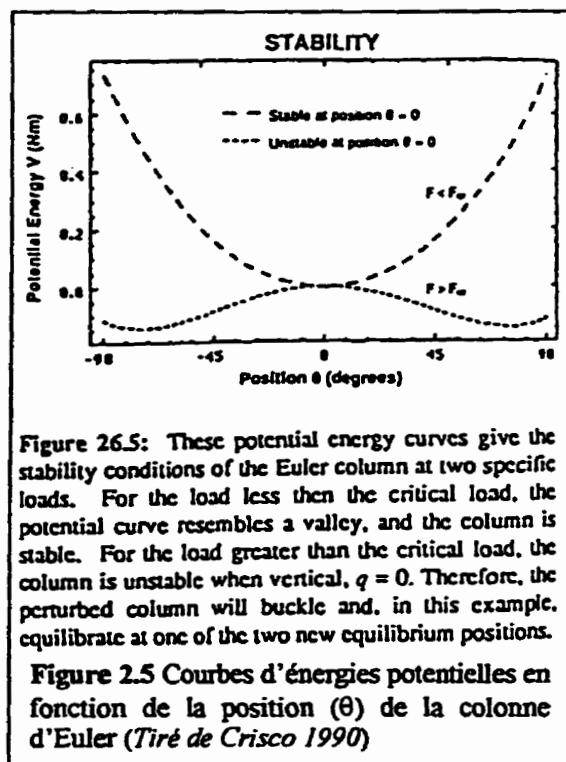
Il est possible d'appliquer la théorie de la force critique de façon plus complète, à un système de colonne linéaire élastique représentant le rachis. La colonne vertébrale peut donc être représentée par une poutre élastique dont le point de support peut être déterminé selon certaines conditions. Il est ensuite possible d'évaluer les forces critiques pouvant résulter en un flambement de la colonne dans des conditions prédéterminées (Eq. 2.10).

$$F_{cr} = n \frac{\pi^2 EI}{L^2} = n \frac{\pi^2 EA}{(L/c)^2} = n \pi^2 c(L) K_{\alpha} \quad (\text{Eq. 2.10})$$

où :  $F_{cr}$  représente la force critique faisant céder le système,  $n$  représente une constante rattachée aux conditions initiales<sup>1</sup>.  $E$  représente le module de Young,  $I$  le moment d'inertie du système,  $A$  l'aire de section de la poutre et  $c$  représente le rayon de giration de la poutre. Le quotient  $(L/c)$  est appelé le '*slenderness ratio*' et  $K_{\alpha}$  est la rigidité axiale de la poutre (Andersson, 1990). Quoique assez simple, cette modélisation mécanique représente le rachis comme une longue poutre fixée à une extrémité (bassin) qui est flexible, libre à l'une de ses deux extrémités et par conséquent susceptible d'être instable. Ce principe de modélisation mécanique a permis de déterminer qu'une poutre élastique ayant une concavité est plus susceptible d'être stable sur sa longueur. Fait intéressant, la colonne vertébrale est composée de trois courbes (au niveau cervical, thoracique et lombaire) situées dans le même plan (sagittal) que les charges habituellement soutenues. Un phénomène d'adaptation de la colonne résultant en une lordose lombaire, se retrouve même chez des personnes ayant un chargement frontal excessif tels les obèses ou les femmes enceinte (Marieb 1993). L'approche de modélisation théorique par la colonne d'Euler permet donc d'expliquer certains phénomènes physiologiques associés à l'adaptation de la colonne vertébrale.

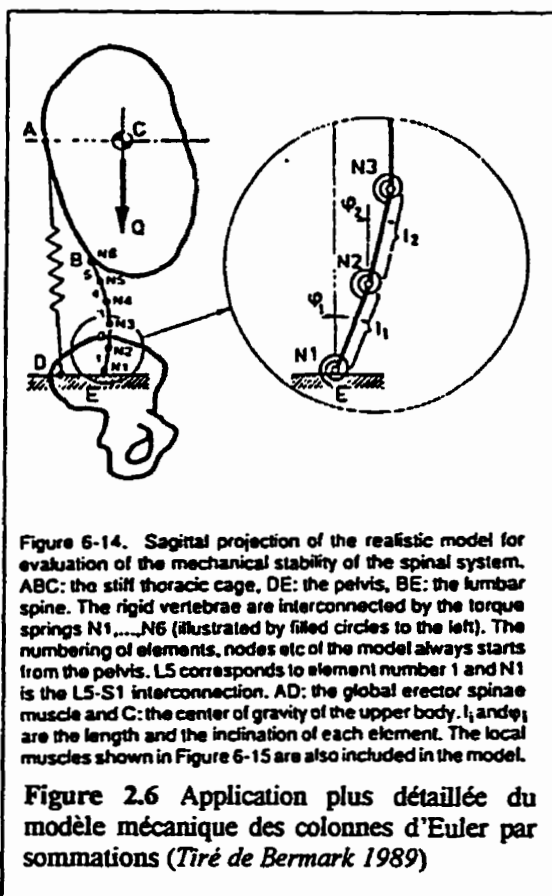
---

<sup>1</sup> ¼ si la colonne est attachée par le bas seulement (ce qui est généralement le cas) ou 2 si la colonne est fixée par une extrémité et attachée à une rotule à l'autre extrémité.



Cette approche mécanique de modélisation de la colonne vertébrale peut permettre d'ouvrir la voie à l'explication de certains phénomènes physiologiques de contrôle du système neuromoteur. En effet, l'équation (Eq. 2.9) démontre qu'il est possible d'augmenter la valeur de la force critique ( $F_{crit}$ ) soit en diminuant la hauteur ( $h$ ) de la poutre, ou de la vertèbre dans le cas de la colonne vertébrale, soit en augmentant la rigidité ( $k$ ) du système. Puisqu'il est impossible d'ajuster à notre guise les hauteurs des corps vertébraux, le contrôle de la rigidité ( $k$ ) de la structure pour répondre à la force critique nécessaire en un temps  $t$  donné, doit se faire via l'activation contrôlée du système musculaire pour s'assurer de maintenir continuellement la stabilité de la colonne (Crisco III, 1990).

Il est possible d'appliquer cette même démarche à une représentation plus réelle de la colonne en faisant une sommation de colonnes d'Euler comme représentation des différentes vertèbres. En fait, en superposant plusieurs modèles simples de colonnes, il est possible de modéliser de façon plus précise le rachis. Bermark (1989) a utilisé cette démarche pour représenter la région lombaire de la colonne par 5 éléments rigides (colonnes d'Euler) interconnectés par des ressorts à torsion linéaire représentant les disques et ligaments (Figure 2.6).



### 2.2.2 Limites des modèles mécaniques et mathématiques

L'approche de modélisation mécanique se trouve être la pierre angulaire de la majorité des méthodes d'analyses biomécaniques du système musculosquelettique. Considéré comme une fin en soi, il est évident qu'un modèle purement mécanique du corps humain ne soit pas en mesure de représenter fidèlement le comportement aussi complexe de ce système. En fait, toutes ces recherches visent un but commun : la quantification de certaines variables dans des situations bien précises. C'est à ce niveau que l'on retrouve un grand vide entre la conception et l'application de ces modèles. Il est en fait très difficile de marier les analyses *in vitro* avec une application *in vivo* des résultats. Vers les années 1960, bien des analyses *in situ* se sont faites sur la caractérisation des réponses de disques inter vertébraux de cadavres à des situations de compression contrôlée (Nachemson, 1960). Le problème se situe au niveau de la validité de l'application de telles mesures obtenues dans des environnements contrôlés, à des situations concrètes de postures dynamiques (levers de charges, manutention...) (Gracovetsky, 1987). Pouvons-nous établir un lien direct entre des mesures théoriques grandement isolées et un comportement dynamique du système humain? Il est essentiel d'incorporer un contexte d'analyse plus humain permettant d'associer plus facilement les résultats théoriques aux phénomènes observés. Les approches biomécaniques permettent de concilier la rigueur théorique des approches mécaniques à un contexte d'analyse humain qui permet d'appliquer de manière appropriée des fondements explicatifs au corps humain.

### 2.3 Stabilité Biomécanique

Bien que l'approche de modélisation mécanique du corps humain soit d'une certaine utilité, l'application des principes évoqués doivent être faits à des systèmes vivants en suivant une certaine démarche. La modélisation biomécanique permet d'incorporer différents facteurs physiologiques à une approche mécanique plus théorique et fondamentale. Andersson (1990) soulève l'importance des modèles biomécaniques en soulignant leur capacité de développer certaines prédictions du comportement du corps humain qui peuvent se comparer à un faible bassin de mesures expérimentales directes telles les analyses électromyographiques. Les différents modèles biomécaniques tentent de quantifier certains paramètres comme la cinétique (forces), la cinématique (déplacements) des mouvements et les forces de compression. Des modèles plus mécaniques tels les *diagrammes de corps libres* (Shultz 1981), *l'analyse par éléments finis* (Gardner-Morse, 1995) et l'*EMGAO* (EMG Assisted Optimisation) de Cholewicki et McGill (1994) sont aussi d'une grande utilité.

Autrefois, les définitions de la stabilité biomécanique du rachis ne se limitaient qu'à l'évaluation de la rigidité de ce dernier comme indice du degré de stabilité du système (Pope, 1985). Bermark (1989) fut le premier à incorporer les composants musculaires comme déterminants du maintien de la stabilité et de la posture du dos. En modélisant le système neuromusculaire par des composants mécaniques représentés par des ressorts à potentiels variables (Broberg, 1981), Bermark incorpora des masses musculaires au modèle mécanique de la colonne en permettant de calculer le rôle de l'énergie potentielle de ce système à l'intérieur d'un système global.

L'importante mobilité de la colonne vertébrale dans les trois plans lui confère une bonne efficacité au niveau des déplacements et de la locomotion mais affecte grandement la stabilité générale du tronc et de la tête. La colonne vertébrale dépourvue

de masses musculaires consiste en un système ayant une certaine mobilité mais est caractérisée comme étant une structure ayant une faible limite physiologique de chargement, après laquelle elle risque de flamber ou de se dégénérer. Bien des études ont associé les phénomènes d'instabilité clinique de la colonne à des variables cinématiques d'amplitudes de mouvement de la colonne (Gardner-Morse 1995, White 1978). En combinant les analyses sur l'architecture du système musculosquelettique avec des données plus fondamentales sur le comportement tribologique des structures passives entourant la colonne (Moroney 1988), il est possible d'arriver à caractériser le chargement intrinsèque de la colonne selon certaines postures adoptées.

### **2.3.1 Architecture musculosquelettique**

L'architecture globale du dos a depuis longtemps été associée à une structure similaire à un mat de bateau soutenu par ses câblages. Léonard De Vinci, un des premiers à s'intéresser à la stabilité de la colonne vertébrale, représentait les muscles vertébraux du cou comme des câbles. De Vinci s'est servi de l'analogie des câbles retenant un mat de bateau pour poser l'hypothèse du rôle des muscles de la colonne cervicale comme stabilisateurs de la tête. En faisant référence à la stabilité de l'architecture musculaire il affirmait: *'Les muscles plus centraux servent à stabiliser tandis que les muscles latéraux servent à fléchir le cou'* ( Keele 1983).

Il est tentant d'affirmer que le rôle des muscles est simple et constant dû à leur nature plutôt restrictive en terme de capacité d'action (les muscles pouvant uniquement se contracter). Cependant, certaines variables telles la capacité variable de contraction et surtout la disposition tri dimensionnelle des points d'attaches et d'insertions des muscles, rendent l'analyse de la contribution musculaire à la stabilité corporelle, beaucoup plus ardue. Le rôle de la disposition ou architecture musculosquelettique est indispensable à l'évaluation de la stratégie de maintien de la posture et nécessite d'être

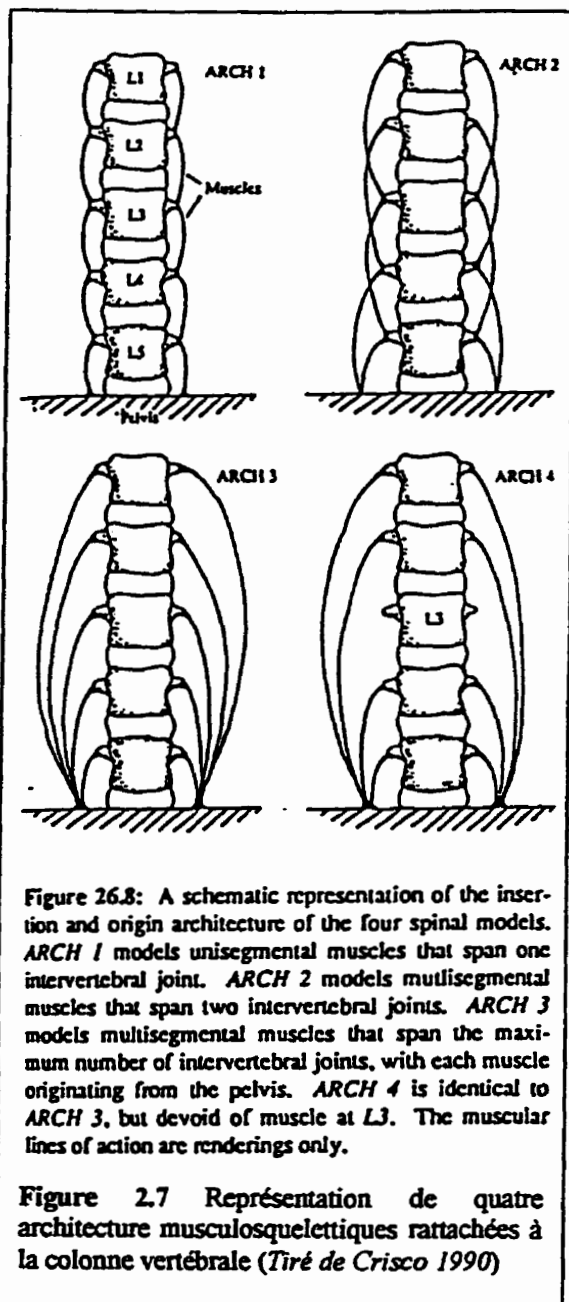


bien développé pour mieux comprendre les différentes stratégies d'activation musculaire contrôlées par le système nerveux central (SNC).

Bermark (1989), à l'intérieur de ses modèles mécaniques de la stabilité de la colonne, a divisé le système musculosquelettique en deux principaux sous systèmes : le **système local** et le **système global**. Le système *local* consiste en tous les muscles qui ont au moins un point d'attache ou d'insertion sur la colonne vertébrale. Les petits muscles intrinsèques tels les *Multifidi* et *Semi-spinalis Dorsi* font partie de cette catégorie. Le système *global* englobe tous les muscles rattachés au bassin ou au thorax et qui ont un rôle au niveau de la stabilité globale du tronc. L'*Oblique Externe* et le *Rectus Abdominis* font partie de ces muscles qui ne sont pas rattachés à la colonne mais qui ont un rôle direct au niveau de sa stabilité. Bermark (1989) considère que la pression intra-abdominale fait partie du système global. Nous aimerions mieux considérer la pression intra-abdominale comme un phénomène indirect résultant de l'activation de certains muscles du système global. Puisque la pression intra-abdominale est le résultat d'un phénomène de contraction musculaire, cette dernière devrait non pas par sa nature mais uniquement de part son rôle de stabilisateur, faire partie du système global (Gracovetsky 1987). La classification des muscles du tronc en deux principaux systèmes permet d'évaluer l'impact qu'ont chacun des systèmes (groupe de muscles) sur la stabilité globale du dos. À l'intérieur même des systèmes nous retrouvons différentes architectures musculaires qui affectent différemment la stabilité de la colonne.

Crisco (1990,1991) a développé un modèle mécanique de la colonne lombaire permettant de déterminer les répercussions sur le degré de stabilité et de rigidité critique de différents types d'architectures musculaires rattachées à une même colonne. Une colonne ostéo-ligamentaire lombaire (L1-L5) rattachée au bassin constitue le dénominateur commun aux modèles d'architecture musculaire. Seule l'architecture des points d'attaches et d'insertions des différentes masses musculaires diffère entre les modèles. En se basant sur une approche de modélisation mathématique à l'aide de

colonne d'Euler, Crisco a évalué l'efficacité mécanique de quatre architectures musculaires différentes. Il est important de noter que chacun des quatre modèles architecturaux élaborés représentent des architecture musculaires pouvant être retrouvées à l'intérieur du dos. Le premier modèle (**ARCH I**) est constitué d'une architecture musculaire *intervertébrale monoarticulaire*. Le second modèle (**ARCH II**) est constitué de muscles *intervertébraux biarticulaires*. Le troisième modèle (**ARCH III**) est caractérisé par une architecture musculaire *multiarticulaire* dont les points d'insertion se situent au niveau vertébral et les points d'origine sont tous situés sur le bassin. Le dernier modèle (**ARCH IV**) est similaire au (**ARCH III**) à la seule différence qu'une vertèbre est démunie d'une attache musculaire au bassin (Figure 2.7).



Les modèles mathématiques (Crisco III, 1991) démontrent que plus un muscle englobe d'articulations, moins la force critique nécessaire pour stabiliser la colonne est grande. En fait, la force critique musculaire de stabilisation de (ARCH III) est 90% moins élevée que celle de (ARCH I). Le seul fait de passer d'une architecture

monoarticulaire (ARCH I) à une architecture biarticulaire (ARCH II), diminue la force critique de 70%. Plus la masse musculaire couvre d'articulations, plus son potentiel de stabilisation est important.

Dans le cas de (ARCH IV) où une vertèbre est dénudée de masse musculaire, les résultantes des forces de compressions appliquées à cette vertèbre, ne sont supportées que par les composants passifs de l'articulation (capsules et ligaments) dont la capacité de chargement maximal ne se limite qu'à environ 88N avant de devenir mécaniquement instable latéralement (Crisco III, 1990). Dans ce dernier cas, la colonne musculaire serait donc incapable de supporter des charges supérieures aux charges critiques de la colonne ligamentaire; une chaîne ne peut être plus solide que son chaînon le plus faible.

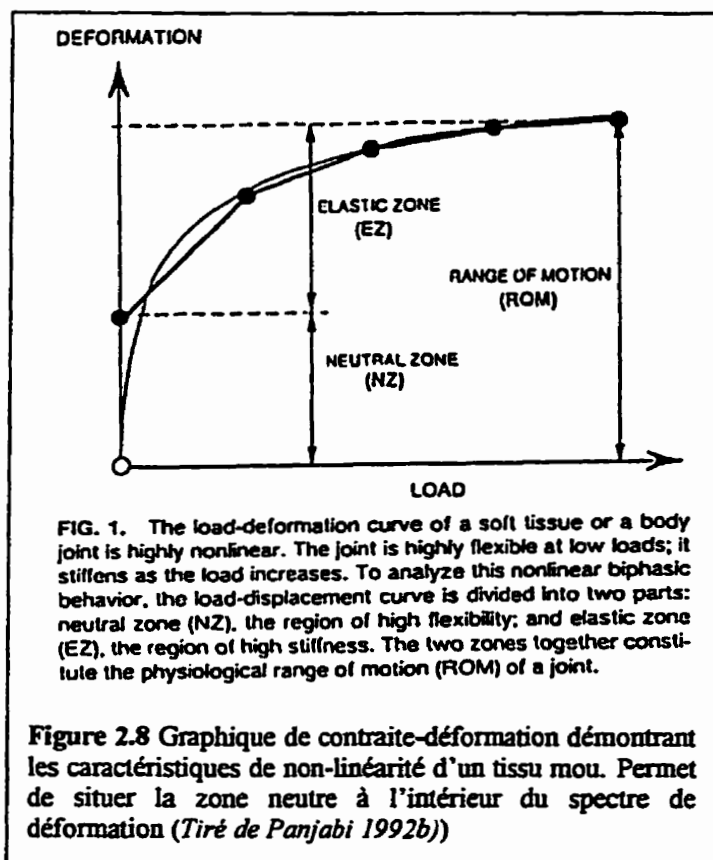
Cette approche vient donc confirmer en quelque sorte, certaines études (Cholewicki 1996) qui affirment que les muscles reliés à la cage thoracique et au bassin représentent la majorité de la stabilisation de la colonne tandis que les muscles intrinsèques de la colonne vertébrale ont un rôle mineur mais essentiel et constant de stabilisateur du rachis. Les conséquences de cette approche ont un impact assez important puisque l'on remet en question les approches traditionnelles comme les hypothèses soulevées par De Vinci (Keele, 1983), qui attribuaient le rôle de stabilisateur aux muscles intrinsèques et le rôle de générateur de mouvements aux muscles superficiels.

### **2.3.2 Caractérisation biomécanique des tissus passifs : concept de Zone Neutre**

L'évaluation tribologique du comportement des structures passives selon certaines charges fait partie intégrante des études d'analyses des amplitudes de mouvements de la colonne. La colonne peut se déplacer dans plusieurs plans mais par conséquent ne peut soutenir des contraintes de chargement qu'à l'intérieur de certaines plages angulaires. Les structures passives de la colonne, suite à un degré d'étirement,

offrent une certaine résistance au mouvement. Ces degrés de mobilité du rachis peuvent servir d'indice de stabilité clinique et de santé de la colonne d'un sujet (Gardner-Morse 1995).

Le principe de la zone neutre, développé par Panjabi (1992b), consiste en une région de déplacement intervertébral à l'intérieur de laquelle les structures passives de la colonne vertébrale n'offrent que très peu de résistance mécanique. Il a été démontré de façon *in vitro* qu'il y avait une corrélation entre cette zone neutre et certains paramètres d'instabilité rachidienne. En fait, lors d'analyses de la cinématique des segments de la colonne, les courbes '*contraintes-déformations*' semblent prendre une allure plutôt linéaire (Moroney 1988). Un préconditionnement du spécimen analysé et un calibrage des systèmes de mesure de déformations font en sorte qu'il y ait élimination des phénomènes viscoélastiques des structures permettant d'obtenir des résultats plus homogènes. Nous retrouvons les mêmes procédures lorsqu'on veut éliminer les phénomènes d'hystérésis des tissus mous. Ce protocole d'analyse résulte en une perte de la partie initiale de la courbe (*zone neutre*) pour ne se limiter qu'à la section plutôt linéaire de la zone élastique des tissus (Figure 2.8).



Les différentes études *in vitro* d'analyse d'amplitudes de mouvements de la colonne ont fourni des résultats plutôt discutables. En fait, les degrés *in vitro* d'amplitudes maximales des plages angulaires de colonnes cadavériques, se sont avérés inférieurs aux mesures d'amplitudes maximales obtenues de façon *in vivo*. Même en allouant une certaine marge d'erreur au niveau des mesures *in vivo*, il est quand même raisonnable de penser que les amplitudes de mouvement devaient être inférieures aux mesures *in vitro* à cause de certains facteurs: i) Lors d'une mesure *in vivo*, l'amplitude de mouvement est limitée par la laxité des muscles et devrait être bien en deçà de la limite de la douleur ou de rupture des structures passives. ii) Les amplitudes *in vitro*, contrairement aux analyses où l'on demandait aux sujets de faire une extension

maximale, ont été obtenues avec des chargements des colonnes de cadavres avoisinant les limites de rupture des tissus passifs. Selon Panjabi (1992b), le pré-conditionnement des colonnes cadavériques contamine les résultats des amplitudes de mouvement reliées à la colonne.

L'évaluation cinématique de l'amplitude de la zone neutre de déplacement de la colonne constitue donc un meilleur indicateur au niveau de la stabilité de la colonne que l'évaluation de l'amplitude globale de déplacement de la colonne. Il a d'ailleurs été démontré (Panjabi 1992b) qu'une dégénérescence du disque intervertébral résultait en une augmentation de l'amplitude de la zone neutre sans toutefois modifier l'Amplitude de Déplacement Global (ADG)<sup>1</sup> du dos (Figure 2.9). L'augmentation de l'amplitude de la zone neutre en flexion-extension lors d'une dégénérescence du disque intervertébral, correspond aux observations *in vivo* de l'augmentation de l'amplitude de rotation du tronc antéro-postérieure chez des patients ayant des douleurs au bas du dos.

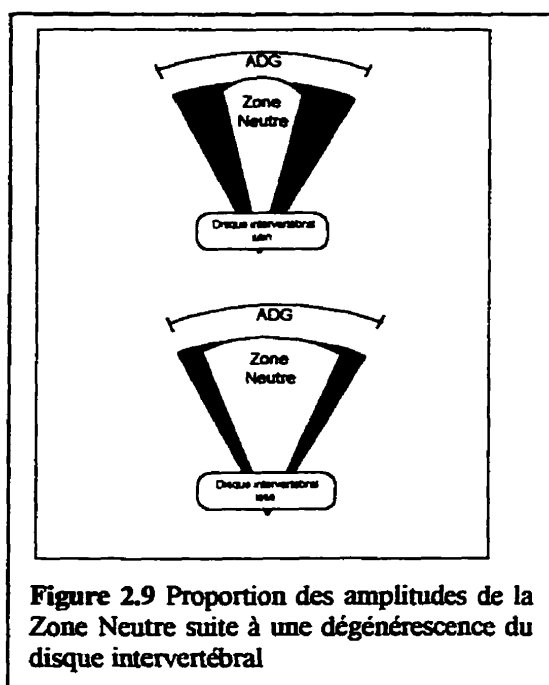


Figure 2.9 Proportion des amplitudes de la Zone Neutre suite à une dégénérescence du disque intervertébral

<sup>1</sup> Traduction de *Range of Motion* (ROM)

L'évaluation de la zone neutre doit être considérée soit active ou passive dépendant si l'analyse se fait *in vivo* ou *in vitro*. Une colonne cadavérique dépourvue de musculature aura une zone neutre passive tandis que la zone neutre active d'une colonne '*musculaire*' se verra affectée par le tonus musculaire . Quoique aucune analyse n'ait encore été faite sur les différences dimensionnelles des deux types de zones neutres, il est raisonnable de croire que la zone neutre active soit de moins grande amplitude que la passive.

L'évaluation de la zone neutre dans la stabilité de la colonne permet de définir une condition cinématique de position du tronc dans laquelle certains paramètres de contrôle neuromoteur vont prendre une importance tout à fait différente. La zone neutre représente une position intervertébrale où la rigidité ne peut être assurée que par l'activation musculaire puisque l'apport des systèmes passifs est considéré comme presque inexistant. Cholewicki (1996) considère que le système musculaire local (Bermark 1989), à l'intérieur de la zone neutre, n'a pas les capacités nécessaires de stabilisation de la colonne lorsque les sujets effectuent des tâches requérant des efforts minimaux. Cette hypothèse pourrait expliquer certaines blessures obscures occasionnés par des tâches usuelles requérant peu d'effort. Le concept biomécanique de la Zone Neutre permet donc de faire le pont entre l'approche d'analyse mécanique de la stabilité et l'intégration de concepts de contrôle neuromoteur.



## 2.4 Modèles neuromusculaires de contrôle de la stabilité corporelle

Une colonne vertébrale dénudée de ses masses musculaires voit sa stabilité limitée à la rigidité globale des ligaments et des disques intervertébraux. Deux catégories de ligaments soutiennent la colonne: les ligaments monoarticulaires (*ligaments interépineux, ligaments jaunes*) et les multiarticulaires (*ligament vertébral commun antérieur, ligament vertébral commun postérieur, ligament supra-épineux*) (Marieb 1992). Pour que la colonne ligamentaire soit auto-suffisante en terme de stabilité, les applications de la modélisation à l'aide de colonnes d'Euler (Crisco 1990,1991) aux structures ligamentaires démontreraient probablement qu'il faut maximiser le rôle des ligaments multiarticulaires dû à leur meilleure efficacité stabilisatrice<sup>1</sup>. La colonne n'est cependant constituée que d'une faible quantité de ligaments multiarticulaires qui ne peuvent suffir à conserver une marge acceptable de stabilité à l'intérieur de la colonne en situations normales.

Il a été démontré de façon *in vitro* qu'une colonne thoracique ligamentaire ne pouvait soutenir une charge de compression de plus de 20 N avant qu'il y ait flambage<sup>2</sup> (*buckling*) (Lucas 1961). La limite de la charge de compression critique à appliquer sur une colonne ligamentaire lombaire, se situe à 88 N selon Crisco (1989). Toutefois, Nachemson (1966) a déterminé de façon *in vivo*, que lorsqu'une personne se tient debout, la colonne lombaire est soumise à des charges de compression intradiscales de l'ordre du double du poids corporel ( $\approx 1500$  N). Les composants passifs ne pouvant soutenir qu'environ 5-6% de la charge totale, il est donc clair que le système neuromusculaire doit remplir un rôle de compensation essentiel au maintien de la stabilité corporelle.

---

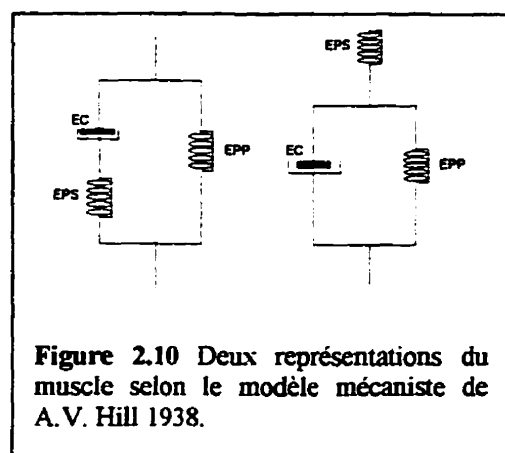
<sup>1</sup> Voir la section (2.3.1)

<sup>2</sup> Le terme 'flambage', dans un contexte mécanique, est associé à la flexion d'une poutre soumise à des forces de compression supérieures à sa résistance mécanique.

La modélisation neuromusculaire s'est développée sur deux principales voies qui ont aidé à mieux conceptualiser le fonctionnement du système nerveux. Dans un premier temps, une approche '*d'ingénierie du système neuromusculaire*' a permis de schématiser les différents sous-systèmes de la commande motrice ainsi que leur interaction et leur contribution au fonctionnement. Cette approche a ensuite été associée à l'utilisation de l'*électromyographie* (EMG) comme outil d'analyse directe du fonctionnement du système neuromusculaire. Les prochaines sections décriront les principales applications de ces deux différentes approches.

#### 2.4.1 Ingénierie du système neuromusculaire

A.V. Hill (1938) est l'un des premiers à représenter les sous-systèmes neuromusculaires sous forme de modèles structuraux. Cette approche plus fondamentale a permis de représenter le muscle comme une structure constituée de composants: *i) Éléments passifs parallèles ii) Éléments passifs en série iii) Éléments actifs* ayant chacun leurs caractéristiques soit de générateurs de force soit de ressorts (Figure 2.10).



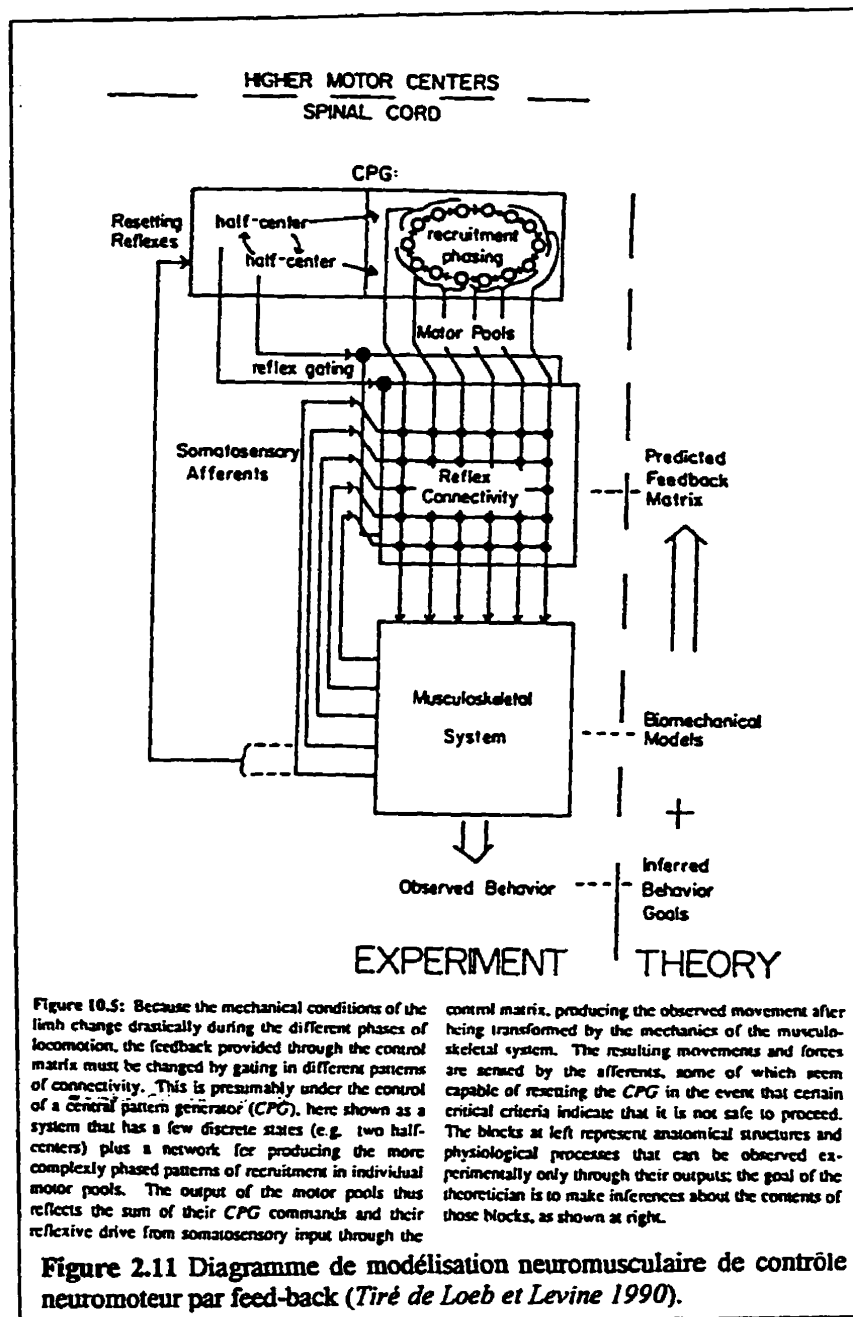
Les éléments passifs parallèles (EPP) sont constitués de tissus comme la peau, les ligaments ou les os. Hill considère ces éléments comme parallèles puisqu'ils ne font pas

nécessairement partie du muscle mais affectent la réponse globale du système musculo-squelettique. Les éléments passifs en série (EPS) sont constitués des tissus conjonctifs de la masse musculaire (épimysium, péri-mysium, tendons) qui n'ont aucun rôle à jouer au niveau de la contractilité musculaire. Les éléments actifs sont les éléments contractiles (EC) du muscle (filaments d'actine, de myosine et de tropomyosine). Le modèle musculaire de Hill permet de représenter adéquatement la mécanique du muscle en général et peut ainsi servir d'outil dans des modèles neuromusculaires plus complexes.

Les différentes approches de modélisation neuromusculaires classiques (structurales) ont visé à mieux définir le fonctionnement du système nerveux plutôt que de quantifier son implication dans la stabilité posturale. Différentes architectures neuromusculaires ont été développées en fonction de paramètres différents. Zajac et Winters (1990) ont élaboré un modèle basé sur le contrôle de la dynamique musculosquelettique en fonction de la cinétique des segments corporels. Le contrôle neural se fait par le système nerveux central (SNC) sur le système musculo-squelettique via une boucle de rétroaction (*feed-back*) composée de récepteurs sensoriels. Loeb et Levine (1990) ont incorporé à travers leur modèle bien plus de variables d'entrée (Figure 2.11) qui ont permis d'arriver à une représentation plus exacte de la réalité. Une grande attention a été portée sur le rôle que jouait les différentes boucles de feed-back sur le contrôle de la stabilité corporelle. Le modèle incorporait une matrice de rétroaction permettant le recrutement des divers patrons d'activation préétablis. Ce modèle permet donc d'expliquer de façon empirique certains phénomènes de préprogrammation ou de préactivation recensés par des analyses *in situ* (Bouisset 1990; Lavender 1989; Lee 1995).

D'autres modèles d'analyses empiriques de contrôle neuromusculaire ont été annexés à des contextes particuliers de perturbations (He, 1991). En effet, l'application du modèle de Loeb et Levine (1990) à des conditions de perturbation de la posture chez le chat a permis d'analyser les matrices de feed-back de la réponse des membres

postérieurs de l'animal. Le modèle permet d'améliorer la compréhension de la multitude de voies que peut prendre une boucle de feed-back.



Nous considérons donc que ces modèles de contrôle plutôt fondamentaux du système nerveux central, peuvent servir d'outil de référence à l'interprétation de données obtenues *in vivo* sur le comportement du système musculosquelettique. Une importance plus marquée a donc été portée sur l'évaluation de différentes approches de modélisation du contrôle neuromusculaire à l'aide de techniques électromyographiques que s'avèrent être des analyses plus directes du comportement musculaire.

## **2.4.2 Analyses électromyographiques**

L'analyse électromyographique de l'activité des muscles du tronc s'avère un outil essentiel à la compréhension des mécanismes de contrôle moteur de la stabilité du dos. Bien des auteurs se basent sur l'électromyographie comme outil principal à l'élaboration de leurs concepts de stabilité posturale. Les techniques d'EMG permettent de déterminer les patrons types d'activation musculaire soit suite à une perturbation (Cresswell 1994; Frank 1990; Greenwood 1976; Keshner 1990; Nasher 1976) soit précédant une phase d'activation musculaire importante (Bouisset 1990; Lavender 1989,1991; Lee 1995; Marras 1987).

### **2.4.2.1 EMG comme outil de répartition de charges**

Plusieurs études ont utilisé des approches biomécaniques d'optimisation pour distribuer les forces musculaires (Bermark, 1989; Dietrich, 1990). Ces modèles appliqués à la colonne lombaire tentent d'optimiser la solution de système en imposant des contraintes d'effort minimum qui ne représentent pas nécessairement le comportement du système neuromusculaire. Selon Cholewicki (1996), les approches mathématiques de calcul par optimisation manquent de sensibilité au niveau des différents patrons particuliers de recrutement musculaire tels les contractions synergiques et les co-contractions musculaires. Les modèles par optimisation n'allouent qu'un type de patron d'activation neurologique pour une tâche donnée, indépendamment

du sujet ou de la tâche à exécuter (Cholewicki 1995). Les modèles se servant de l'activité électromyographique comme indice qualitatif et quantitatif d'activation neuromusculaire, permettent de distribuer les forces résultantes à travers les différentes masses musculaires, en fonction du degré d'activation de ces dernières.

Trois principales approches ont été utilisées pour estimer les forces musculaires appliquées à une articulation dans un système relativement complexe; l'**optimisation**, l'**électromyographie** et l'**hypothèse du point d'équilibre du modèle  $\lambda$** . La principale caractéristique du modèle par optimisation pose comme prémisse une contrainte d'équilibre des moments autour des trois axes à une articulation donnée. L'approche **EMG driven**<sup>1</sup>, quand à elle, permet de tenir compte de plusieurs patrons de recrutement musculaire permettant d'expliquer les phénomènes de co-contraction et de dynamique musculaire synergique. Le modèle détermine de façon quantitative les moments globaux résultants, au niveau des diverses articulations. Énormément de variables sont tenues en compte et font que le modèle est relativement complexe. Un schéma global présenté à l'annexe (A) expose les différentes variables affectant le calcul des moments résultants.

Le **modèle  $\lambda$**  consiste à faire intervenir des variables de contrôle spécifiées par le SNC qui sont indépendantes des conditions externes. En fait, le mouvement corporel serait le résultat du changement des variables de contrôle qui déplaceraient l'état d'équilibre du système moteur (Panet-Raymond et al. 1996).

En tenant compte que l'approche neuromusculaire de l'hypothèse du point d'équilibre du modèle  $\lambda$  de Feldman (1990, 1992) soit à un stade encore très simple et difficilement applicable (Mitnitski, 1996), les approches d'analyses électromyographiques (**EMG driven**), sont le meilleur outil pour accomplir la tâche d'analyse des répartitions de force musculaire. Bien que l'EMG et le modèle  $\lambda$  servent à

---

<sup>1</sup> Modèle développé par McGill (1992)

répartir les forces et moments de forces à l'intérieur de modèles biomécaniques multi-musculaires, chacune des approches pose certaines limites quant à leur application et leur validité.

L'approche *EMGAO* (*EMG Assisted Optimisation*) est un modèle hybride permettant de résoudre certains problèmes de redondance générés par le modèle *EMG driven* en utilisant des outils mathématiques de l'approche par optimisation. Basé sur un modèle EMG qui permet de répartir les forces musculaires à l'aide des patrons électromyographiques et l'approche par optimisation qui pose des contraintes de moments autour d'une articulation, l'algorithme *EMGAO* permet de balancer les moments musculaires obtenus par le modèle *EMG driven*. En fait, le modèle *EMGAO* est un outil développé par Cholewicki & McGill (1994) permettant de balancer les trois moments générés par la méthode *EMG driven* en posant comme contrainte qu'il y ait le moins d'ajustement des forces musculaires individuelles. Le volet optimisation de la méthode *EMGAO* permet donc d'établir le meilleur compromis entre les forces musculaires prédites et les patrons d'activité électromyographiques.

#### 2.4.2.2 *EMG comme outil d'analyse de la gestion du contrôle neural*

Les différentes approches d'analyse citées précédemment permettent de modéliser la réponse mécanique du corps soumis à différents contextes. L'électromyographie, particulièrement dans les modèles de McGill et de Cholewicki sert d'indice permettant de quantifier des moments résultants appliqués à des articulations en particulier. L'EMG permet donc d'établir avec une certaine précision la répartition de forces. L'activité électrique des muscles peut aussi être utilisée comme indice qualitatif d'activation musculaire. En évaluant les degrés d'activation des différents muscles, il est possible d'associer des patrons de contrôle neural à certaines stratégies de mouvement. Le présent projet ne cherche pas à quantifier les résultantes mécaniques que subit le corps mais cherche à comprendre le fonctionnement et les stratégies de gestion du

système nerveux central. L'enregistrement de signaux électromyographiques des différents muscles permet d'évaluer les relations temporelles d'activation et les phénomènes d'activation pouvant survenir lors de contextes précis. L'analyse des valeurs temporelles associées aux signaux s'avère d'une grande importance au détriment des valeurs de degré d'activation associées à des résultantes mécaniques. Le signal EMG sert plus d'indice binaire d'activation permettant de mieux comprendre les stratégies d'activation neuromusculaires d'un système multi-musculaire. Des degrés quantitatifs d'activation peuvent ensuite être attribués aux signaux mais aucune association à des valeurs mécaniques n'est faite. Par exemple, l'analyse de différents signaux EMG permettra d'établir la séquence d'activation et d'estimer le degré d'activation mais ne pourra associer une force résultante à un muscle. L'EMG sert d'indice à la compréhension du fonctionnement du système nerveux pour pouvoir ensuite isoler des lacunes ou des forces au niveau de la gestion plutôt que de ne se limiter qu'à l'analyse de la structure.

Nasher (1976) fut l'un des premiers à utiliser l'EMG comme outil de caractérisation de la réponse musculaire suite à une perturbation. L'évaluation des signaux a permis de déterminer que la stratégie d'activation du système nerveux consistait en une constante d'activation musculaire ascendante des muscles proximaux à la perturbation jusqu'aux muscles distaux. L'interprétation de la stratégie d'activation ascendante de Nasher a toutefois été modulée par des travaux plus récents de Keshner (1988; 1990) qui associe le phénomène à des conditions de perturbation et à des groupes musculaires bien précis. L'utilisation des signaux électromyographiques a aussi servi à évaluer différents mécanismes de contrôle par le SNC suite à une perturbation. Greenwood (1976), Grabiner (1996) ont évalué les réponses globales du système musculaire lors de chutes tandis que Cresswell (1994) et Wilder (1996) se sont limités à l'analyse de l'influence des perturbations appliquées directement au niveau des muscles du tronc. Les réponses électromyographiques ont aussi servi d'outils d'analyses dans



diverses études traitant de l'influence de différents facteurs cognitifs (anticipation, information environnementale, etc.) sur la réponse du système nerveux.

La présente section visait à démontrer que des approches palliatives de différents domaines d'études permettent de combler certaines lacunes rencontrées par des méthodes d'analyse purement mécaniques. Quoique utile comme moyen de modélisation du corps humain, l'approche mécanique ne peut répondre à toutes les caractéristiques du corps qui est régi par différents algorithmes complexes d'activation neuromusculaire coordonnés par le SNC. Les approches d'études neuromusculaires permettent d'incorporer la '*mécanique neurale*' du corps à l'analyse de la mécanique de ce dernier pour permettre d'expliquer certains mécanismes lésionnels encore obscurs. Nous ne visons pas à énumérer toutes les approches d'analyses associées à la réponse d'activation musculaire mais cherchons plutôt à faire la part entre deux modes d'utilisation des signaux EMG: l'utilisation 'quantitative' (association d'une valeur déterminée associée à un phénomène physique) et la 'qualitative', plus souvent utilisée comme indice d'activation séquentielle et privilégiée dans cette étude. Il n'est pas à propos de privilégier une approche plus que l'autre puisqu'elles répondent à des fins différentes.

### 2.4.3 Architecture du contrôle neuromusculaire

Un système musculosquelettique sain, contrairement à un système mécanique passif, se trouve à être en relation continue avec son environnement. Puisque le corps humain est pourvu d'une très grande versatilité d'action, il doit par conséquent être régi par un système de contrôle extrêmement complexe. Le contrôle du système musculosquelettique par le (SNC) se fait donc de façon continue et très précise permettant de s'adapter continuellement à un environnement changeant. La majorité des mouvements est contrôlée par un protocole de type 'boucle fermée' où le système nerveux gère les intrants sensoriels de façon à adapter ses mouvements. Dans certains cas plus rares, le SNC fonctionne en 'boucle ouverte' où une commande motrice est envoyée au système musculosquelettique sans qu'il y ait ajustement de la commande initiale en bonne partie ou tout au long de l'exécution du mouvement. Cette stratégie se retrouve habituellement dans des conditions d'actions spontanées, intenses et très rapides telles un lancer.

Le schéma de contrôle moteur par rétroaction neuromusculaire (*feed-back*) peut donc se résumer globalement en trois principaux sous-systèmes de contrôle intimement inter-reliés : Le SNC représente donc le **centre de traitement** des intrants provenant du **centre sensoriel** et génère une réponse en fonction des intrants, qu'il envoie au **centre effecteur** représenté par le système musculosquelettique. Il est important de souligner que le centre de traitement peut toutefois être court-circuité lors de réponses de types 'arc réflexes' spinaux. Les intrants provenant du centre sensoriel peuvent être de diverses natures. En fait, le contrôle de la posture se fait à l'aide de récepteurs tels la vue, la fonction vestibulaire, les récepteurs articulaires et les récepteurs musculaires. Quoique les différents médiums ont un rôle essentiel à jouer au niveau de la stabilité, nous nous limiterons à analyser l'architecture physiologique et les relations des différents composants à l'intérieur du système sensoriel musculaire. Contrairement au système sensoriel articulaire dont le rôle fonctionnel est plutôt nébuleux et les systèmes

visuels et vestibulaires qui sont très complexes, l'analyse du système sensoriel musculaire permet d'expliquer physiologiquement les phénomènes de réflexes et de stratégies d'activations musculaires.

Pour bien comprendre le mécanisme de rétroaction neuromusculaire et des réflexes spinaux, il est important de connaître les différents composants physiologiques permettant cette synergie entre les trois sous-systèmes. Le contrôle des muscles se fait selon les influx des récepteurs sensoriels soit musculaires soit articulaires. Le muscle peut gérer lui-même son environnement à l'aide de trois principaux récepteurs : les **fuseaux neuromusculaires**, les **cellules de Renshaw** et l'**Organe Tendineux de Golgi**.

#### *2.4.3.1 Fuseaux neuromusculaires*

Résidant dans les couches profondes du muscle, les fuseaux neuromusculaires ont une architecture longitudinale parallèle aux fibres musculaires. Leur disposition particulière leur permet d'être soumis aux mêmes contraintes physiques d'étirement que les fibres musculaires. Les fuseaux neuromusculaires sont directement innervés par les motoneurones  $\gamma$  qui permettent de moduler la sensibilité des fuseaux selon la commande prévue. Le signal que génère un fuseau neuromusculaire ne contrôle pas exclusivement le muscle dans lequel il se situe mais peut aussi activer ou inhiber un fuseau neuromusculaire synergique ou antagoniste (Feldman 1990; He 1991). Les motoneurones  $\gamma$  modulent la sensibilité du fuseau neuromusculaire contrairement aux motoneurones  $\alpha$  qui activent exclusivement les fibres contractiles extrafusales (Marieb 1992). Ce sont les fuseaux neuromusculaires qui sont responsables de générer les réflexes d'étirement.

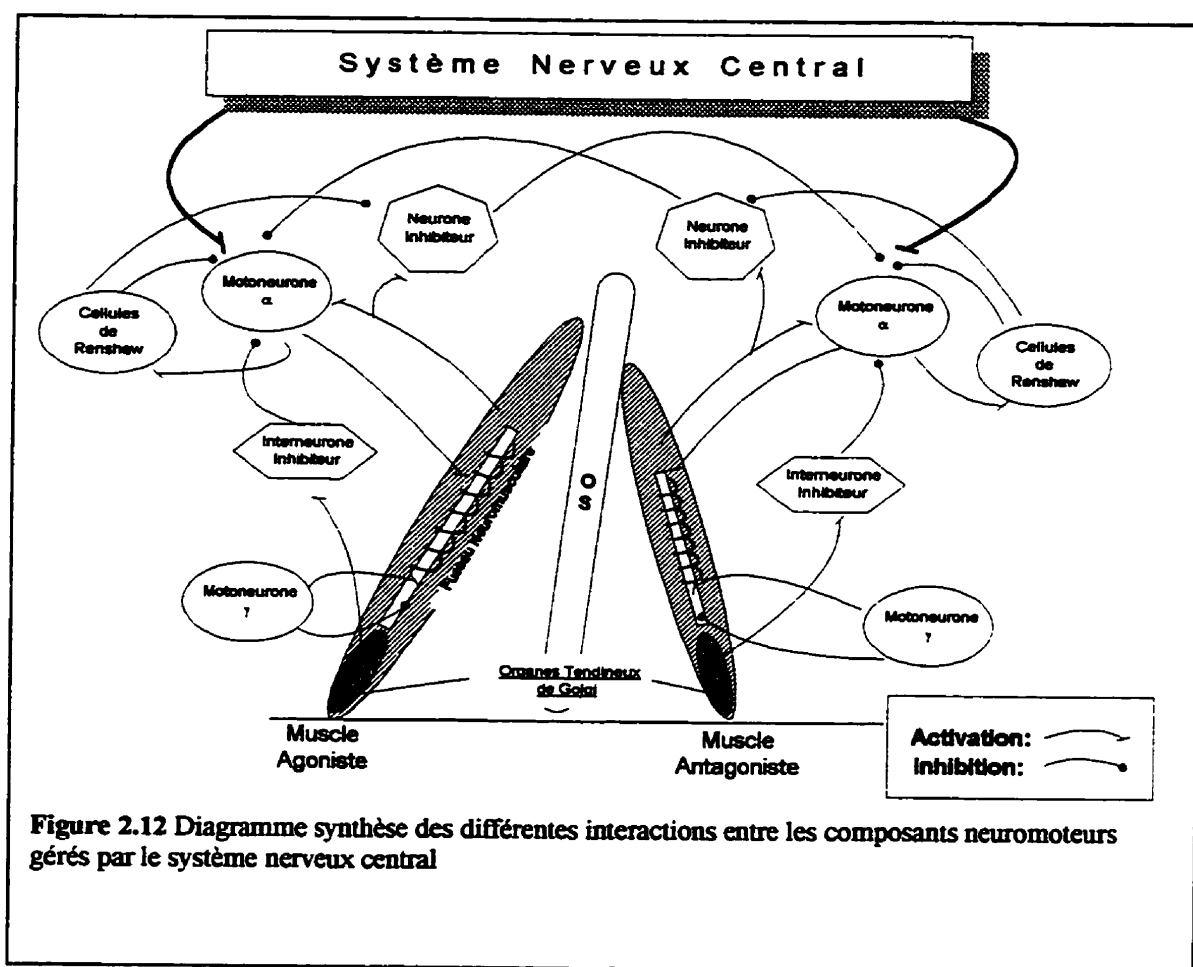
### 2.4.3.2 Cellules de Renshaw

Le rôle des cellules de Renshaw est encore obscur mais il semble qu'elles servent d'estimateur d'activation des motoneurones  $\alpha$ . Les cellules peuvent être considérées comme un tampon de sécurité de part leurs fonctions. En inhibant les motoneurones  $\alpha$  agonistes et en réduisant l'inhibition des motoneurones  $\alpha$  antagonistes (Figure 2.12), les cellules de Renshaw cherchent à stabiliser et à protéger le système (He 1991). Une activation excessive d'un motoneurone  $\alpha$  engendre donc automatiquement son inhibition relative, de façon à plafonner l'activation des fibres musculaires. Ce moyen de protection automatique permet donc de limiter les niveaux d'activation tétaniques musculaires et évite par le fait même d'engendrer des lésions myofibrillaires.

### 2.4.3.3 Organe tendineux de Golgi

Tout comme les fuseaux neuromusculaires, l'Organe Tendineux de Golgi (OTG) contribue intensément à la rétroaction nécessaire au contrôle du système. En servant de transducteur de tension à l'intérieur du tendon, ce système physiologique permet d'activer l'*Interneurone Inhibiteur* qui engendre une inhibition du motoneurone  $\alpha$  (Figure 2.12). L'OTG permet donc de gérer la tension résultante appliquée sur les tendons soit par l'activation des fibres musculaires soit par un chargement externe. L'OTG est responsable du réflexe tendineux qui, lorsqu'il y a trop de tension, inhibe l'activité du muscle agoniste et active le muscle antagoniste.

L'analyse de l'architecture des différents composants sensoriels permet de mieux comprendre certains phénomènes d'activation neuromusculaires à l'intérieur de nos tâches usuelles. Les patrons d'activation de cocontraction, de synergie musculaire ainsi que les phénomènes de rétroinhibition sont directement associés aux relations d'activation et d'inhibition des différents composants du système neuromusculaire.



#### 2.4.4 Classification des réflexes

Les réflexes sont en sorte, une manifestation très rapide du phénomène de la rétroaction neuromusculaire. L'évaluation des réflexes permet de qualifier le type de réaction qu'un sujet peut avoir suite à une perturbation et expliquer les délais d'activation neuromusculaire qui y sont associés. Différents contextes de perturbations génèrent différentes réponses réflexes et par conséquent, affectent les délais d'activation musculaire. En général, cinq types de réponses neuromusculaires peuvent survenir suite à une perturbation. Chacune des réponses est qualifiée selon son délai d'apparition et selon le parcours qu'a emprunté l'influx nerveux des organes sensoriels aux membres effecteurs. Le tableau (2.1) expose les cinq types de réponses répertoriées par Schmidt (1991) et Allum (1989) et les expose selon leurs délais d'apparition.

**Tableau 2.1** Tableau synthèse de différentes réponses neuromusculaires classées par ordre croissant de délais d'occurrence

Types de réponses neuromusculaires	Délais d'activation
- Réflexe d'étirement (Réflexes M1)	(30ms-50ms)
- Réflexe polysynaptique d'étirement ( <i>Long loop</i> ou Réflexes M2)	(50ms-80ms)
- <i>Triggered reaction</i> (réactions apprises)	(80ms-120ms)
- Réponses proprioceptives ou vestibulaires	(150 ms)
- Réactions volontaires (Réflexes M3)	(120ms-180ms)

Les réflexes d'étirement (M1) provoquent des réactions neuromusculaires presque instantanées et sont considérés comme monosynaptiques. En fait, ils sont

associés aux réflexes spinaux qui correspondent aux réflexes somatiques dont les centres d'intégration sont situés dans la moelle épinière. Puisque les centres d'intégration supérieurs (cortex) n'interviennent pas, ces réflexes ne sont pas adaptables et sont inconscients.

Les **réflexes polysynaptiques d'étirement (M2)** proviennent du fuseau neuromusculaire avec une plus importante amplitude et durée d'activation et contribuent plus aux ajustements posturaux que le (M1). Cette réaction permet d'intégrer des informations de l'environnement captées par les organes sensoriels des articulations et de les traiter à des centres nerveux plus élevés (cortex moteur). Quoique le (M2) soit trop rapide pour être volontaire, le fait que son centre d'interprétation soit plus élevé permet un certain processus d'intégration (Wilder 1996).

La **réaction apprise** consiste en une réponse hybride puisqu'elle est trop rapide pour être volontaire mais est trop lente pour être un réflexe de type M1 ou M2. Ce type de réaction, quoique très rapide, peut être modulée par l'expérience du sujet. Par exemple, un homme assis qui échappe une pièce de monnaie entre ses jambes aura comme réflexe de fermer ses jambes tandis qu'une femme étant habituée de porter une robe ou une jupe, risque d'avoir le réflexe inverse d'ouvrir ses jambes pour tendre sa jupe. Les réactions apprises suivent la loi de Hick et s'adaptent relativement bien à l'environnement. La loi de Hick consiste en un modèle de temps de réaction humain. Elle prédit que le temps de réaction va être une fonction linéaire du logarithme du nombre d'options que l'humain peut choisir :  $TR = K \log_2 N$  où  $(\log_2 N)$  représente la quantité d'information présentée.

La **réaction volontaire** consiste en une réponse consciente et volontaire de l'individu et survient par conséquent un peu plus tard que les réponses proprioceptives. Les réactions volontaires génèrent les réponses les plus puissantes et consistantes. Elles peuvent affecter toute la musculature et sont les plus flexibles des réponses.

Les classifications des différentes réponses du système nerveux permettent de mieux cibler la nature de la réponse d'une personne suite à une perturbation. Selon l'occurrence d'apparition de la réponse, il est possible de déterminer les mécanismes d'activations neurologiques. En exposant une souris dont les membres sont désafférentés à une flamme spontanée, nous ne voyons pas de réponses neurologiques très rapides telles le réflexe de retrait (30-50 ms) mais plutôt un réflexe apparaissant vers les 120 à 150 ms qui serait plutôt associé à une réaction apprise ou volontaire.

La classification des différents réflexes permet aussi de comprendre l'incapacité du système nerveux à répondre rapidement et efficacement à certaines perturbations. En fait les délais de réponse du SNC suite à une perturbation peuvent représenter une explication à certains mécanismes lésionnels. Il faut toutefois considérer plusieurs facteurs puisque l'aspect temporel n'est pas l'unique déterminant de l'efficacité de réponse du système. Le SNC doit optimiser les vitesses de réaction en considérant le degré d'efficacité de la réponse. Une réponse rapide mais incontrôlée peut être plus dommageable qu'une réponse plus lente mais dont la nature peut être adaptée au contexte de la perturbation.



## CHAPITRE III

### MÉTHODOLOGIE

#### 3.1 Protocoles

Le présent projet de recherche tente d'analyser les divers processus de contrôle de la stabilité posturale de la colonne vertébrale dans certaines conditions particulières. Une approche d'analyse neuromotrice par évaluation des réponses électromyographiques de certains muscles du tronc a été privilégiée. Quatre principaux muscles du tronc (deux de la région dorsale et deux de la région abdominale) ont été analysés à l'intérieur de cette étude. L'*Erectores Spinae lombaire (ES)* (érecteur du rachis) et le *Latissimus Dorsi (LD)* (grand dorsal) forment les muscles dorsaux et le *Rectus Abdominis (RA)* (droit de l'abdomen) et l'*Obliquus Externus (OE)* (oblique externe) forment les muscles abdominaux. Il a été démontré que ces quatre muscles superficiels ont un rôle prépondérant dans le maintien de la stabilité posturale du tronc (Andersson 1981, 1990; Cholewicki 1996; Cresswell 1994; Lavender 1989; Marras 1987,1991; McGill 1992).

Deux principaux protocoles ont été développés en vue d'étudier la stabilité du tronc dans des situations de déstabilisation et de manipulation de charges. Le premier protocole consiste à analyser la réponse des muscles du tronc suite à une période de déstabilisation ponctuelle appliquée au niveau des pieds par déplacement de la surface de support. Le second protocole consiste à évaluer les périodes de préactivation neuromusculaire précédant un lever de charge élevé. La combinaison de ces deux protocoles permet d'analyser différents patrons d'activation neuromusculaires dans des contextes de déstabilisation posturale différents : un premier contexte de contrôle compensatoire de la posture et un second contexte anticipatoire de contrôle de la posture.

### 3.1.1 Protocole 1. (déstabilisation ponctuelle du tronc)

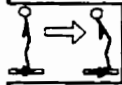
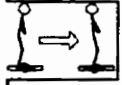
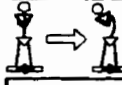
Ce protocole consiste à évaluer la réponse des muscles du tronc suite à une déstabilisation ponctuelle en position debout. Une plate-forme déstabilisatrice sert à générer une impulsion à haute vitesse qui engendre un déplacement des points d'appui du sujet par rapport à son centre de gravité. L'analyse de la réponse électromyographique des muscles pour rétablir la posture est ensuite faite à l'aide d'un électromyographe à quatre canaux.

Les sujets devaient se tenir debout sur la plate-forme en gardant les bras croisés sur le thorax; nous voulions éviter que le rétablissement de la posture se fasse à l'aide des membres supérieurs pour des fins d'homogénéité des résultats. Six essais se sont fait dans la direction antéro-postérieure, six dans la direction postéro-antérieure et deux dans une direction latérale (une gauche-droite et une droite-gauche) (Figure 4.1).

Chacun des blocs de déplacements se faisait selon trois contextes cognitifs différents : a) Avec connaissance de l'information (*CI*) b) Sans connaissance de l'information (*SCI*) c) Mauvaise information (*MI*). Il était donc possible d'évaluer l'impact de certains facteurs cognitifs à l'intérieur d'un contexte de stabilisation biomécanique du dos. Il est bien établi que la connaissance d'information au niveau de l'environnement ou des charges à manipuler constitue un facteur important pouvant affectant les différentes stratégies de contrôle de la posture (Commissaris 1997; Lavender 1989; Marras 1987; Patterson 1987). L'évaluation de ces contextes permet aussi d'analyser le phénomène d'imprévu à l'intérieur du contrôle de la posture.

Un compte à rebours programmé sur un ordinateur situé en face du sujet servait d'indice visuel et permettait d'indiquer le moment précis de l'activation de la plate-forme dans les cas (*CI*). Dans le cas (*MI*) l'indice visuel était présent mais l'activation de la plate-forme se faisait entre 1 et 3 secondes avant la fin du compte à rebours. Dans le cas (*SCI*), aucun indice visuel n'était donné au sujet. Deux essais pour chaque contextes

étaient aléatoirement distribués à l'intérieur des trois blocs de déplacements. Seuls deux essais se sont fait dans le contexte (SCI) pour les perturbations latérales. Les perturbations dans le plan sagittal des sujets sont plus représentatives des perturbations observées en milieu de travail. Nous avons donc porté plus d'attention à ce type de perturbations. La figure (3.1) fait la synthèse la distribution des différents essais.

Déplacements de la plate-forme	Contextes	Sujets					
		001	002	003	004	...	009
<b>Antéro-Postérieur</b> 	CI	Essai 1					
		Essai 2					
	CSI	Essai 1		...			
		Essai 2					
	MI	Essai 1					
		Essai 2					
<b>Postéro-Antérieur</b> 	CI						
	SCI	.					
	MI	.					
<b>Latéral</b> 	SCI	Essai 1					
		Essai 2					

**Figure 3.1** Synthèse de distribution des différents essais en fonction de la direction de la perturbation et des différents facteurs cognitifs

### 3.1.2 Protocole 2. (Préactivation neuromusculaire)

Le second protocole consiste à évaluer les phases de préactivation neuromusculaire précédant les levers de charges considérées élevées. Il a été démontré qu'en vu de conserver une certaine stabilité de la colonne vertébrale lors de levers de charges importantes, il y avait différentes stratégies d'ajustements posturaux anticipatoires des masses musculaires du tronc (Bouisset 1990). Afin de normaliser les charges à manipuler, les sujets devaient soulever une barre à poids (*barbell*) équivalant à 25% de leur poids. Cette approche se retrouve dans un protocole expérimental similaire de Commissaris (1997), où il y a normalisation de charges lourdes à soulever, à 22% du poids corporel des sujets. La corrélation entre le poids corporel et la force musculaire d'un sujet n'est pas nécessairement très élevée mais cette approche s'avère néanmoins acceptable.

L'activité électromyographique des mêmes muscles que le protocole précédent a été enregistrée. Pour évaluer s'il y avait une phase de préactivation musculaire, les sujets devaient effectuer deux simulations<sup>1</sup> de levers de charges avant qu'ils soulèvent réellement la charge.

Les techniques de levers de charges n'étaient pas imposées et pouvaient être de type '*stoop*' (tronc fléchi) ou '*squat*' (genoux fléchis) en autant que le sujet soit à l'aise dans son mouvement. Toutefois, la distance de la charge était normalisée à 51cm du talon des sujets de manière à occasionner un certain moment de renversement lorsque le poids était soulevé. La charge était soulevée jusqu'à la hauteur du nombril et ensuite déposée mais l'analyse du signal ne tenait pas compte de la phase de dépôt. Une séquence d'actions à suivre était programmée sur un ordinateur se situant en face des sujets pour leur imposer un rythme normalisé de flexions et d'extensions (Annexe B). L'enregistrement de l'activité électromyographique comprenait les deux simulations

---

<sup>1</sup> Par 'simulation', nous considérons que les sujets devaient exécuter le mouvement de lever de charge sans toutefois soulever la charge.

*(levers virtuels)* et le lever réel de la charge. Trois essais ont été complétés et enregistrés pour chacun des sept sujets. Un échauffement des muscles du tronc devait être fait par chaque sujet avant de commencer le protocole pour éviter des risques de blessures.

### 3.2 Sujets

Neuf sujets sains ont participé au protocole de la plate-forme de déstabilisation et sept de ces neuf sujets ont participé au protocole sur la préactivation neuromusculaire. Pour des raisons d'homogénéité, l'échantillon de sujets s'est limité à un bassin d'hommes dont l'âge moyen était de 25 ans ( $\pm 2$  ans). Avant de commencer les protocoles expérimentaux, chaque sujet a été pesé et mesuré au laboratoire sans ses souliers. Le poids moyen des sujets était de 74.2 kg ( $\pm 6.1$  kg) et la taille moyenne était de 179 cm ( $\pm 7.1$  cm). Tous les sujets étaient en bonne condition physique lors de l'évaluation. Seul un sujet avait des antécédents médicaux non chroniques au niveau lombaire: entorse lombaire mineure huit ans auparavant et nerf sciatique coincé temporairement deux ans auparavant. Aucun symptôme ou douleur incapacitante n'a été exprimé par les sujets au moment de l'exécution des protocoles expérimentaux.

Chaque sujet a reçu un bref exposé des objectifs globaux de l'étude et des tâches à accomplir à l'intérieur des différents protocoles. Un formulaire de consentement et de décharge de responsabilité (Annexe C) a ensuite été rempli par chacune des personnes. Chaque protocole expérimental a été conçu de façon à être le plus sécuritaire possible et ne mettait en aucun temps le bien être et la santé des sujets en danger. Les séances de préparation des sujets et d'exécution des différents protocoles ont duré environ une heure et demi en moyenne et le tout a été fait au laboratoire de Génie Industriel de l'École Polytechnique (local A-610).

#### 3.2.1 Préparation des sujets.

Vu la faible amplitude des signaux myoélectriques, il était essentiel de bien préparer les sujets pour minimiser l'impédance tissulaire et pour éliminer le plus possible les divers artefacts affectant la qualité des signaux. La peau a été rasée lorsqu'il

y avait du poil sous les surfaces des capteurs électromyographiques ainsi que sous les disques adhésifs. Une préparation supplémentaire fut ensuite effectuée en utilisant un ruban à poncer de type 'One step skin prep' (no.2236 de 3M™, London Ontario) pour réduire la couche épidermique 'stratum corneum' responsable de la majorité des artefacts de mouvement de la peau (Smith 1984). Une étude faite par Clochesy (1991) démontre que la préparation de la peau par abrasion, à l'aide du ruban 'One step skin prep' diminue significativement les différents artefacts en réduisant la résistance de la couche externe de la peau.

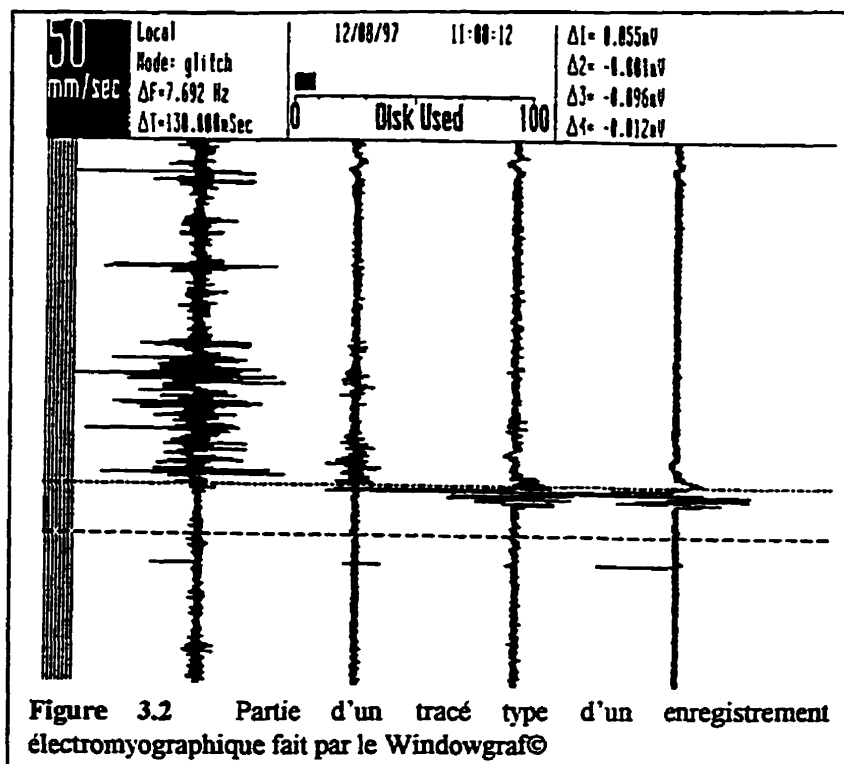
### 3.3 Matériel

#### 3.3.1 Analyses électromyographiques

##### 3.3.1.1 Électromyographe

L'acquisition de données électromyographique s'est faite à l'aide d'un électromyographe Windowgraf™ portatif à quatre canaux (Gould Test & Measurement Group Inc., OHIO). L'électromyographe permet de faire l'acquisition de données de quatre masses musculaires distinctes à l'aide de ses canaux bioélectriques intégrés. Chacun des canaux est composé d'un amplificateur de signal réglable et d'un filtre analogique de type 'cut-off frequency' variable dont les bornes (*Hi cut-off* et *Low cut-off*) délimitent un spectre de fréquence allant de 0,05 Hz à 5 KHz. L'échantillonnage s'est fait selon un mode 'Glitch' où seules les données minimales et maximales ont été enregistrées à une fréquence d'échantillonnage de 1600Hz par canal. Les électromyogrammes sont ensuite simultanément enregistrés numériquement et exposés graphiquement sur du papier thermique (Figure 3.2). Il est donc possible d'avoir *in situ*, la représentation graphique du signal électromyographique en fonction du temps. Les données enregistrées par le Windowgraf™ sont stockées sous forme de fichier de type \*.WDG sur une disquette 3.5" HD de 1,44 MB. Un logiciel de conversion *WDG to*

ASCII de (Gould Test & Measurement Group Inc., OHIO) permet de convertir les données sous forme matricielle en fichier de type ASCII (Annexe D).



Pour des fins d'homogénéité de résultats, la majorité des paramètres d'évaluation du signal électromyographique ont été normalisés à l'intérieur des différents protocoles. Des coupures de bandes de fréquences minimales (*low cut-off frequencies*) ont été fixées à 30 Hz et à 1KHz pour les coupures de bandes maximales (*High cut-off frequencies*). Ces coupures permettent d'éliminer les artefacts de basses fréquences générés par le mouvement des câbles, du sujet et des électrodes et de minimiser le bruit résultant des rythmes cardiaques (Hayes 1960; Nightengale 1959). Les coupures à hautes fréquences permettent d'éliminer le bruit généré par les ondes radio et les micro-ondes. Les ondes électriques (60 Hz) n'ont pu être éliminées, puisqu'elles font partie intégrante du spectre de fréquence d'activation musculaire (Sato, 1967). Elles ont par contre été minimisées



en éloignant le site expérimental de toute interférence électrique et en éliminant les sources d'éclairage par néons dont les transformateurs génèrent une importante source de bruit. La construction d'une cage de Faraday aurait permis de diminuer de façon plus significative les interférences générées par les ondes électromagnétiques. L'amplification du signal a été modifiée en fonction des protocoles de façon à conserver un signal lisible sur le papier thermique. Lors des essais de déstabilisation où le signal est de plus faible amplitude, l'amplification s'est faite à 5mV tandis que lors d'essais de levers de charges, où le signal est nécessairement plus grand, l'amplification s'est faite à 2,5mV. Ces différentes échelles d'amplification n'ont toutefois pas affecté les valeurs électromyographiques brutes enregistrées sur la disquette.

Un calibrage de l'électromyographe s'est fait à l'aide d'un générateur d'ondes sinusoïdales (Interstate 20MHz Pulse/Function generator F72 (250mV) et d'un oscilloscope (2215 60MHz Tektronix) au laboratoire de circuits logiques de l'École Polytechnique de Montréal. Un spectre de fréquences d'ondes sinusoïdales de 25, 50, 75, 100, 150, 175 et de 250Hz a été simulé par le générateur d'ondes sinusoïdales. Les différents signaux ont été enregistrés par l'électromyographe Windowgraf<sup>TM</sup> et ont été traités numériquement par le logiciel Matlab<sup>®</sup><sup>1</sup>. La programmation d'un petit algorithme d'analyse de signal (*ceintex8.m*) a permis d'isoler le signal, d'afficher sa valeur absolue, de l'intégrer et d'en analyser son spectre de fréquence à l'aide d'une fonction de transformée de Fourier (Annexe E). Le voltage absolu et la fréquence des signaux enregistrés ont pu être isolés et comparés aux valeurs des signaux générés.

### 3.3.1.2 Électrodes et câblage

Des électrodes de surface jetables ont servi à l'acquisition de données électromyographiques. Les électrodes bipolaires étaient de 9 mm de diamètre, de type

---

<sup>1</sup> Logiciel Matlab v.4,0 avec Simulink v.2,1C de MathWorks, Inc.

Ag/AgCl, (Red Dot™ modèle 2248 de 3M, London Ontario). Les électrodes étaient cataloguées comme étant des électrodes de surveillance cardiaque (ECG) mais nous avons considéré qu'elles pouvaient autant servir à l'évaluation de l'activité électromyographique (EMG). En fait, la composition de la pastille d'Ag/AgCl est identique à celle d'une électrode EMG; seul le disque autocollant est d'un plus gros diamètre pour l'électrode à ECG. Chaque électrode était recouverte d'une gelée conductrice permettant une meilleure transmission du signal. Les sites d'insertion d'électrodes bipolaires de surface ont été déterminés selon le protocole de McGill (1992). Les électrodes de la masse commune de *l'Erectores Spinae lombaire* étaient situées à 3 cm latéralement à l'apophyse épineuse de la vertèbre lombaire L3, celles du *Latissimus Dorsi* étaient situées latéralement à la vertèbre T9 sous la scapula. Les électrodes du *Rectus Abdominis* se situaient à 3cm latéralement à la *linea alba* (ligne blanche) à la hauteur de l'ombilic et celles de *l'Obliquus Externus* à 15 cm latéralement à la *linea alba*, à la hauteur de l'ombilic. Les électrodes bipolaires étaient disposées de façon à être parallèles aux fibres musculaires des muscles. La disposition des électrodes est montrée à la figure (3.3).

La configuration *bipolaire* d'insertion d'électrodes utilisée dans ce protocole consistait en une paire d'électrodes (+ et -) distancées d'environ 35 mm (Cholewicki, 1996) et une électrode de différentiel (mise à terre  $\Delta$ ) se situant soit sur une autre masse musculaire, soit sur un processus osseux. Les triades d'électrodes (+, -,  $\Delta$ ) étaient reliées à l'électromyographe par des câbles isolés à trois fils d'une longueur d'environ huit pieds. Les câbles étaient reliés aux électrodes à l'aide de pinces alligators et étaient connectés à l'électromyogramme à l'aide de connecteurs à (8 pins).

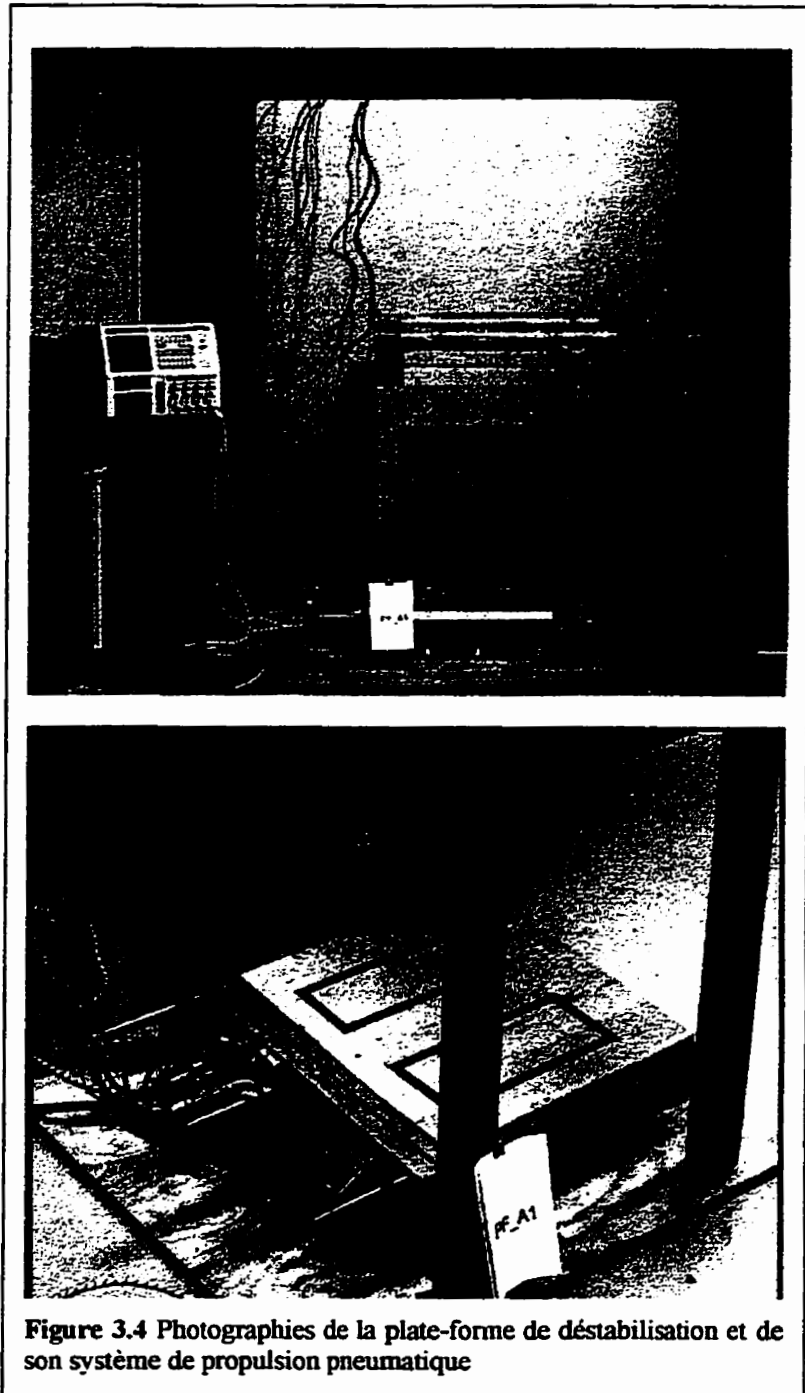


Figure 3.3 Dispositions des triades d'électrodes sur les muscles abdominaux et dorsaux

### 3.3.2 Plate-forme de déstabilisation

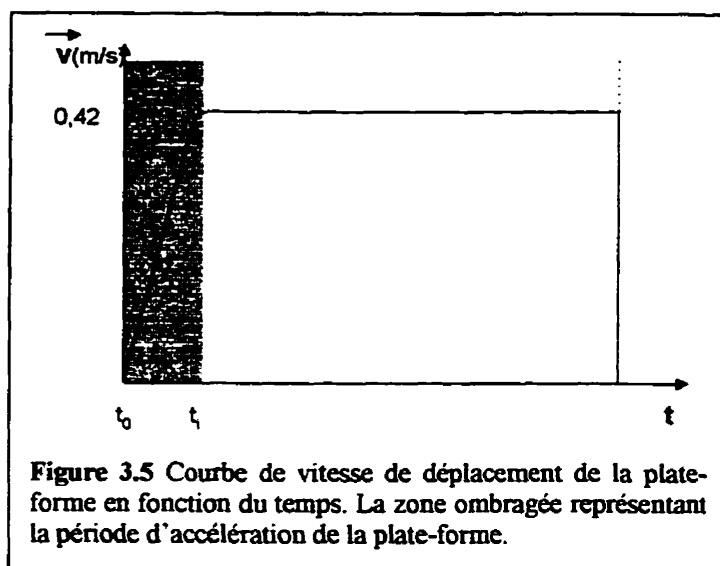
Une plate-forme de déstabilisation latérale a été construite pour générer des périodes ponctuelles de déstabilisation. La plate-forme était constituée d'une surface carrée reposant sur un système de rails sans friction et était reliée à un système de propulsion pneumatique (Figure 3.4). Un schéma détaillé de la structure et des dimensions de la plate-forme est présenté à l'annexe (F). La base pouvait se déplacer selon un degré de liberté dans le plan parallèle au sol. Le sujet subissait donc des déplacements antéro-postérieurs ou postéro-antérieurs si son plan frontal était perpendiculaire à l'axe de déplacement de la base ou pouvait subir des déplacements latéraux si son plan frontal était parallèle avec l'axe de déplacement de la plate-forme. Puisque le déplacement de la base ne se faisait que dans une même direction, le sujet devait se déplacer pour changer la direction des perturbations.

Un système de propulsion pneumatique actionnait un vérin de (2,5cm ) de diamètre ayant une capacité de propulsion de 100 lb/po<sup>2</sup>. Les impulsions ponctuelles de la base ne se faisaient que lorsque le vérin s'ouvrait. Une fermeture lente et graduelle du vérin ramenait la plate-forme à sa position d'origine. L'activation de la plate-forme se faisait manuellement à l'aide d'un interrupteur que l'opérateur pouvait tenir dans ses mains et qui était connecté au relais électronique qui déclenchait les soupapes pneumatiques. Habituellement, l'opérateur tenait l'interrupteur de façon à ce que les sujets ne puissent le voir l'activer.



**Figure 3.4 Photographies de la plate-forme de déstabilisation et de son système de propulsion pneumatique**

Les temps moyens de déplacement de la plate-forme étaient de 92ms ( $\pm 3$ ms) sur une course de 3,9 cm. Nous considérons que le système de propulsion pneumatique générait une accélération de la plate-forme très rapide et la décélération était d'autant plus rapide que la plate-forme était stoppée par deux butées fixées sur les guides latéraux au vérin (Annexe F). Un graphique de vitesse de déplacement de la base en fonction du temps est schématisé à la figure (3.5). En posant comme hypothèse que le déplacement est ponctuel (que les périodes d'accélération<sup>1</sup> et de décélération soient négligeables), nous pouvons dire que la base se déplace à environ 0,42 m/s.



La plate-forme était reliée à l'électromyographe par un système micro-interrupteurs qui permettait d'incorporer un repère temporel (*trigger*) d'activation de la plate-forme à l'électromyogramme. Deux capteurs de pression enregistrèrent le moment initial et final de déplacement de la plate-forme en envoyant un signal électrique juxtaposé aux signaux électromyographiques enregistrés par l'électromyographe. Les

<sup>1</sup> Zone ombragée de la figure (3,5)

indices de déplacement de la plate-forme permettent de déterminer les relations temporelles entre les perturbations physiques que subit le corps et sa réponse neuromusculaire de compensation.

Puisque la plate-forme a comme mandat de déstabiliser les sujets, une attention particulière a été portée sur la sécurité des sujets lors des différents protocoles. Le déplacement de la plate-forme a été ajusté de façon à déstabiliser suffisamment le sujet sans toutefois qu'il n'y ait perte de contrôle et risque de blessures. Les vitesses de déplacement de la plate-forme (0,42 m/s) s'apparentent avec des vitesses de protocoles similaires (0,3 m/s) réalisés par Nasher (1981). Les distances de déplacement (3,9 cm) de la base, sont aussi semblables aux distances (4,0 cm) répertoriées dans des études de Allum (1989). La plate-forme était aussi entourée de gardes rembourrés, permettant au sujet de s'agripper sur ceux-ci si il y avait perte complète d'équilibre.

### **3.3.3 Profil matériel de la charge variable à soulever**

Le second protocole consistait principalement en une charge devant être soulevée à l'aide d'une barre d'haltérophilie (*barbell*) dont le poids était ajusté en fonction du poids du sujet. Le poids total à soulever devait représenter 25% du poids corporel du sujet. Un programme simple sur Excel® a permis de calculer la combinaison de poids de 1kg, 2,5kg ou 5 kg à ajouter à la barre en fonction du poids du sujet et en tenant compte du poids initial de la barre. La charge à soulever était reliée électriquement à l'électromyographe de façon à ajouter un système de repère temporel (*trigger*) permettant d'isoler le moment précis où la charge quittait le sol. La coupure de contact entre les rubans métalliques situés sur le sol et les rubans situés sur les deux poids intérieurs de la barre permettait d'ouvrir le circuit en boucle fermée reliant la barre avec l'électromyographe (Figure 3.6). L'ouverture du circuit déclenchait un signal dès que les poids quittaient le sol. Les deux poids ont été électriquement reliés à la barre conductrice de façon à fermer le circuit lorsque les poids touchaient le sol. La présente

configuration fait en sorte que l'occurrence d'apparition du *trigger* peut être modulée par des asymétries de levers de charges qui ne peuvent être détectées par la disposition des capteurs électromyographiques.

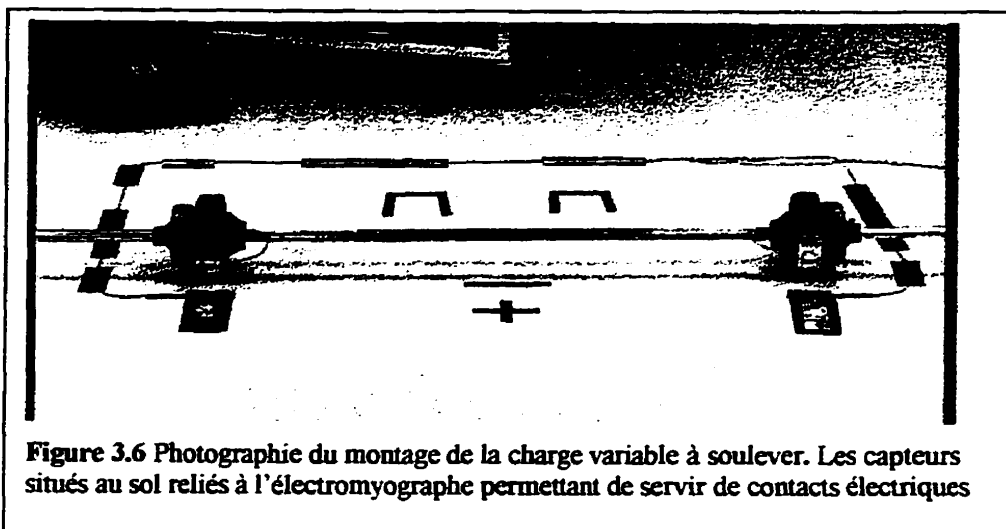


Figure 3.6 Photographie du montage de la charge variable à soulever. Les capteurs situés au sol reliés à l'électromyographe permettant de servir de contacts électriques

### 3.4 Analyses

L'analyse des signaux électromyographiques s'est faite en deux principales étapes. Premièrement, toutes les analyses ayant trait aux relations temporelles entre l'indice d'activation (*trigger*) et les signaux électromyographiques, ont été faites à l'aide de l'électromyographe. En fait, le Windowgraf™ permet de calculer les délais d'apparition des signaux en fonction soit du signal d'activation de la plate-forme, soit du déplacement de la charge à soulever. Seul l'électromyographe peut permettre d'évaluer ces mesures puisque l'indice d'occurrence du *trigger* n'est pas enregistré lors de la conversion des données brutes en fichier ASCII.

Les signaux brutes enregistrés par le Windowgraf™ ont été converti en fichiers ASCII ayant une structure de matrice (4 X n) à l'aide du logiciel de conversion *DSF to ASCII*. Les quatre colonnes représentent l'enregistrement électromyographique des



différents muscles tandis que le nombre de lignes ( $n$ ) représente l'échantillonnage du signal sur une période donnée. En multipliant le nombre de lignes par la période d'échantillonnage<sup>1</sup>, il est possible de déterminer les valeurs temporelles associées au signal. Les fichiers ASCII ont pu être convertis et analysés par le logiciel STATISTICA<sup>®</sup> v.4,5 de StatSoft, Inc qui a servi à évaluer les amplitudes maximales des signaux ainsi que leur durée d'activation.

Les analyses statistiques descriptives ont été faites à l'aide du logiciel EXCEL 97 de MICROSOFT<sup>®</sup> ainsi que du logiciel STATISTICA<sup>®</sup> v.4,5. Les analyses statistiques comparatives se sont faites par les Tests-t à groupes dépendants de Student ( $p < 0,05$ ) dans STATISTICA et par des analyses de variance ANOVA à facteurs simples ( $p < 0,05$ ) dans EXCEL. Les analyses de corrélation se sont faites selon le modèle de Pearson à matrice carrée ( $p < 0,05$ ). Dans l'ensemble des analyses statistiques, le niveau d'erreur  $\alpha$  du rejet de l'hypothèse nulle a été établi par défaut à 5% (0,05). Le degré de confiance que nous avons considéré acceptable est consistant avec les études antérieures réalisées dans le même domaine avec une précision de l'instrumentation qui est comparable.

---

<sup>1</sup> Constante associée au mode d'échantillonnage 'Glitch' valant  $6,25E-4$

## CHAPITRE IV

### RÉSULTATS

Les différentes données récoltées lors des protocoles expérimentaux ont été analysées de façon qualitative et quantitative en vu d'expliquer certains phénomènes physiologiques de contrôle neuromoteur de la posture. Le chapitre d'analyse des résultats est divisé selon les différents protocoles puisque ces derniers sont considérés comme indépendants l'un de l'autre.

#### *4.1 Déstabilisation ponctuelle du tronc*

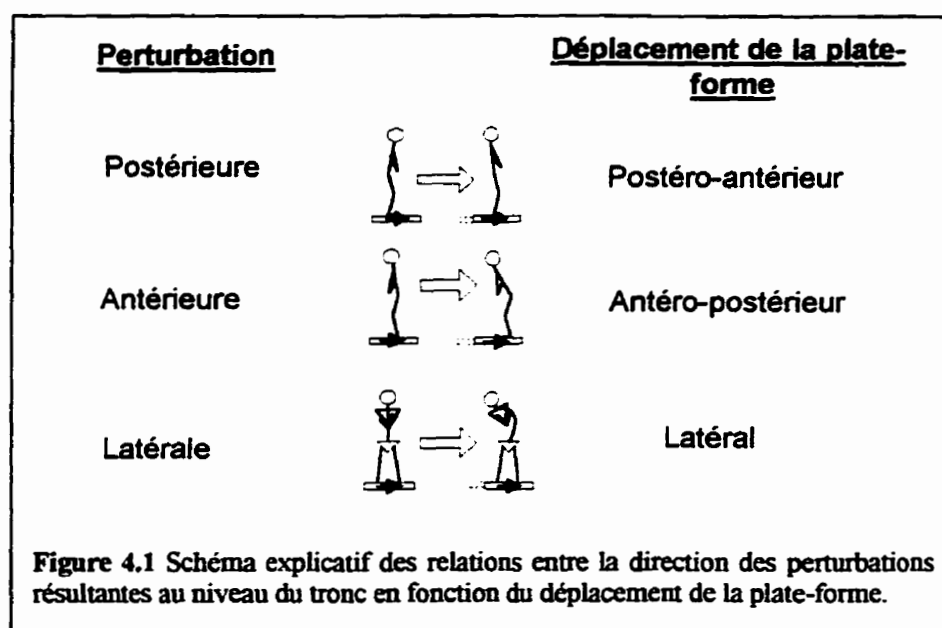
Le protocole de la plate-forme déstabilisatrice permet d'évaluer les différentes stratégies de maintien de la posture suite à une perturbation attendue ou inattendue. Pour bien comprendre les mécanismes de stabilisation, nous avons analysé principalement les facteurs temporels d'activation neuromusculaire suite à la perturbation. L'enregistrement de l'activité électromyographique des différents muscles du tronc comme principal intrant permet d'avoir de bons indices sur les stratégies d'activation du système nerveux central. L'évaluation des temps de délais d'activation électromyographique suite à la perturbation permet de déterminer globalement l'efficacité de stabilisation d'un segment corporel ou plus précisément, de déterminer les séquences d'activation entre les différents muscles pour un même segment.

##### **4.1.1 Cinématique de la perturbation**

L'évaluation du déplacement du tronc permet de comprendre globalement les différents mécanismes de stabilisation du tronc suite à une perturbation. Quoique les protocoles n'utilisaient pas de matériel d'analyse du mouvement spécialisé, chacun des sujets a été filmé à l'aide d'une caméra vidéo standard. L'analyse vidéo permet de faire

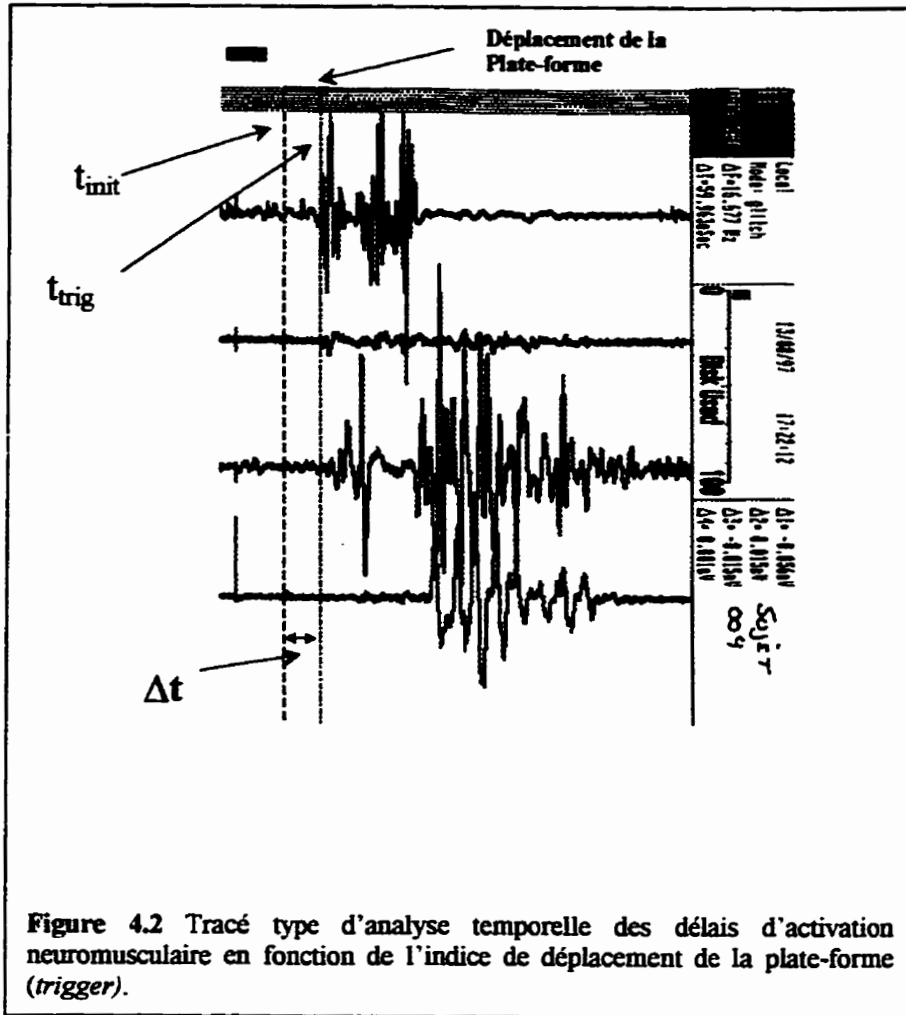
une *macro-évaluation* de certains des comportements du corps suite à une perturbation. En filmant les différents types de déplacements de la plate-forme, l'analyse vidéo permet de comprendre que le système nerveux ne répond pas de la même façon dépendant du plan d'application de la perturbation. L'analyse vidéo annexée aux protocoles avait comme vocation initiale de discriminer différentes stratégies d'adaptation posturale pour chaque sujet. En fin de compte, dû aux limites de performance de la vidéo standard (faible résolution, vitesse d'enregistrement à 40 images/s) nous pouvions analyser la phase de perturbation que sur trois à quatre images de mauvaise résolution. L'analyse vidéo a néanmoins permis d'évaluer de façon générale les conséquences qu'engendrent les différentes perturbations.

Trois types de perturbations sont générées par la translation de la plate-forme: **a)** perturbation antérieure, **b)** perturbation postérieure **c)** perturbation latérale (Figure 4.1).



#### 4.1.2 Temps de délais d'activation neuromusculaire

Les temps de délais d'activation neuromusculaires de chacun des quatre muscles analysés ont été faits à l'aide des relevés électromyographiques de ces derniers. Un système de capteurs de pression (*micro-switch*) situés sur la plate-forme permettait d'envoyer un signal d'activation de celle-ci (*trigger*) à l'électromyogramme. Un signal superposé aux différents signaux électromyographiques isolait le temps de perturbation initial et final de la plate-forme. La longueur du signal représente le temps de déplacement de la surface (Figure 4.2). Il est ensuite possible de calculer à l'aide de l'électromyogramme, le délai ( $\Delta t$ ) entre l'apparition du signal électromyographique ( $t_{int}$ ) et le début du signal d'activation de la plate-forme ( $t_{trg}$ ). Puisque le protocole de déstabilisation ne nécessitait aucune activation volontaire musculaire avant la perturbation, il était relativement facile d'isoler la séquence de stabilisation des muscles. L'évaluation du début de l'activité électromyographique se faisait sur la section du signal représenté par une activation ponctuelle et de grande amplitude du signal. Le temps associé au début de signal était déterminé de façon qualitative et représentait le moment précis où l'amplitude du signal dépassait significativement l'amplitude du tonus musculaire (Figure 4.2). Nous considérons que l'évaluation qualitative du début du signal engendre dans la plupart des cas une erreur d'environ 5 à 10 ms; ce que nous considérons acceptable.



#### 4.1.2.1 Évaluation globale des temps de réaction suite à une perturbation

##### 4.1.2.1.1 Perturbation Postérieure

La moyenne et l'écart type des temps d'activations des différents muscles selon les différentes conditions cognitives lors d'une perturbation postérieure sont exposés au tableau (4.1). Il est possible de voir une tendance générale qui semble démontrer une

activation précoce des muscles dorsaux (sous les 100 ms) par rapport aux muscles abdominaux quel que soit le contexte cognitif dans lequel les essais ont été faits. Le déplacement de la plate-forme de l'arrière vers l'avant déplace les points d'appuis des sujet vers l'avant résultant en un déplacement relatif du centre de gravité vers l'arrière dû à l'inertie du système non rigide. En fait, le déplacement antérieur de la plate-forme génère, par l'inertie du tronc et des membres supérieurs, une perturbation postérieure au niveau du tronc. Le phénomène inverse survient lors du déplacement postérieur de la plate-forme qui génère une perturbation antérieure au niveau du tronc. En moyenne, l'*Erectores Spinae* (ES) et le *Latissimus Dorsi* (LD) s'activent respectivement à 83 et 89 ms tandis que les muscles abdominaux *Obliquus Externus* (OE) et *Rectus Abdominis* (RA) montrent des délais d'activation respectivement de 120 et 148 ms.

**Tableau 4.1** Tableau synthèse des délais d'activation des muscles en fonction de la direction des perturbations et des divers contextes cognitifs

**PERTURBATION POSTÉRIEURE**

Muscles	Temps de réaction globaux	Connaissance	Sans connaissance	Mauvaise Information
<i>Muscles dorsaux</i>				
Erectores Spinae	83 ± 26	78 ± 20	81 ± 22	90 ± 35
Latissimus Dorsi	89 ± 24	83 ± 22	91 ± 26	92 ± 26
<i>Muscles abdominaux</i>				
Oblique Externe	120 ± 38	120 ± 41	112 ± 33	127 ± 40
Rectus Abdominis	148 ± 46	141 ± 48	150 ± 42	154 ± 47

**PERTURBATION ANTÉRIEURE**

Muscles	Temps de réaction globaux	Connaissance	Sans connaissance	Mauvaise Information
<i>Muscles dorsaux</i>				
Erectores Spinae	152 ± 43	160 ± 55	155 ± 45	141 ± 28
Latissimus Dorsi	152 ± 34	149 ± 36	152 ± 30	133 ± 37
<i>Muscles abdominaux</i>				
Oblique Externe	89 ± 15	92 ± 16	88 ± 18	86 ± 8
Rectus Abdominis	90 ± 18	98 ± 26	87 ± 12	85 ± 8

**PERTURBATION LATÉRALE**

Muscles	Temps de réaction globaux	Connaissance	Sans connaissance	Mauvaise Information
<i>Muscles dorsaux</i>				
Erectores Spinae	131 ± 59	-	131 ± 59	-
Latissimus Dorsi	135 ± 36	-	135 ± 36	-
<i>Muscles abdominaux</i>				
Oblique Externe	83 ± 25	-	83 ± 25	-
Rectus Abdominis	119 ± 56	-	119 ± 56	-

#### **4.1.2.1.2 Perturbation Antérieure**

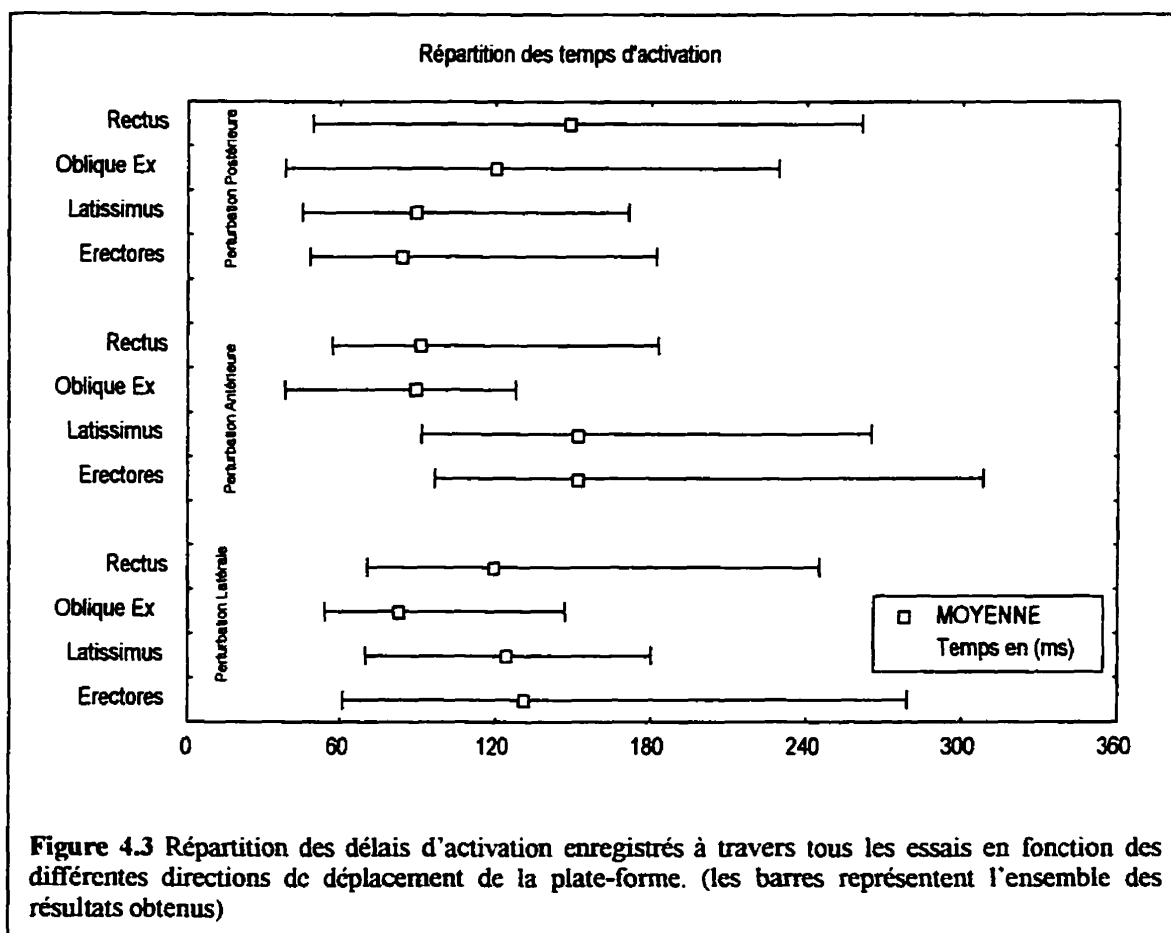
Lors de la perturbation antérieure du tronc générée par le déplacement postérieur de la plate-forme, un phénomène inverse d'activation neuromusculaire a été observé. Les temps de réaction globaux des différents muscles stabilisateurs du dos sont quasiment inversement proportionnels lors d'une perturbation dans une direction contraire (Tableau 4.1). Les délais d'activation des muscles dorsaux s'élèvent à plus de 150 ms tandis que les délais d'activation des muscles abdominaux sont sous la barre des 100 ms. Une perturbation identique mais de sens contraire semble occasionner une réaction neuromusculaire identique mais aux groupes de muscles opposés. En fait, quelque soit la direction de la perturbation, le délai de réaction *primaire* de stabilisation survient toujours aux alentours de 90 ms tandis que le délai de réaction *secondaire* apparaît aux alentours de 150 ms. Les délais observés lors des déplacements postérieurs coïncident avec des temps de délais d'activation de muscles abdominaux et dorsaux respectivement de 131ms et 96 ms, obtenus dans un protocole similaire de Keshner (1988). Par ailleurs, comme dans le cas du déplacement antérieur, les différents facteurs cognitifs ne semblent pas affecter la tendance à l'intérieur d'un même groupe musculaire.

#### **4.1.2.1.3 Perturbation Latérale**

Puisque l'évaluation de l'activité électromyographique des muscles du tronc était unilatérale, les perturbations latérales se sont fait bilatéralement de façon à réduire les contaminations faites par l'analyse asymétrique des muscles. Un essai de gauche à droite et un essai de droite à gauche ont été faits pour chaque sujet uniquement dans des conditions cognitives (SCI). Une analyse des résultats (Tableau 4,1) démontre qu'il y a une tendance à avoir des temps de délai plus courts, sans montrer toutefois de différence significative lorsque les muscles se trouvent du côté opposé à la direction de déplacement de la plate-forme. Nous pouvons donc considérer que dans le plan frontal, la perturbation latérale affecte de façon symétrique les temps de réaction des différents



muscles du tronc. Les temps de réaction des muscles dorsaux sont pour l'(ES) et le (LD) de 131ms et de 135 ms respectivement et de 83 ms et de 119 ms pour l'(OE) et le (RA) (Tableau 4.1). Ces données ne nous permettent pas d'établir des patrons d'activation précis entre les abdominaux et les dorsaux en fonction de ce type de perturbation. Il est normal de s'attendre à ne pas avoir de différences significative dans ces essais puisque, contrairement aux deux premières conditions de perturbation (antérieure et postérieure), les perturbations latérales génèrent principalement des moments de déstabilisation dans le plan frontal tandis que les deux premiers types de perturbations se font dans le plan sagittal. Le graphique de la figure (4.3) expose la répartition des temps d'activation neuromusculaire pour tous les muscles en fonction des différentes perturbations.



Une analyse globale de comparaison individuelle des différents muscles réalisée par le *Test-t de Student* montre que les délais de réactions des quatre muscles sont affectés par la direction de la perturbation ( $p < 0,01$ ). Les zones ombragées du tableau 4.2 montrent que les délais d'activations des muscles *ES*, *LD*, *OE*, suite à une perturbation antérieure, sont significativement différents des perturbations postérieures et latérales tandis que les temps observés durant la perturbation antérieure du *RA* sont significativement différents de la postérieure.

**Tableau 4.2** Différences significatives ( $p < 0,01$ ) des délais d'activation des muscles en fonction des perturbations. Les différences *intra-muscles* sont exposées dans les zones ombragées. (\* :significativement différent)

Test-t de Student ( $p < 0,01$ )												
	ES POST	ES ANT	ES LAT	LD POST	LD ANT	LD LAT	OE POST	OE ANT	OE LAT	RA POST	RA ANT	RA LAT
ES_POST	---											
ES_ANT		---		*			*	*	*	*		
ES_LAT			---	*			*	*	*	*		
LD_POST				---			*			*		
LD_ANT					---		*	*	*	*		
LD_LAT						---	*	*	*	*		
OE_POST							---			*		
OE_ANT								---		*	*	
OE_LAT									---	*	*	*
RA_POST										---		
RA_ANT											---	
RA_LAT												---

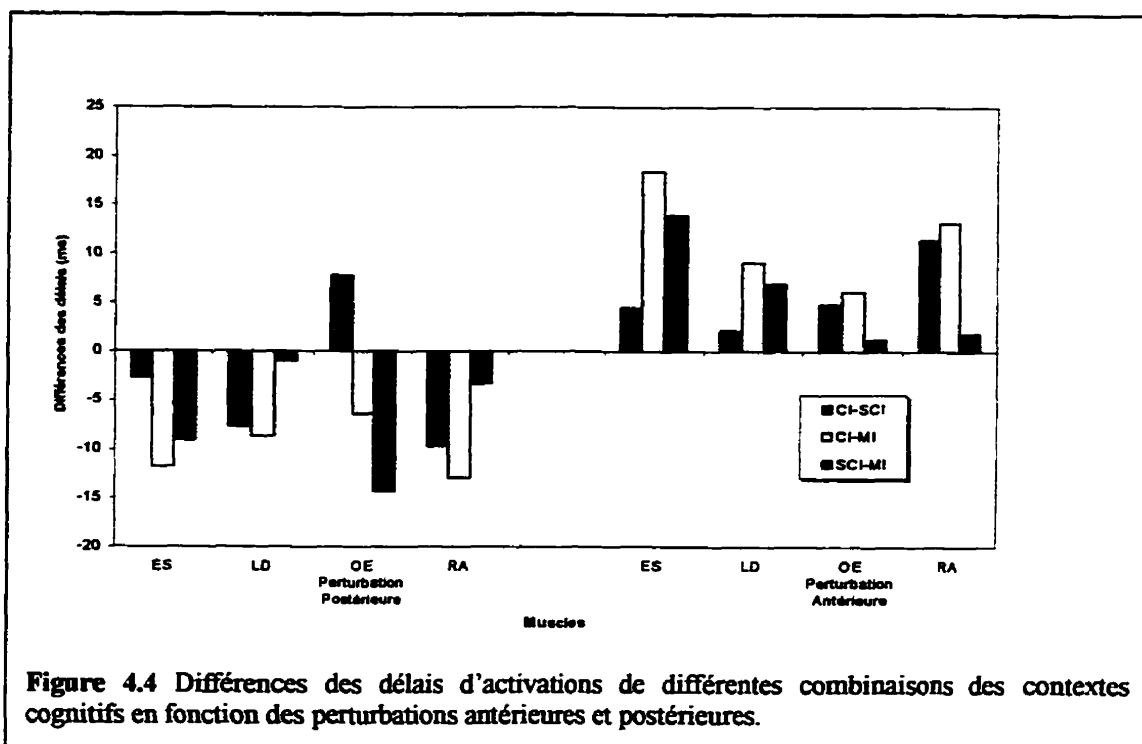
#### 4.1.2.2 Évaluation globale de l'impact des facteurs cognitifs

Les perturbations engendrées sur la plate-forme se sont faites à l'intérieur de trois contextes cognitifs différents. 1) Les sujets avaient connaissance du moment précis de l'occurrence de la perturbation (*Connaissance*). 2) Les sujets n'avaient aucune connaissance du moment où allait survenir la perturbation (*Sans Connaissance*) 3) Les sujets étaient induits en erreur quant au moment de la perturbation (*Mauvaise Information*). Deux essais de chaque contexte cognitif étaient aléatoirement faits pour

les perturbations antérieures et postérieures et seuls deux essais du contexte (Sans connaissance) étaient exécutés pour la perturbation latérale.

L'ajout de ces variables cognitives avait pour but d'évaluer l'impact qu'ont les différentes modalités d'information dans l'environnement sur la stabilité corporelle. Une analyse comparative faite à l'aide du Test-t de *Student* a démontré que les temps de réaction étaient peu ou pas affectés par les différents contextes cognitifs. L'analyse des facteurs cognitifs s'est faite pour un muscle donné à l'intérieur d'un type de perturbation pour éliminer toute contamination par les autres variables. Très peu de conditions ont été significativement affectées ( $p < 0,05$ ) par les différents facteurs cognitifs. En fait, les seules différences significatives ont été retrouvées dans des conditions de déplacement antérieur de la plate-forme. Les temps de réaction des essais **avec connaissance de l'information** comparés avec ceux de **mauvaise information**, étaient significativement plus faibles pour l'*Erectores Spinae* et le *Rectus Abdominis*. Les temps de réaction des essais **sans connaissance de l'information** étaient plus faibles que ceux de **mauvaise Information** pour l'*Obliquus Externus*. Le graphique de la figure (4.4) représente les différentiels temporels pour les quatre muscles en fonction de la perturbation et des facteurs cognitifs. Un différentiel négatif entre le contexte *connaissance* et *sans-connaissance* (CI-SC) indique que l'activation musculaire associée au contexte de *connaissance* a un délai plus court que le cas *sans-connaissance*. À l'intérieur des perturbations postérieures, une tendance tend à montrer que les temps de réaction sont plus courts lorsqu'il y a connaissance mais les différences sont rarement significatives. En fait, les résultats suivent une séquence logique puisqu'ils confirment que les sujets sont mieux préparés et répondent plus rapidement à des situations spontanées lorsqu'elles sont attendues comparativement à des situations inattendues.

Un fait intéressant est soulevé lors de l'analyse des essais affectés par des perturbations antérieures; en aucun temps les séquences temporelles d'activation musculaire n'ont suivi un ordre logique en fonction des facteurs cognitifs. En fait, pour presque tous les muscles, les délais d'activation dans des conditions de *connaissance* étaient plus grands que dans les conditions de *sans connaissance* ou de *mauvaise information*. Les tendances 'intra-sujets' semblent montrer que la majorité des sujets réagissaient d'une façon inverse à la logique normale de réponse neuromotrice.



#### 4.1.2.3 Analyse des temps de réaction sans la biais des différences inter-sujets

Dans la section précédente, une analyse globale des temps de réaction permettait d'avoir une idée des différents phénomènes de recrutements neuromusculaires. Toutes

les analyses se sont faites en regroupant les temps de réaction absolus de chacun des sujets et en y appliquant divers tests statistiques. Cette approche d'analyse est pratique courante dans la littérature (Keshner 1990,1988; Nashner 1981; Greenwood 1976) mais peut comporter certains pièges. En fait, chaque sujet a un mode de réponse électromyographique propre à lui. Les différents modes de réponse peuvent se traduire en des délais ou des amplitudes d'activation différents propres à chaque individu. Il est donc intéressant d'éliminer les valeurs brutes des signaux et d'incorporer des valeurs relatives propres à chaque sujet. Une approche d'analyse a été adoptée pour permettre d'éliminer la contamination de résultats entre les différents sujets en ne traitant pas de valeurs temporelles absolues. En appliquant une stratégie d'analyse différentielle de résultats intra-sujets, il est possible d'introduire des valeurs temporelles relatives et d'ensuite comparer les sujets. En fait, nous ne disons pas que le muscle (x) réagit avec un délais de 100 ms pour un contexte *CI* et à 150 ms pour un contexte *SCI* mais plutôt qu'il réagit avec un différentiel de 50 ms dans un contexte *CI-SCI* qui peut ensuite être analysé avec les différentiels relatifs des autres sujets.

Puisque chaque sujet devait subir un total de six perturbations antérieures et postérieures et deux latérales selon les contextes cognitifs, il était possible de monter des matrices de comparaisons temporelles. Ces matrices permettaient d'établir toutes les différentes combinaisons de ( $\Delta t$ ) entre deux variables. Un exemple d'analyse différentielle faite sur les temps de réaction de l'*ES* lors des perturbations antérieures et postérieures est donné à l'annexe (G).

Une synthèse des différences de délais d'activation neuromusculaires est donnée au tableau (4.3) en fonction des perturbations postérieures et antérieures. Les résultats consistent en la moyenne des différences intra-sujets; ce qui permet d'éliminer les différences inter-individuelles que l'on retrouve dans les analyses globales de délais absolus. Un exemple de calcul des différences de délais entre le contexte de *connaissance* et *sans connaissance* est démontré par l'équation (4.1).

$$\frac{\sum_{n=1}^s \overline{m}(\Delta t_{c o n - s c})}{s} \quad (Eq. 4.1)$$

Où  $s$  représente le nombre de sujets et  $m(\Delta t)$  la moyenne des différences des valeurs brutes de délais pour chaque contexte cognitif. Les valeurs brutes des délais sont donc comparées pour un même individu pour ensuite comparer les différences relatives entre les différents sujets.

<b>Tableau 4.3</b> Analyse des différences de délais d'activation en <i>ms</i> en fonction des contextes cognitifs selon une méthode d'analyse à élimination des variabilités inter-sujets. Écarts-types ( )			
<i>Perturbation Postérieure</i>			
<b>Muscles</b>	<u><i>CI-SCI</i></u>	<u><i>CI-MI</i></u>	<u><i>SCI-MI</i></u>
<i>Erectores Spinae</i>	-3 (±14)	-12 (±6)	-9 (±12)
<i>Latissimus Dorsi</i>	-8 (±20)	-9 (±20)	-1 (±24)
<i>Oblique Externe</i>	+8 (±28)	-6 (±28)	-14 (±26)
<i>Rectus Abdominis</i>	-10 (±23)	-13 (±22)	-3 (±24)
<i>Perturbation Antérieure</i>			
	<u><i>CI-SCI</i></u>	<u><i>CI-MI</i></u>	<u><i>SCI-MI</i></u>
<i>Erectores Spinae</i>	+5 (±33)	+18 (±27)	+14 (±21)
<i>Latissimus Dorsi</i>	+2 (±18)	+9 (±26)	+7 (±25)
<i>Oblique Externe</i>	+5 (±13)	+6 (±7)	+1 (±13)
<i>Rectus Abdominis</i>	+11(±13)	+13 (±9)	+2 (±11)

Que l'analyse des délais d'activation se fasse de façon brute ou relative, les résultats comparatifs entre les contextes cognitifs sont semblables et montrent certaines tendances mais aucune différence significative. L'évaluation relative des comparaisons

démontre que lors des perturbations postérieures, les délais d'activations tendent à être plus courts lors des contextes avec connaissance. L'incohérence de la moyenne des résultats bruts lors des perturbations antérieures observée par les analyses des délais absolus semble être conservée avec le mode d'analyse différentielle. Les différences ne sont pas significatives mais la tendance semble toutefois être assez homogène pour démontrer qu'il y a effectivement une activation neuromusculaire inverse à la logique.

#### **4.1.3 Amplitudes d'activation neuromusculaire**

En plus d'évaluer les caractéristiques temporelles des signaux électromyographiques, il a été possible d'évaluer l'amplitude maximale de ces derniers. L'amplitude d'activation électromyographique permet d'estimer le degré d'excitabilité des unités motrices et peut être corrélé d'une certaine façon à la force musculaire générée. L'évaluation de l'activité maximale d'un muscle suite à une perturbation permet donc d'établir son implication quant au rétablissement de la posture. La déstabilisation ponctuelle générée par la plate-forme a résultée de façon globale en une activation subite des différents muscles. En général le signal électromyographique est uniphasique et a une forme de pointe allongée plutôt qu'un plateau d'activation ; il est par conséquent beaucoup plus facile d'isoler la valeur maximale d'amplitude d'activation.

Il est clair que les amplitudes des signaux électromyographiques sont propres à chaque muscle et à chaque sujet et ne peuvent être analysés de façon absolue. Trois principales analyses ont été faites sur les amplitudes d'activation :

- 1) Comparaison du degré d'activation d'un même muscle en fonction du type de perturbation.
- 2) Comparaison du degré d'activation entre les muscles pour une même perturbation.





#### 4.1.3.2 Amplitudes relatives des signaux en fonction des muscle

Chaque muscle a son mode d'activation pour une perturbation donnée. Nous voulons déterminer l'implication d'un muscle par rapport aux autres lors du rétablissement de la posture en analysant leurs divers degrés d'activation. Il est par contre impossible de comparer les valeurs brutes d'amplitudes électromyographiques des différents muscles comme indices d'activation parce que nous avons à faire à des structures différentes réagissant de façon indépendante. Une évaluation du degré de **Contraction musculaire Maximale Volontaire (CMV)** a permis d'établir un référentiel d'activation pour chaque muscle de chaque sujet. En faisant un ratio d'amplitudes analysées sur les amplitudes maximales de (CMV) du sujet, il est possible d'établir pour chaque sujet le Ratio d'Activation (*RA*) de chacun des quatre muscles. Les degrés d'activation sont exprimés en pourcentage de (CMV). Le calcul du degré d'activité d'un muscle propre à un sujet en particulier, s'est fait selon l'équation suivante (Eq. 4.2):

$$ra = \frac{\sum_{n=1}^r \left( \frac{amp_{brute}}{amp(CMV)} * 100 \right)}{r} \quad (Eq. 4.2)$$

Où *r* représente le nombre d'essais et *amp<sub>brute</sub>* la valeur brute d'amplitude de l'activation musculaire. Le (*RA*) est calculé pour chaque muscle de chaque sujet. En faisant la moyenne des (% CMV) de chaque sujets, nous évitons la contamination inter-sujets en déterminant le ratio selon la force maximale de chaque sujet. Il faut par contre noter que l'intégration des facteurs cognitifs à l'intérieur des analyses des amplitudes n'a pas été faite pour des fins de simplification et de clarté.

Le tableau (4.5) résume la moyenne des degrés d'amplitudes d'activation pour les différents muscles en fonction des trois types de perturbations. En général, les muscles s'activent de façon assez importante (de 50% à 75%) quelque soit la direction

de la perturbation excepté le *Latissimus Dorsi* qui a un degré d'activation se situant sous les 20%. La majorité des muscles analysés sont donc considérablement utilisés pour des tâches de stabilisation ponctuelle du tronc suite à une perturbation quelconque.

Une analyse comparative faite à l'aide du Test-t à groupes dépendants de *Student* a permis d'évaluer le poids qu'avait chaque muscle par rapport aux autres. En fait, tous les muscles semblent réagir avec plus ou moins la même amplitude d'activation à part le (*LD*) qui est significativement moins utilisé que le (*RA*) lors des perturbations antérieures et que les trois autres muscles lors de perturbations postérieures. Quoique le (*LD*) semble aussi être moins utilisé lors des perturbations latérales, il n'est toutefois pas significativement différent vu l'importante variance d'amplitudes à l'intérieur des autres muscles.

**Tableau 4.5** Moyennes des pourcentages d'amplitudes d'activations maximales (% MVC) des muscles en fonction des perturbations.

	Postérieure	Perturbation Antérieure	Latérale
<i>Erectores Spinae</i>	71,9%	76,8%	60,9%
<i>Latissimus Dorsi</i>	18,8%	13,5%	9,4%
<i>Oblique Externe</i>	59,7%	52,3%	89,5%
<i>Rectus Abdominis</i>	60,2%	70,6%	28,4%

#### 4.1.3.3 Corrélations entre les amplitudes et les périodes d'activation neuromusculaire

L'activation neuromusculaire est affectée par la sommation spatiale et temporelle des unités motrices. En fait, l'activité d'un muscle dépend du nombre d'unités motrices excitées (sommation spatiale) et du temps d'activation de ces dernières (sommation temporelle). Nous avons donc évalué si il y avait une certaine relation entre les

amplitudes d'activation et les temps d'activations des signaux électromyographiques suite à une perturbation. Trois analyses de corrélation entre les variables d'amplitudes et de temps d'activations ont été faites :

- 1) Corrélation entre amplitudes et périodes d'activations d'un même muscle.
- 2) Corrélation entre amplitudes des différents muscles.
- 3) Corrélation entre temps d'activations des différents muscles.

Aucune corrélation n'a pu être établie entre l'amplitude d'activation d'un muscle et sa période d'activation pour une perturbation donnée. En fait, nous aurions pu croire que plus une activation était de courte durée, plus son amplitude allait être importante mais pour aucun des muscles ça ne semble être le cas. Les coefficients en valeurs absolues varient entre 0,10 et 0,65 et ne sont pas considérés significatifs selon une analyse par le test de Pearson ( $p < 0,05$ )

Peu de muscles semblent être corrélés entre eux quant à leur amplitudes d'activation pour une perturbation donnée. En fait, seuls les muscles abdominaux (RA et OE) ont des variations d'amplitudes significativement ( $p < 0,05$ ) corrélées (0,68) lors de perturbations antérieures (Figure 4.5a). Puisque ces deux muscles font partie du même groupe musculaire, il est donc probable de voir des indices de corrélation significatifs. Ceci pourrait donc expliquer certaines stratégies d'activation du (SNC) qui consisteraient à activer les masses musculaires de façon globale plutôt que locale.

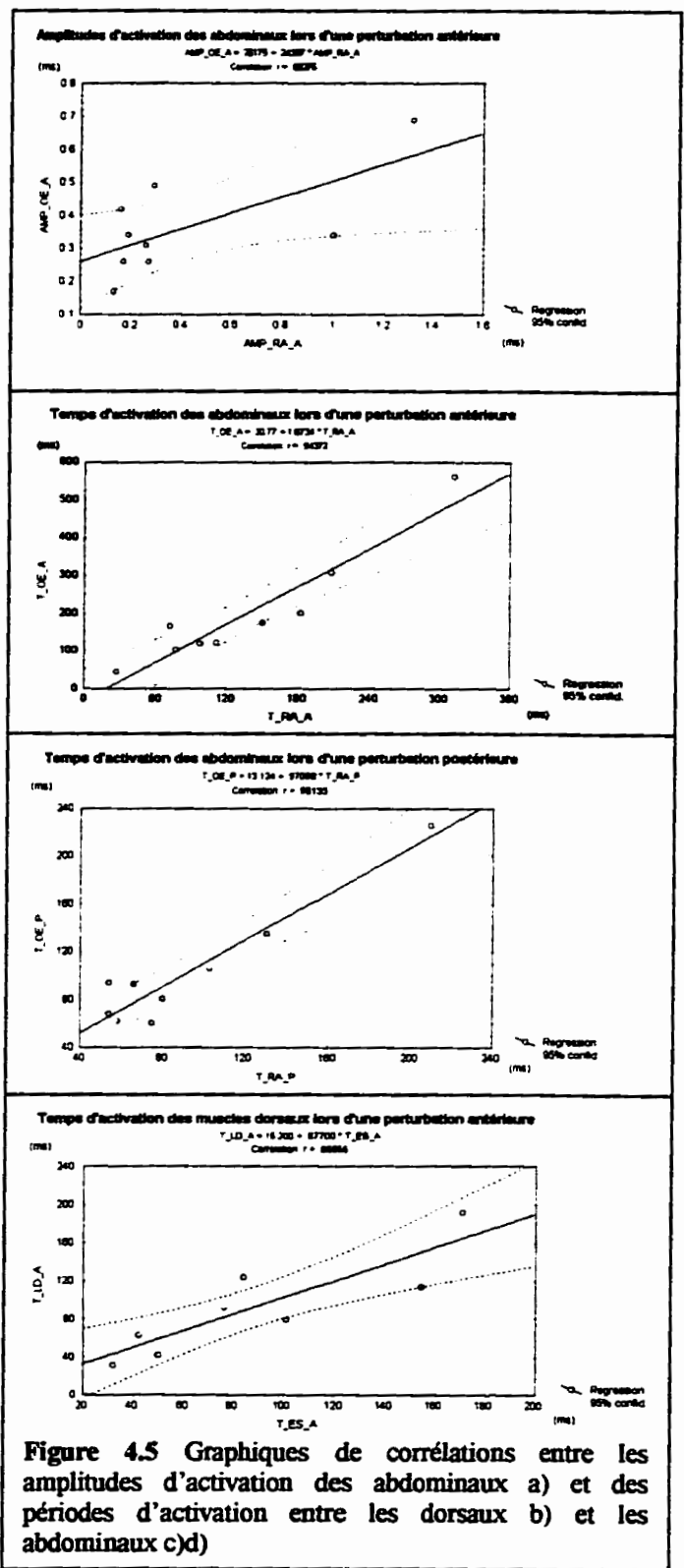
La durée d'activation musculaire représente la durée globale d'activation électrique. Dans la majorité des essais, les signaux étaient monophasiques<sup>1</sup> donc le calcul de la durée d'activation se faisait du début à la fin du même signal. Dans le cas des signaux biphasiques ou multiphasiques, la durée tenait compte des différentes phases à condition qu'elles semblent faire partie de la même action neuromotrice. Un signal

---

<sup>1</sup> Amplitude d'activation électromyographique unique et distincte

biphasique dont les deux phases étaient séparées par un silence électrique étaient considérés comme deux signaux monophasiques distincts.

L'évaluation des durées d'activation musculaires montre qu'il y a une importante corrélation entre les muscles d'un même groupe musculaire. La corrélation de durée d'activation des dorsaux et des abdominaux est respectivement de (0,87) et de (0,94) pour une perturbation antérieure (Figure 4.5b et c). Les durées d'activation des muscles abdominaux sont aussi fortement corrélés (0,95) entre eux, lors de perturbations postérieures. Il est intéressant de noter que la corrélation entre les périodes d'activation des abdominaux est presque identique dans les deux types de perturbations (0,95 et 0,94). Contrairement aux dorsaux, les deux muscles des abdominaux sembleraient être intimement liés indépendamment de la direction de la perturbation. Ces données permettraient de croire que le (SNC) n'adopte pas nécessairement une stratégie discriminatoire d'activation des différentes masses musculaires. Un phénomène de synergie d'activation musculaire se ferait durant une même période pour des muscles de même nature biomécanique. Les temps d'activation semblent donc être un facteur déterminant quant à l'homogénéité d'activation du (SNC). Chaque muscle synergique serait activé à sa façon (selon sa propre amplitude) mais selon une période déterminée par le (SNC) qui serait propre à toutes les muscles faisant partie de la même masse commune. Il est important de comprendre que les muscles d'un même groupe (*abdominaux ou dorsaux*) n'ont pas nécessairement les mêmes périodes d'activation mais ont des périodes d'activation proportionnellement variables.



a)

b)

c)

d)

Figure 4.5 Graphiques de corrélations entre les amplitudes d'activation des abdominaux a) et des périodes d'activation entre les dorsaux b) et les abdominaux c)d)

## 4.2 Préactivation Neuromusculaire

Le protocole sur la préprogrammation<sup>1</sup> des levers de charges a été élaboré de façon à déterminer si il y avait une préparation neuromusculaire précédant un lever de charges important. En fait, Lavender (1991) et Lee (1995) ont démontré que le système nerveux central utilisait une stratégie de rigidification globale de segments précédant un chargement important du sujet. Une stratégie utilisée par le SNC en vue de minimiser l'instabilité d'un segment est de rendre ce dernier plus rigide à l'aide des structures actives musculaires. De cette façon, les amplitudes de déstabilisation à compenser par le SNC, suite au chargement, sont moindres. Une approche de prévoyance plutôt que de compensation est alors adoptée.

Sept sujets ont participé au protocole d'analyse de phases de préprogrammation. Les sujets devaient soulever une charge équivalant à environ 25% de leur poids corporel. La charge était disposée sur une barre d'haltérophilie et le poids total de la charge tenait compte du poids de la barre. Des senseurs reliant la barre à l'électromyogramme permettaient de déterminer l'instant précis où les poids quittaient le sol. Deux essais de levers 'virtuels' de charges précédant le lever réel servaient de référence quant aux patrons d'activation. La figure (4.6) montre les résultats d'un essai type du protocole. Les quatre graphiques exposent les réponses simultanées des différents muscles lors des deux levers virtuels (deux premières impulsions) et le lever réel de la charge (la troisième impulsion). Le trait vertical indique le moment précis lorsque la charge quitte le sol; cet indice permet de calculer les délais de préactivation neuromusculaire des différents muscles. Les échelles d'amplitudes des signaux électromyographiques ont été normalisées de façon à donner un indice comparatif d'activation inter-musculaire. L'essai se déroule sur une période d'environ 8,5 secondes.

---

<sup>1</sup> 'Préprogrammation' et 'Préactivation neuromusculaire' ont la même signification dans ce contexte d'analyse

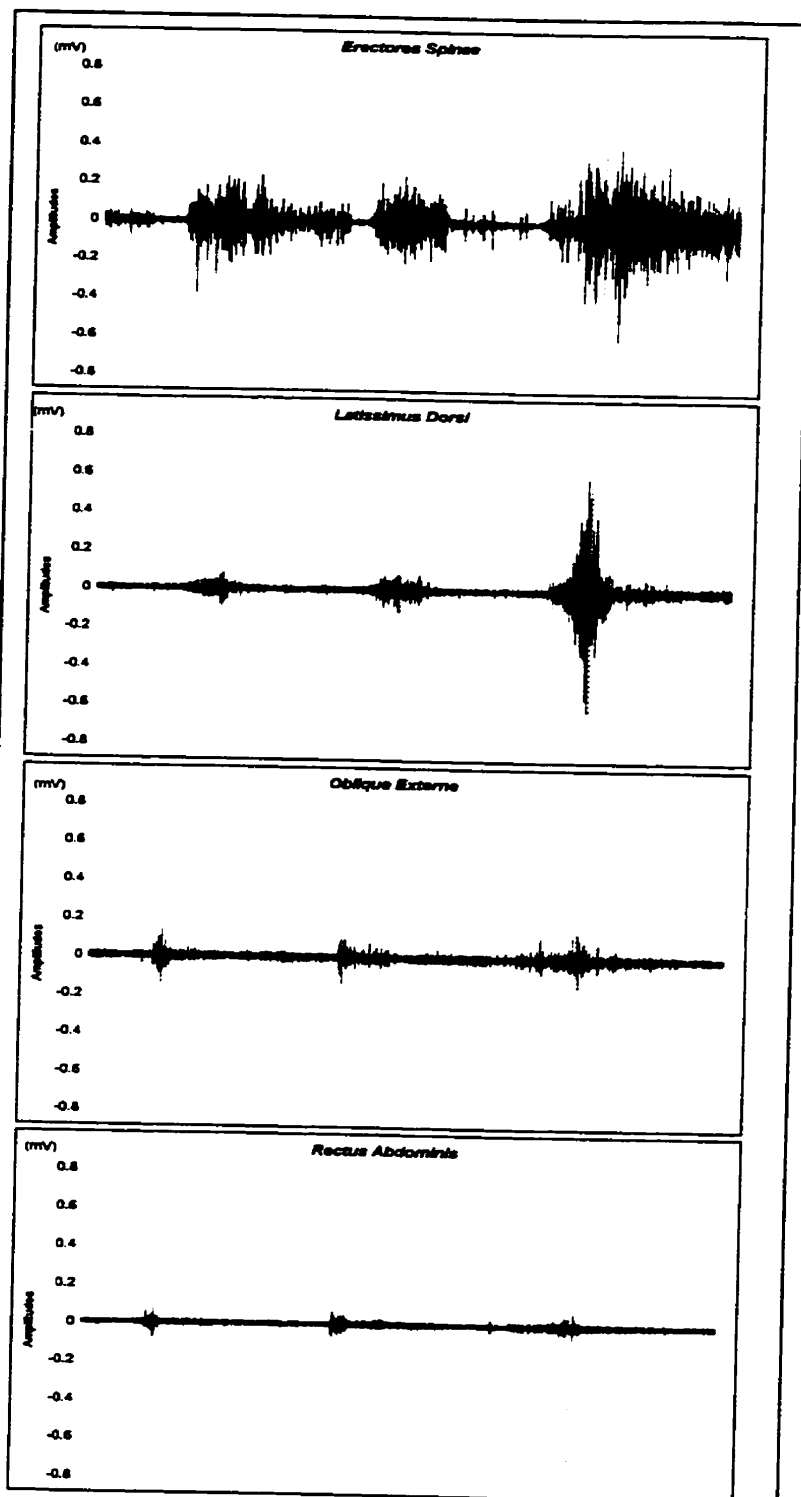
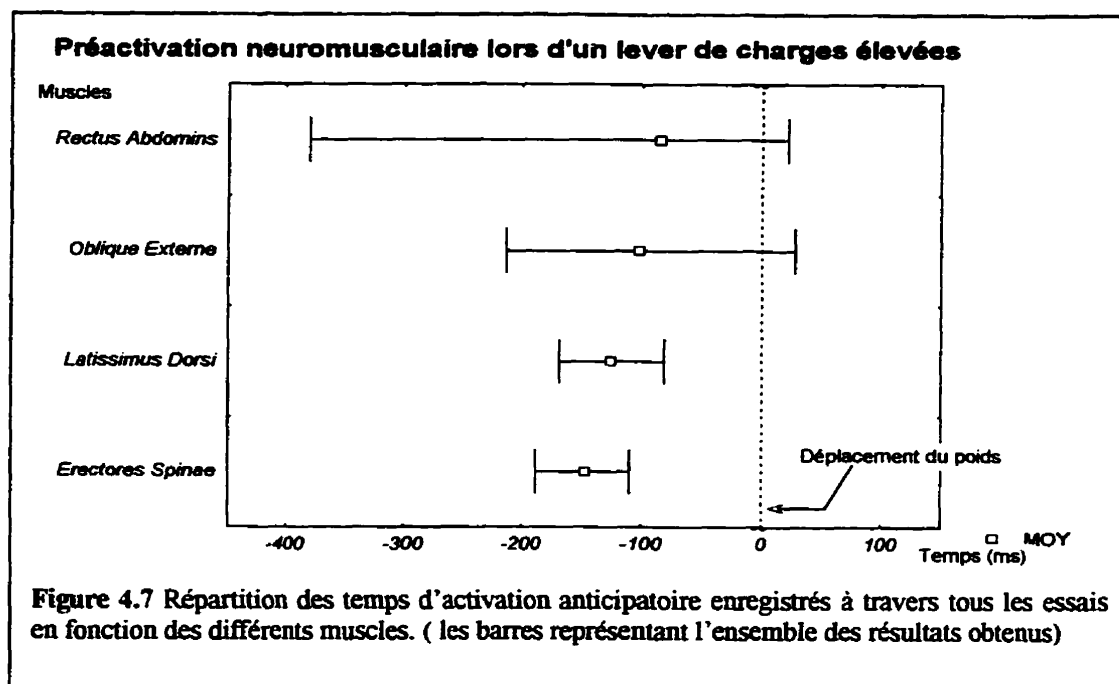


Figure 4.6 Tracé électromyographique type d'un essai du protocole sur la préactivation. Les deux premières impulsions représentent les leviers 'virtuels' tandis que la troisième représente le levier réel de la charge. Le déplacement de la charge est indiqué par le trait vertical.

### 4.2.1 Temps d'activation

Vu la nature des tâches de levers des charges, les muscles dorsaux sont les principaux activés tandis que dans bien des cas il a été difficile ou impossible de détecter un signal électromyographique au niveau du *Rectus Abdominis*. Le graphique de la figure (4.7) expose la répartition du début des temps d'activation neuromusculaires lors des levers réels des charges. Il est clair qu'il y a contraction précoce des muscles, particulièrement au niveau des muscles dorsaux. En fait, une analyse intrasujets démontre que tous les sujets commencent à activer leur *ES* de 110 ms à 188 ms avant que la charge ne quitte le sol. L'activation du *LD* survient en général un peu plus tard que l'*ES*, soit en moyenne 21 ms plus tard pour chaque sujet. La différence n'est pas significative mais démontre une certaine tendance d'activation séquentielle.



Les temps d'activations électromyographiques des muscles abdominaux s'étendent sur une bande temporelle beaucoup plus large et les moyennes intersujets varient de -380 ms à +226 secondes. Il ne semble donc pas y avoir un patron précis de



préactivation au niveau des muscles abdominaux dans le cas des levers de charges observés. L'*OE* semble toutefois s'activer chez la majorité des sujets à environ une période de 110 ms précédant le lever de charge. Vu la disposition plus latérale de ce muscle, cette préactivation pourrait être associée à un besoin de stabiliser le tronc autour de son axe vertical par une cocontraction symétriquement opposée des muscles latéraux. Le *RA*, plus central comme muscle, ne semble jouer aucun rôle de stabilisation précoce du tronc; les signaux n'ont été que très rarement observés (dans 33% des cas) et étaient très variables ( $\pm 145$  ms) quant à leur période d'apparition.

Les résultats au niveau des délais de préactivation neuromusculaire semblent être un bon indice d'existence du phénomène de préactivation. Puisque la préactivation apparaît à l'intérieur de tous les essais pour certains muscles, nous pouvons conclure que certains muscles sont gérés par une stratégie d'activation du SNC assez bien définie. Il faut toutefois considérer que les sujets doivent générer une certaine force pour combattre l'inertie du système. Une partie du signal de préactivation musculaire pourrait alors, non pas être associée à la stabilité du tronc mais être directement appliquée à combattre l'inertie de la charge à soulever. Un ajout de transducteurs de pressions situés aux points de contacts entre les mains du sujet et la barre auraient pu permettre d'estimer la proportion effective du signal associée à la stabilisation du tronc. Il faut aussi considérer que la dépolarisation des fibres musculaires (activité électrique) ne produit pas automatiquement une activation mécanique du muscle. En fait, il y a un certain délai entre l'apparition des signaux électriques et l'activation mécanique des fibres. Puisque les signaux de préactivation apparaissent aussi tôt que 120 à 150 ms avant que la charge ne quitte le sol nous ne croyons toutefois pas que toute cette période ne serve uniquement qu'à combattre l'inertie du système mais qu'une partie de cette préactivation joue un rôle de stabilisation préventive.

## 4.2.2 Amplitudes des signaux

L'analyse des amplitudes d'activation des muscles selon les types de levers permet d'évaluer le comportement musculaire lors de levers réels et virtuels de charges. En fait, les sujets ne contractent pas avec la même amplitude leurs muscles selon qu'ils aient à soulever uniquement leur tronc ou une charge externe supplémentaire. Évidemment, les amplitudes d'activations de tous les muscles étaient supérieures lors des levers réels des charges. L'analyse des amplitudes des signaux s'est faite en deux parties : 1) Analyse globale des signaux 2) Analyse des amplitudes associées au phénomène de préactivation.

### 4.2.2.1 Analyse globale des signaux

Pour analyser de façon globale les amplitudes des signaux, nous avons comparé, à l'intérieur d'un même essai, les deux levers virtuels au lever réel de la charge. Une évaluation des degrés d'activations maximaux des signaux permet d'estimer l'implication des différentes masses musculaires à l'intérieur du mouvement. L'amplitude des activités électriques des deux premiers levers sert de moyenne comparative au lever réel pour ensuite calculer un ratio d'activation ( $ra$ ) entre les levers virtuels et les levers réels de la charge. Le ratio a été calculé selon la formule suivante, (Eq. 4.3).

$$ra = \frac{\sum_{n=1}^s \left( \sum_{n=1}^r \frac{Amp_{réelle}}{\left( \frac{Amp1_{virt} + Amp2_{virt}}{2} \right)} \right) * r^{-1}}{s} \quad (Eq. 4.3)$$

Où  $s$  représente le nombre de sujets,  $r$ , le nombre d'essais par sujet,  $Amp_{réelle}$  les amplitudes maximales du lever de charge et  $Amp_{virt}$  les amplitudes maximales des

leviers virtuels. Cette approche permet donc d'évaluer les ratios d'activations des masses musculaires sans les contaminations inter-sujets. Évidemment, dans la totalité des cas, les leviers de charges génèrent des ratios supérieurs à 1 puisque lors des leviers de charges, les muscles, en plus de soulever le poids du tronc, doivent soutenir une charge extérieure additionnelle évaluée à environ 25% du poids corporel de l'individu. Quelque soit le muscle analysé, les ratios d'activation démontent qu'il est significativement affecté par une masse supplémentaire. Le tableau (4.6) expose les moyennes de ratios d'activations pour chaque sujet et pour l'ensemble des sujets, pour les différents muscles. Il est toutefois intéressant de voir que le *Latissimus Dorsi* est particulièrement recruté lors des leviers réels de charges (de 1,6 à 6,5 fois plus dépendant des sujets). Une explication simple explique ce phénomène puisque le *LD* est le seul des 4 muscles directement relié aux membres supérieurs. Il a effectivement ses points d'origines et de terminaisons fixés au niveau des processus épineux des six dernières vertèbres dorsales et au niveau du fond du sillon intertuberculaire de la face antérieure de l'humérus (Gray 1858). Le *LD* est directement affecté par le chargement des membres supérieurs lorsque le sujet soulève la barre à poids. Quoique les amplitudes d'activations du *RA* soient relativement faibles lors d'un mouvement de lever du tronc, le ratio d'activation s'avère néanmoins assez important (3,02). Un muscle n'ayant pas un rôle important dans un mouvement peut toutefois être considérablement affecté par un facteur externe.

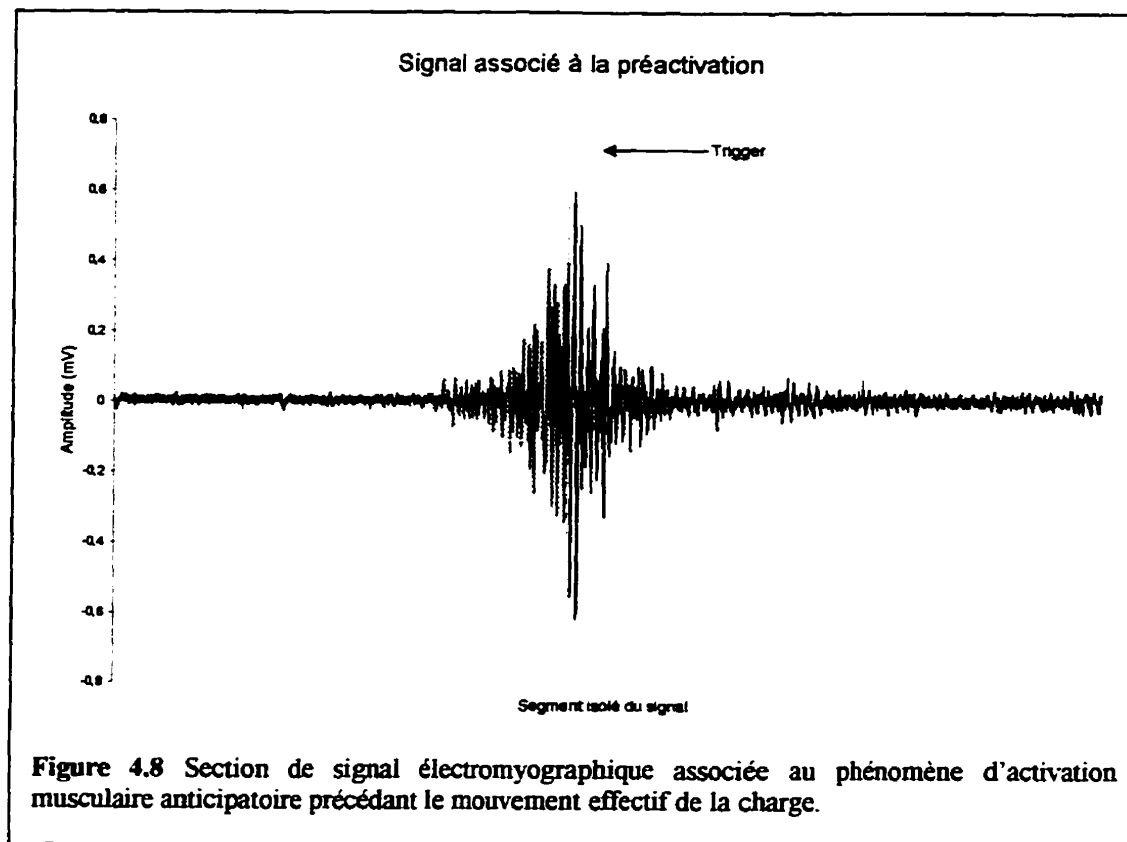
**Tableau 4.6** Moyennes intra-sujets et inter-sujets des ratios d'activations des différents muscles entre les leviers 'virtuels' et les leviers réels de la charge.

Moyennes des ratios d'amplitudes d'activation lors de leviers réels de charges

Sujets	<i>Erectores Spinae</i>	<i>Latissimus Dorsi</i>	<i>Oblique Externe</i>	<i>Rectus Abdominis</i>
003	3,21	1,68	4,83	2,90
004	1,36	6,11	1,52	0,81
005	2,34	3,25	1,13	7,16
006	1,58	4,30	1,00	2,90
007	1,98	6,51	1,64	1,86
008	2,28	4,52	1,91	2,68
009	1,65	3,89	3,36	2,83
<b>Moyennes inter-sujets</b>	2,06	4,32	2,20	3,02

#### 4.2.2.2 *Analyse des amplitudes associées au phénomène de préactivation*

Le protocole sur la préprogrammation permet d'évaluer l'impact de différents facteurs cognitifs de préparation à une tâche. En fait, la préactivation musculaire précédant un effort intense, se fait souvent de façon inconsciente mais a un rôle essentiel au niveau de la stabilité des segments. L'analyse des temps d'activations a permis d'établir qu'il y avait effectivement une période d'activation musculaire précédant le mouvement de la charge. Dans l'analyse globale des amplitudes des signaux lors du lever de la charge, il a été démontré que les muscles étaient effectivement recrutés de 2 à 4 fois plus lorsque la charge était soulevée. Il est toutefois intéressant de se pencher sur l'amplitude d'activation musculaire qui survient avant le déplacement de la charge. En fait, il y a une importante période d'activité électromyographique ( $\approx 150$  ms) avant le début du déplacement de la charge. L'évaluation de l'amplitude maximale du signal durant la période de préactivation a été faite pour tous les muscles. En fait, le signal de préactivation a été défini par le début d'activation électromyographique du troisième lever jusqu'à l'apparition du repère temporel indiquant que la charge a quittée le sol (Figure 4.8). À l'intérieur du signal isolé, l'amplitude maximale d'activité du muscle a été analysée. L'amplitude maximale du signal de la phase de préactivation a ensuite été comparé à celle du signal global. L'activation de la phase préactivation est donc exprimée en pourcentage de l'amplitude maximale d'activation lors du lever de la charge. Les résultats des moyennes des trois essais intra-sujets pour les quatre muscles sont exposés au tableau (4.7).



Les moyennes d'activations globales lors de la phase préparatoire s'avèrent être assez élevées pour les quatre muscles. En fait, les moyennes d'amplitudes d'activation atteignent jusqu'à 64% des amplitudes maximales lors du lever pour les muscles dorsaux et de 40% à 60% pour les muscles abdominaux. Ces résultats tendent à montrer qu'il y a bel et bien une activation importante des différents muscles, avant même qu'il y ait mouvement de la charge. En général, les muscles semblent tous agir de la même façon en générant une période importante de préactivation représentant plus de la moitié de l'amplitude nécessaire pour soulever la charge.

**Tableau 4.7** Moyennes intra et inter-sujets des pourcentages d'amplitudes d'activation maximales (%MVC) associés aux phases de préactivation anticipatoires.

Sujets	<i>Erectores Spinae</i>	<i>Latissimus Dorsi</i>	<i>Oblique Externe</i>	<i>Rectus Abdominis</i>
003	84,7%	46,5%	75,7%	54,7%
004	27,9%	70,1%	81,4%	56,3%
005	47,6%	60,6%	79,4%	22,4%
006	80,6%	71,2%	100,0%	26,7%
007	53,5%	66,4%	59,5%	37,7%
008	59,9%	59,3%	57,8%	60,6%
009	80,6%	75,0%	17,0%	29,6%
<b>Moyennes Inter-sujets</b>	62,1%	64,2%	61,8%	41,1%

La combinaison des délais des périodes de préactivation avec les importantes amplitudes qui leurs sont associées démontre clairement qu'il est important de diviser la phase principale de levers de charges en deux sous-phases : La première sous-phase consiste à générer un ajustement postural anticipatoire et à combattre l'inertie du système tandis que la seconde consiste en la période effective de lever de charges. Vu les importants délais de préactivation (environ 150 ms), et les amplitudes d'activités électromyographiques durant cette période préparatoire, nous pouvons croire que le SNC utilise une stratégie d'activation prévoyante plutôt que compensatrice, lors de levers de charges élevées. En fait, plutôt que de corriger la posture d'une structure souple lors du lever, le SNC agit antérieurement en préactivant les masses musculaires, soit pour minimiser les contraintes appliquées sur les structures passives, soit pour contrer le moment de renversement antérieur causé par la charge excédentaire.

## CHAPITRE V

### DISCUSSION

Le corps humain est continuellement soumis à un environnement de perturbations qui, dans la majorité des cas, sont bénignes. De façon très globale, la stabilité d'un système est affectée par trois principaux facteurs: 1) La dimension du polygone de sustentation<sup>1</sup> 2) La hauteur du centre de masse 3) La position relative du centre de masse par rapport aux limites de la base de support. En 1900, Du Bois-Reymond a été l'un des premiers à parler de surface de support active; soit la distance maximale de projection du centre de gravité sur la surface de support sans qu'il y ait perte d'équilibre. Il établissait cette distance à environ 3cm des limites de sustentation tracées par les pieds. Un quatrième facteur associé à la stabilité pourrait s'appliquer aux humains et aux animaux: 4) La capacité de maintenir et de contrôler dynamiquement les trois premiers facteurs.

Le système nerveux humain a la capacité de détecter, de déchiffrer et de contrer les perturbations de manière à conserver les trois premières conditions de stabilité à l'intérieur d'une marge sécuritaire. Une incapacité à gérer les perturbations causée soit par une perturbation de trop grande amplitude ou une perturbation trop rapide peut résulter en une surcompensation des structures de support (Wilder 1996) ou tout simplement en une chute (Grabiner 1996). Dans les deux cas le risque de lésions musculosquelettiques est présent. Bien des études ont tenté d'établir un lien entre des pathologies neurologiques et l'incapacité de maintenir une certaine stabilité corporelle. Des troubles neurologiques pathologiques graves (Greenwood 1976) ainsi que des troubles bénins (Hodges 1996; Taimela 1993) tels la simple douleur lombaire, ont été associés avec divers degrés d'incapacité de maintien de la stabilité posturale.

---

<sup>1</sup> Aussi nommé base de support

## 5.1 Déstabilisation ponctuelle du tronc

La présente recherche consiste entre autre à déterminer les diverses stratégies de contrôle neuromoteur en analysant la réponse électromyographique des muscles du tronc suite à une perturbation ponctuelle. La réponse neurale à une déstabilisation dépend entre autre de la nature de la perturbation, de son amplitude et de l'endroit où elle est appliquée. Selon Hodges (1996), l'évaluation du contrôle moteur de la stabilité est relativement difficile à cause de la nature complexe du (SNC) qui gère et adapte continuellement le corps aux variations des facteurs externes et internes. Selon Hodges, une analyse de la réponse musculaire à un contexte de déstabilisation permettrait de mieux comprendre les différents mécanismes de régulation de la posture. Les perturbations peuvent être de différentes natures mais affectent toutes le système nerveux relativement de la même façon.

Le système musculosquelettique peut être considéré comme une machine extrêmement complexe et versatile qui doit évidemment être contrôlée par une unité centrale de gestion encore plus complexe. À la complexité de la structure se rattache toute la problématique de la redondance du système. Vu son potentiel de déplacement dans des directions multiples, le système musculosquelettique a, au niveau de bien des articulations, plus de muscles qu'il en est théoriquement nécessaire pour accomplir la même mobilité d'action. Selon Keshner (1990), le phénomène de redondance s'applique à trois domaines associés au contrôle neuromoteur du corps humain :

- 1) Il y a redondance au niveau des modes de mouvement d'un système 'pluri-articulaire' (*multi-link*). L'atteinte d'un objectif peut se faire selon différents patrons de déplacement des différents membres.
- 2) Le second aspect de redondance s'applique au nombre de muscles rattachés à une articulation. Certaines articulations ont plusieurs degrés de liberté comme le cou (au moins composée de deux articulations) qui est entourée de 23



muscles différents qui relient la tête au squelette vertébral (Sherk 1983; Vidal 1986).

- 3) Le dernier aspect de redondance s'applique au niveau de la quantité de programmes moteurs pouvant générer un même mouvement à un segment donné.

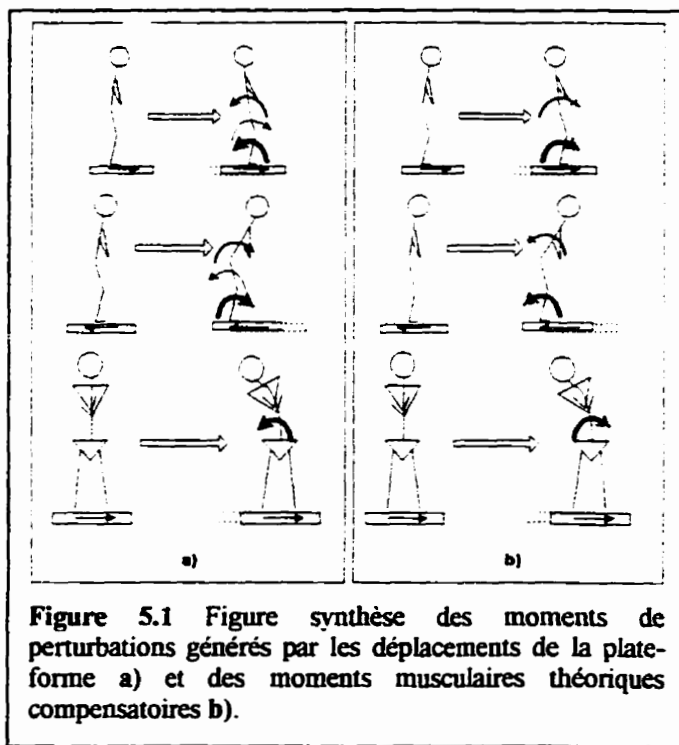
Certaines études ont évalué l'impact de perturbations appliquées directement sur le tronc à l'aide de harnais (Cresswell 1994; Wilder 1996) ou indirectement en laissant tomber un poids dans les mains du sujet (Lavender 1989). D'autres études ont analysé les mécanismes de contrôle de la stabilité posturale en générant des perturbation au niveau de la base de support (Keshner 1988,1990; Nasher 1976) à l'aide plates-formes à divers degrés de liberté. La nature des perturbations pouvaient être sous forme de translations ou de rotation de la base de support. Certaines autres études traitant encore des perturbations au niveau des points d'appuis, ont analysé la réponse des muscles paraspinaux après avoir trébuché (Grabiner 1996). Finalement, des études plus drastiques ont étudié les patrons d'activation neurale lors d'une chute en suspendant des sujets à l'aide d'un harnais et en les relâchant d'une certaine hauteur.

Une perturbation au niveau de la base de support de l'individu représente un type de perturbation qui arrive fréquemment dans le secteur manufacturier et même dans les tâches usuelles. En élaborant un mécanisme consistant en une plate-forme générant subitement des translations ponctuelles, il a été possible de simuler des contextes de pertes d'appuis ou de déséquilibres fréquemment rencontrées. En fait, le protocole de déstabilisation des points d'appuis permettait de simuler des situation de perte d'équilibre vers l'avant ou l'arrière.

### 5.1.1 Cinématique de la perturbation

L'application d'une perturbation au niveau des points d'appui, si elle est d'une amplitude assez importante, se répercutera à travers toutes les structures du corps. En fait, la perturbation génère un moment au niveau des chevilles qui elles, transmettent un moment inverse aux genoux et ainsi de suite. Il est possible de déterminer les répercussions d'une perturbation par transmission de moments à travers les différentes structures du corps, à l'aide de méthodes de calculs biomécaniques telles les '*Diagrammes de Corps Libres*' (DCL). Les chevilles ont été considérées comme étant l'axe principal de balancier postural puisqu'elles subissent une activation réflexe précoce (< 80 ms) par les récepteurs de Golgi, quand le tendon d'Achille est étiré par la dorsiflexion du pied (Gurfinkel 1974). Certaines études ont utilisé la cheville comme élément principal d'analyse de la stabilité posturale selon un modèle mécanique de pendule inversé (Nasher 1976).

L'analyse vidéo des perturbations occasionnées par la plate-forme démontre un schéma général de déplacement corporel. La Figure (5.1) montre la résultante type, suite à un déplacement relatif de la plate-forme; vers l'avant, vers l'arrière et de côté. Le déplacement ponctuel de la surface de support occasionne un moment de perturbation (Figure 5.1a) suivi par un moment de compensation musculaire inverse (figure 5.1b) pour freiner le déplacement du centre de gravité et rétablir la posture. Une analyse générale du déplacement des structures corporelles permet de comprendre que le corps ne répond pas à une perturbation comme une structure rigide.



**Figure 5.1** Figure synthèse des moments de perturbations générés par les déplacements de la plate-forme a) et des moments musculaires théoriques compensatoires b).

Il est important de noter que les perturbations résultantes au niveau du tronc étaient toutes de sens inverse à la direction de déplacement de la plate-forme. Un déplacement antérieur de la plate-forme générait une perturbation postérieure tandis qu'un déplacement postérieur de la plate-forme résultait en une perturbation antérieure du tronc. Les prochaines analyses se feront selon la direction de la perturbation et non la direction de translation de la plate-forme .

En analysant la réponse corporelle aux trois types de perturbations (antérieure, postérieure et latérale) nous réalisons que la variable critique de la perturbation n'est pas tant sa direction que le plan dans lequel elle est occasionnée. En fait, les perturbations ont soit été faites dans le plan sagittal du sujet (*antérieures et postérieures*) soit dans son plan frontal (*latérales*). La structure mécanique des articulations des membres inférieures permettant une mobilité principale dans le plan sagittal, fait en sorte que la perturbation appliquée dans le plan frontal se butte à une structure relativement rigide jusqu'à la hauteur du bassin. Une perturbation antérieure ou postérieure est cependant

absorbée par les articulations des chevilles, des genoux<sup>1</sup> et des hanches avant d'affecter la région lombaire. Il est toutefois important de noter qu'on ne peut rien conclure sur des observations *de visu* faites de façon qualitative. Ces observations ne servent en fait que d'outils d'estimation de la réponse des différents membres corporels. Quoique le présent projet ne se limite qu'à l'évaluation de la réponse de muscles du tronc, une analyse globale de réponse des segments inférieurs permet de comprendre la stratégie d'activation des muscles dorsaux et abdominaux.

Nasher (1976) a décrit le phénomène de propagation de perturbation comme étant un patron d'activation neuromusculaire ascendant. Il existerait une séquence d'activation musculaire allant des muscles proximaux à la perturbation jusqu'aux muscles distaux. Des études plus récentes, basées sensiblement sur les mêmes protocoles, menées par Keshner (1988) ont démontré que dépendant de la direction et de la nature de la perturbation, les patrons d'activation musculaire ne suivraient pas une relation temporelle consistante. Selon Rozendal (1986), le contrôle postural ne suit pas non plus un patron d'activation uniquement ascendant mais peut être initié au niveau de diverses articulations. Il a été démontré que les déplacements postérieurs de plates-formes généraient effectivement des patrons d'activation ascendants au niveau des muscles extenseurs tandis que les patrons ascendants étaient nébuleux ou même inexistantes lors des translations antérieures ou rotations de la plate-forme (Keshner 1988; Rozendal 1986).

---

<sup>1</sup> Uniquement dans le cas de la perturbation postérieure vu la structure articulaire du genou

## 5.1.2 Patrons d'activation neuromusculaire

L'analyse des patrons d'activation neuromusculaire permet de mieux comprendre les différentes stratégies de contrôle du système nerveux suite à une perturbation. Évidemment, ces analyses ne permettent pas d'être associées directement à l'élimination systématique des risques de blessures dans ces contextes de déstabilisation. En fait, il est encore trop tôt pour associer directement un mécanisme lésionnel à une stratégie d'activation qui semble inefficace ou inappropriée. Toutefois, l'analyse des patrons d'activation permet de comprendre comment le SNC gère une situation critique et nous aide à associer les modes de gestions à des modèles théoriques qui nous permettraient ensuite de comprendre certaines lacunes du SNC. Dans le cadre de notre étude, l'analyse des patrons d'activation neuromusculaires a permis d'établir des séquences temporelles d'activation (délais d'activation) des différents muscles, d'analyser leurs degrés d'activation (amplitudes) ainsi que les interrelations entre les différents muscles (ou familles de muscles).

### 5.1.2.1 Séquences temporelles d'activation

La présente recherche a permis d'exposer les réactions de quatre muscles du tronc (*Erectores Spinae*, *Latissimus Dorsi*, *Obliquus Externus* et le *Rectus Abdominis*) suite à une perturbation spontanée générée par un déplacement rapide de la surface de support (plate-forme). Les délais d'activation neuromusculaire ont été obtenus en calculant le temps séparant le début d'activation électrique du muscle avec le début du déplacement de la plate-forme. L'objectif de cette évaluation était de déterminer s'il y avait un patron d'activation neuromusculaire bien défini, suite à une perturbation appliquée aux pieds. L'analyse des délais d'activation s'est faite entre les différents muscles du tronc de façon à savoir s'il y avait bel et bien des patrons d'activation et si ils étaient modulés par certaines variables critiques. L'évaluation de l'impact de la direction de la perturbation et de certains facteurs cognitifs (*connaissance*, *sans-connaissance*,

*mauvaise information*) sur le temps de réponse des muscles a permis de déterminer quelles variables avaient le plus d'influence.

Les délais absolus de réponses musculaires en fonction des perturbations (entre 85ms et 150ms) sont similaires à ceux obtenus lors d'un protocole semblable (entre 94ms et 135 ms) effectué par Keshner (1988). Les délais absolus de réactions musculaires ne permettent en sorte que de déterminer que le type de réflexe associé à la perturbation pouvait aller du réflexe polysynaptique d'étirement (50-80ms) à une réaction volontaire (120-180 ms) en passant par une gamme de réflexes intermédiaires<sup>1</sup>. Nasher (1981) catégorise cette gamme de réflexe comme un groupe de réactions automatiques d'ajustement postural (*Automatic Postural Adjustment*). Il considère que ces réponses apparaissent entre 90ms et 110ms suite à une perturbation. Les réactions sont indépendantes des instructions comme les réflexes à long délais mais sont beaucoup plus complexe que les réflexes d'étirement (Nasher 1981). Ces valeurs nous permettent de penser que le système de contrôle de la stabilité est relativement lent et qu'il nécessite que l'information afférente soit traitée à des centres supérieurs. Les temps de délais d'activation démontrent qu'une perturbation spontanée n'active pas de réflexes d'étirement monosynaptique (M1) mais privilégie plutôt un mode d'action plus lent mais mieux contrôlé. Le SNC ne semble pas privilégier la rapidité d'action comme mécanisme de sécurité mais plutôt l'efficacité et la qualité de la réponse.

#### ***5.1.2.1.1 Patrons d'activation neuromusculaire en fonction des perturbations***

L'analyse des délais relatifs d'activation permet d'évaluer les différentes séquences d'activation musculaires en fonction des perturbations. Les trois types de perturbations (déplacement de la plate-forme antérieur, postérieur et latéral) affectent différemment la contraction des masses musculaires. Un phénomène paradoxal semble survenir lors de perturbations antérieures et postérieures. Une perturbation postérieure au

---

<sup>1</sup> Voir la section (2.4.4)

niveau du tronc devrait théoriquement être compensé par un moment musculaire correcteur antérieur pour rétablir le centre de gravité à sa position initiale. Le moment musculaire correcteur devrait être fourni par la contraction des abdominaux qui est le seul groupe musculaire analysé à pouvoir fournir un moment de compensation antérieur. Contrairement à nos attentes, la contraction des dorsaux précédait en moyenne 48ms ( $\pm 34$ ms) celle des abdominaux (Tableau 5.1). Lors des perturbations antérieures, le phénomène symétriquement inverse est survenu; la contraction des abdominaux apparaissait en moyenne 63ms ( $\pm 16$  ms) avant celle des dorsaux. Les mêmes phénomènes paradoxaux ont été observé à l'intérieur d'autres études similaires (Cresswell 1994; Keshner 1988).

**Tableau 5.1** Moyennes et comparaisons des délais d'activation musculaire (en ms) des deux groupes musculaires. (écarts types)

<u>Perturbations Postérieures</u>		<u>Delta t (Dorsaux-Abdominaux)</u>
<u>Muscles Dorsaux</u>	<u>Muscles Abdominaux</u>	
86 (18)	134 (30)	-48 (34)
<u>Perturbations Antérieures</u>		
<u>Muscles Dorsaux</u>	<u>Muscles Abdominaux</u>	
152 (18)	89 (8)	+63 (16)

Cresswell (1994) propose une explication mécanique qui pourrait s'appliquer sur les stratégies d'activation rencontrées lors de perturbations antérieures. Une solution instinctive pour contrer un moment de perturbation antérieur serait de générer un moment inverse en activant les extenseurs du tronc (dorsaux) mais selon Cresswell, l'activation précoce des fléchisseurs du tronc (abdominaux) augmenterait la pression intra-abdominale (PIA) qui permettrait de rigidifier les articulations intervertébrales au niveau de la colonne lombaire. Il a aussi été démontré que l'accroissement de la (PIA) permettait de générer un faible moment d'extension du tronc (Andersson 1976). Une

stratégie d'activation des abdominaux suite à une perturbation antérieure consisterait donc à minimiser l'activation subséquente des dorsaux. Le moment d'extension des dorsaux serait donc plus faible pour arriver à rétablir la posture et chargerait moins les tissus musculaires. L'hypothèse de l'intervention de la PIA comme stratégie palliative peut être acceptée mais doit tout de même être interprétée avec soins. En fait, la PIA peut jouer ce rôle de compensation mécanique mais ses capacités sont limitées selon Gracovetsky (1987). Granhed (1987) a évalué que le chargement au niveau de la vertèbre lombaire L5 lors d'un lever d'haltérophile, serait d'environ 36 000 Newtons et que la résistance maximale au bris de l'articulation serait de 12 000 Newtons (Hutton 1982). Selon Granhed, la compensation de 24 000N proviendrait de la PIA générée par la contraction des abdominaux. Pour atteindre des valeurs de 24 000N, il faudrait que la pression intra-abdominale s'élève à 9 000mmHg; ce qui dépasse largement les valeurs maximales de 500mm Hg enregistrées *in vivo*. De plus, nous ne croyons pas que la contraction rapide des abdominaux joue un rôle au niveau de l'augmentation de la pression intra-thoraco-abdominale puisqu'une manoeuvre de *Valsalva*<sup>1</sup> devrait être enregistrée. Le délai d'activation des abdominaux est beaucoup trop court pour que le sujet ait le temps de faire consciemment une manoeuvre de *Valsalva*. La pression en cause ne peut donc être qu'intra-abdominale et n'affecte que la région lombaire de la colonne.

Il est toutefois plus embêtant d'appliquer l'hypothèse de Cresswell au phénomène semblable qui apparaît lors de perturbations postérieures. Puisque la PIA ne provient que de la cavité intra-abdominale et qu'elle ne s'applique que sur la paroi frontale de la colonne, nous ne pouvons associer la contraction précoce des dorsaux à ce phénomène. Une cocontraction des muscles lombaires pourrait néanmoins augmenter la rigidité des articulations de la colonne et freiner le moment de perturbation postérieur pour ensuite permettre de diminuer l'activation des fléchisseurs du tronc pour rétablir la posture. Ce principe d'activation neuromusculaire pourrait ressembler au rôle que jouent

---

<sup>1</sup> Manoeuvre qui consiste à contracter le diaphragme et les abdominaux tout en bloquant l'expiration

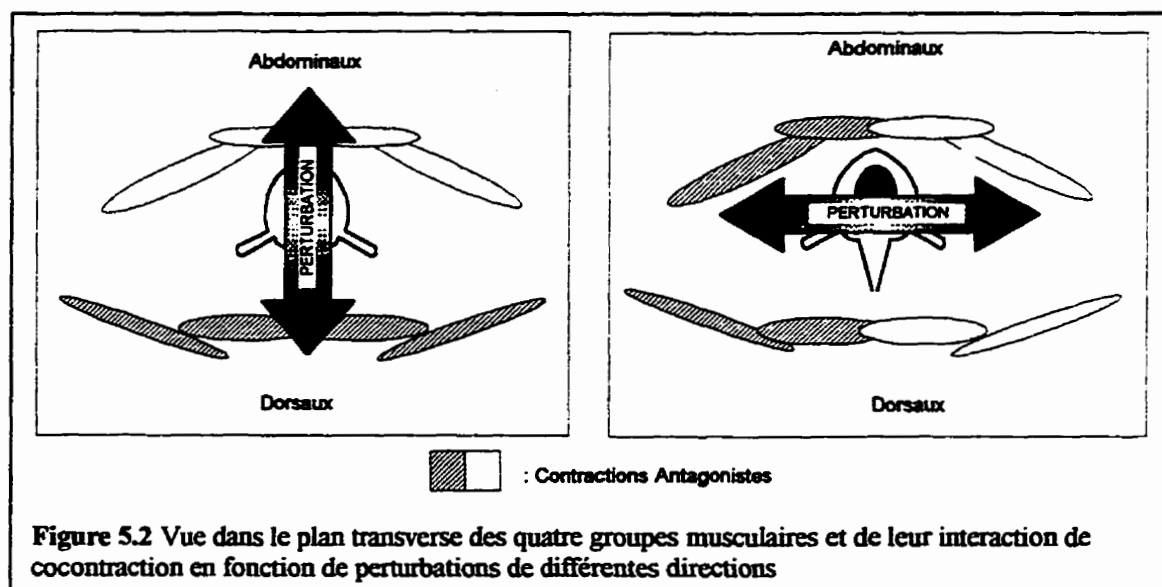


les ceintures lombaires utilisées principalement dans le secteur de la manutention. L'utilisation de la ceinture lombaire permettrait entre autre d'augmenter la rigidité de la région lombaire. Quoique les principes globaux des bienfaits des ceintures lombaires puissent être discutables, nous pouvons néanmoins associer la cocontraction musculaire lombaire à l'augmentation de la rigidité lombaire que peut apporter la ceinture.

En comparant les délais d'activations des groupes musculaires selon la direction antérieure ou postérieure de la perturbation, nous réalisons que les délais ne sont pas fonction du muscle mais bien de sa position relative à la perturbation. En fait, les muscles, autant abdominaux que dorsaux, répondent avec les mêmes temps de délais dans des contextes de perturbation opposés. Il semble y avoir deux principales phases d'activation; indépendantes des muscles. La '*phase d'activation primaire*' (PAP) apparaîtrait vers 90 ms suite à la perturbation et la '*phase d'activation secondaire*' (PAS) apparaissant environ 50 ms plus tard, soit avec un délai d'environ 140 ms. La *PAP* se ferait chez les muscles ayant un moment d'action musculaire du même sens que le moment de perturbation tandis que la *PAS* serait associé aux muscles pouvant générer un moment inverse à la perturbation. La *PAS* est toujours associée à l'activation des muscles antagonistes à ceux activés lors de la *PAP*. Comme indiqué précédemment, la *PAP* serait une phase de rigidification de la structure tandis que ce ne serait que durant la *PAS* qu'il y aurait rétablissement graduel de la posture. Cette approche privilégiée par le système nerveux central pourrait être une des solutions aux problèmes de redondances des programmes moteurs. Au lieu de gérer des patrons d'activation propres à chaque muscle, le SNC semble plutôt agir sur des phases d'activation indépendantes des masses musculaires activées. Le SNC, pour régler le problème de redondance de patrons d'activation, contrôlerait la posture par une banque limitée de synergies posturales préstructurées (Frank 1990). Pour continuer à être efficace et rapide, la gestion du contrôle moteur de la posture doit se limiter à des applications globales qui nécessitent donc moins de programmes différents et permettent de résoudre une partie de la problématique de redondance du SNC. Le rôle de l'organisation centrale du contrôle de

la posture n'a pas comme but de gérer la stabilité de chacune des articulations du corps mais bien de coordonner des paramètres globaux tels la position relative du centre de gravité par rapport à la base de sustentation (Elner 1976).

Les deux principales phases d'activation ne se retrouvent toutefois pas lors des perturbations latérales. Une explication mécanique permet d'expliquer pourquoi tous les muscles semblent réagir plus ou moins simultanément. Contrairement aux perturbations antérieures et postérieures (qui s'effectuent dans le plan sagittal), les perturbations latérales se font dans le plan frontal du sujet. Les muscles qui avaient un rôle d'antagonistes lors de perturbations dans le plan sagittal, deviennent des muscles synergiques dans les perturbations dans le plan frontal. En fait, les abdominaux et les dorsaux étaient antagonistes lorsque le tronc se déplaçait de l'arrière vers l'avant mais s'activent de manière synergique lorsque le tronc se déplace de gauche à droite. Le phénomène de coactivation se retrouve donc à l'intérieur du même muscle dans sa section symétriquement opposé. Une cocontraction de l'*Oblique Externe* gauche et droit lors d'une perturbation latérale permettrait de jouer le même rôle qu'une coactivation du *Rectus Abdominis* et de l'*Erectores* lors d'une perturbation antérieure (Figure 5.2). Le SNC modifie donc ses patrons d'activation selon la position relative des muscles en fonction de la direction des perturbations.



Un phénomène intéressant survient lorsque l'on compare les délais d'activation des muscles synergiques des groupes musculaires (fléchisseurs du tronc et extenseurs du tronc). En moyenne, les analyses statistiques n'ont trouvé aucune différence significative ( $p < 0,01$ ) entre les délais d'activation de l'*Erectores spinae* et du *Latissimus Dorsi* pour une perturbation donnée. Les deux muscles jouent un rôle d'extension du dos et se contractent environ en même temps. Toutefois, des différences significatives ont été obtenues entre les délais d'activation de l'*Oblique Externe* et le *Rectus Abdominis* ( $p < 0,01$ ). Lors des perturbations postérieures et latérales, l'*OE* s'est contracté plus tôt (respectivement à 119 ms et 83 ms) que les *RA* (respectivement à 148ms et 119ms). Il semble donc y avoir une certaine séquence d'activation à l'intérieur même de ce groupe musculaire de flexion du tronc. Rushmer (1988) a observé le même phénomène et l'explique selon une approche biomécanique. L'activation de l'*OE* précéderait celle du *RA* du à l'effet stabilisateur de l'*OE* lors de mouvements sagittaux. L'*OE* étant distant de la ligne médiane aurait une meilleure efficacité biomécanique de stabilisation vu son bras de levier plus grand que celui du *RA*. Le SNC n'agirait donc pas uniquement sur des groupes musculaires comme ça semble être le cas chez les extenseurs du tronc mais

pourrait générer un patron d'activation, lorsque c'est nécessaire, à des muscles en particulier.

#### *5.1.2.1.2 Patrons d'activation en fonction des facteurs cognitifs*

Des conditions cognitives d'opérations ont été insérées dans les protocoles de déstabilisation de manière à voir si ils pouvaient avoir une certaine influence quant aux patrons d'activations. Par l'introduction de différents contextes cognitifs, nous voulions déterminer l'impact que pouvait avoir la déstabilisation spontanée et inattendue comparée à une déstabilisation anticipée et contrôlée. Habituellement, les perturbations associées à une déstabilisation de la surface de support, sont inattendue et résultent souvent en une surcompensation musculaire importante ou tout simplement en une chute. Le protocole de déstabilisation utilisé peut simuler un glissement ou le trébuchage d'un opérateur. Généralement ces événements surviennent de façon tout à fait inattendue mais un contexte de connaissance de l'environnement dangereux pourrait toutefois modifier les programmes moteurs. Par exemple, lorsqu'une personne sait qu'elle s'engage sur une surface glissante (dépôt d'huile ou plaque de glace), elle modifie instinctivement sa posture et sa démarche; le centre de gravité s'abaisse, la base de support s'agrandit et les sujets préfèrent plutôt glisser que soulever les pieds (de façon à éviter que la base de support ne diminue qu'à la surface d'un pied lorsque l'autre est dans sa phase d'envol). Si la surface glissante a une légère inclinaison ( $<10^\circ$ ), on n'osera même pas s'y aventurer. Généralement, ces stratégies adaptatives permettent de minimiser ou de mieux s'adapter aux perturbations imminentes, causées par la perte de friction de la surface de support. Ces stratégies sont souvent le résultat de notre expérience mais sont dans bien des cas, enclenchées de manière instinctive.

L'insertion de facteur cognitif avait pour but d'évaluer si les temps de réaction des différents muscles étaient modulés par les différents contextes cognitifs. Nous avons

posé comme hypothèse que les contextes de connaissance de l'occurrence de la perturbation allaient donner des temps de réaction plus faibles ou même précédant la perturbation. Puisque les essais avec *connaissance* permettaient au sujet de prévoir le moment de perturbation, un phénomène de contraction musculaire anticipatoire permettrait au tronc de se raidir pour contrer la perturbation. Cresswell (1994) a analysé qu'un phénomène d'activation initiale en boucle ouverte lors des essais avec *connaissance*, permettait de minimiser les perturbations.

Le contexte de mauvaise information induisait le sujet en erreur quant à l'occurrence de la perturbation. Nous voulions voir si un cas de mauvaise information pouvait être plus dommageable qu'un cas où il n'y a tout simplement pas d'information. L'évaluation de l'impact des facteurs cognitifs ne s'est fait que pour les perturbations antérieures et postérieures puisque les perturbations latérales se sont faites exclusivement selon un contexte 'sans connaissance'.

Les analyses ANOVA ( $p < 0.20$ ) de nos essais n'ont pas pu montrer une influence des différents facteurs cognitifs sur les délais d'activation des muscles. Les délais d'activation étaient relativement semblables pour un muscle donné indépendamment du contexte cognitif dans lequel l'essai était fait. Les sujets ne semblaient pas se préparer à l'avance même lorsqu'il anticipaient la perturbation. L'analyse des résultats tend à montrer que le sujet réagit plus rapidement lorsque la perturbation anticipée est postérieure tandis que la réponse est étrangement inverse lors des perturbations antérieures; le sujet réagirait donc moins efficacement lorsqu'il s'attend à la perturbation. Quoique les résultats obtenus lors des perturbations antérieures semblent être paradoxaux, ils ne représentent qu'une tendance puisque les différences ne sont pas significatives et que la variance est assez importante. L'hypothèse que nous avons posé ne peut être retenue et doit être réfutée; les sujets ne répondent pas nécessairement plus rapidement lorsqu'ils s'attendent à la perturbation, particulièrement lors des perturbations antérieures.

Les différences de délais d'activation entre les deux principales phases d'activation (PAP et PAS) ne semblent pas être affectées par le contexte cognitif. En autre mot, la seconde phase d'activation apparaît toujours avec le même délai sur la première phase; que la perturbation soit connue, inconnue ou mal évaluée.

#### 5.1.2.1.2.1 Limites du protocole associées à l'analyse des contextes cognitifs

La structure du protocole expérimental peut peut-être expliquer le fait qu'il n'y ait aucune différence entre les contextes cognitifs. Nous nous servions d'un compte à rebours visuel comme indice d'occurrence des essais '*avec connaissance*' et la plate-forme était actionnée manuellement en synchronisation avec le décompte. Lors des essais à '*Mauvaise information*' le décompte était présenté mais l'activation de la plate-forme ne concordait pas avec la fin du décompte et aucun compte à rebours n'était présenté au sujet lors des essais '*sans connaissance*'. Pour obtenir de meilleurs résultats, nous aurions pu demander au sujet d'activer lui-même la plate-forme lors des essais '*avec connaissance*'; de cette façon, le sujet aurait eu un contexte de préparation plus représentatif. Nous ne pouvions pas utiliser cette approche puisque les différents contextes étaient aléatoirement répartis et ne devaient pas être connus par le sujet. Si le sujet actionnait lui-même la plate-forme lors des essais '*avec connaissance*' et qu'il n'avait pas d'indice visuel lors des essais '*sans connaissance*', le sujet aurait pu déduire que lorsqu'il n'avait pas le contrôle et qu'il y avait un décompte, il s'agissait d'un essai à '*Mauvaise information*'. En ajoutant un second contrôle d'activation de la plate-forme, nous aurions pu par contre éliminer le problème des cas à '*Mauvaise information*'; l'opérateur aurait pu déclencher le mécanisme avant que le sujet ne le fasse pour le prendre par surprise.

### 5.1.2.2 Synergies et coactivations neuromusculaires

Le système nerveux central contrôle l'activité des différents muscles selon certains patrons d'activation. L'analyse des temps de délais d'activation permet d'établir la séquence d'activation des muscles et de comprendre qu'il y a une certaine stratégie de contrôle de la posture suite à une perturbation. Il est toutefois important de noter que l'analyse des activités électromyographiques des différents muscles démontre qu'il y a d'importants phénomènes de coactivation musculaire (cocontraction) ainsi que de synergies musculaires. Le phénomène de coactivation apparaît lorsque deux muscles antagonistes (directions d'actions opposées) s'activent en même temps. Il a été démontré dans bien des études que la cocontraction musculaire des muscles antagonistes du tronc constituait un mécanisme permettant de prévenir le flambage de la colonne vertébrale (Delitto 1987; Lavender 1991; Marras 1984, McGill 1992). Le phénomène de synergies musculaires survient lorsque deux muscles agonistes (de même direction d'action) s'activent en même temps pour exécuter un mouvement. La synergie musculaire pourrait ne pas être considérée comme un phénomène puisqu'il est presque impossible d'exécuter un mouvement par l'activation d'un unique muscle. Beevor (1903) décrit l'activation musculaire synergique comme suit :

*« There is hardly an instance in the whole body of movement in which only one muscle takes part and it would therefore be necessary to know the particular share of the other muscles in the movement and the manner in which they affect the action of the muscle under consideration. »*

Les deux phénomènes ont des rôles tout à fait différents en terme d'efficacité mécanique. La synergie permet de répartir le chargement global sur différentes structures tandis que la coactivation de muscles antagonistes résulte souvent en un chargement excessif des structures. De façon appliquée, lorsqu'il y a coactivation des antagonistes du tronc, il y a un chargement de la colonne rigidifiant la structure. Par contre, l'activation synergique permet de répartir le moment d'activation musculaire entre plusieurs muscles.

Il est clair qu'il y a synergie musculaire à l'intérieur des groupes musculaires analysés. Quoiqu'il y ait anticipation d'activation chez l'*Oblique Externe* en comparaison avec le *Rectus Abdominis*, il y a tout de même une importante phase de synergie. Le phénomène est encore plus présent chez les extenseurs du dos. Le phénomène de coactivation est aussi présent en analysant les différents tracés électromyographiques des quatre muscles. La cocontraction pourrait en fait, être représentée par l'intersection de la superposition des deux premières phases d'activation (*PAP* et *PAS*) des deux groupes musculaires<sup>1</sup>. Quoiqu'il y ait des délais d'activation entre les extenseurs et les fléchisseurs du tronc il y a tout de même un important chevauchement des signaux. En fait, dans la très grande majorité des cas, les signaux se chevauchent presque totalement, ce qui signifie qu'il y a contraction simultanée des muscles antagonistes du tronc. Keshner (1990) considère la cocontraction musculaire autour d'une articulation comme une stratégie permettant de minimiser la redondance puisque les muscles seraient recrutés globalement au lieu de générer un patron précis à chaque muscle. La coactivation musculaire serait une stratégie de contrôle du SNC qui consisterait aussi à rendre le système plus rigide de manière à moins solliciter de contractions intenses des masses musculaires isolées.

### 5.1.2.3 *Rétro-inhibition neuromusculaire*

Un phénomène de *rétro-inhibition neuromusculaire* a été observé chez un sujet lors de certains essais de déstabilisations ponctuelles. L'activation d'un des groupes musculaires semble complètement inhiber l'activation du groupe musculaire antagoniste. Ce phénomène est donc l'opposé de la cocontraction musculaire. En fait, suite à une perturbation postérieure, l'*Erectores* s'est activé relativement tôt durant la phase d'activation primaire mais son activité électromyographique est devenue nulle dès que les abdominaux se sont activés. L'activité de l'*(ES)* a repris dès que l'activité des

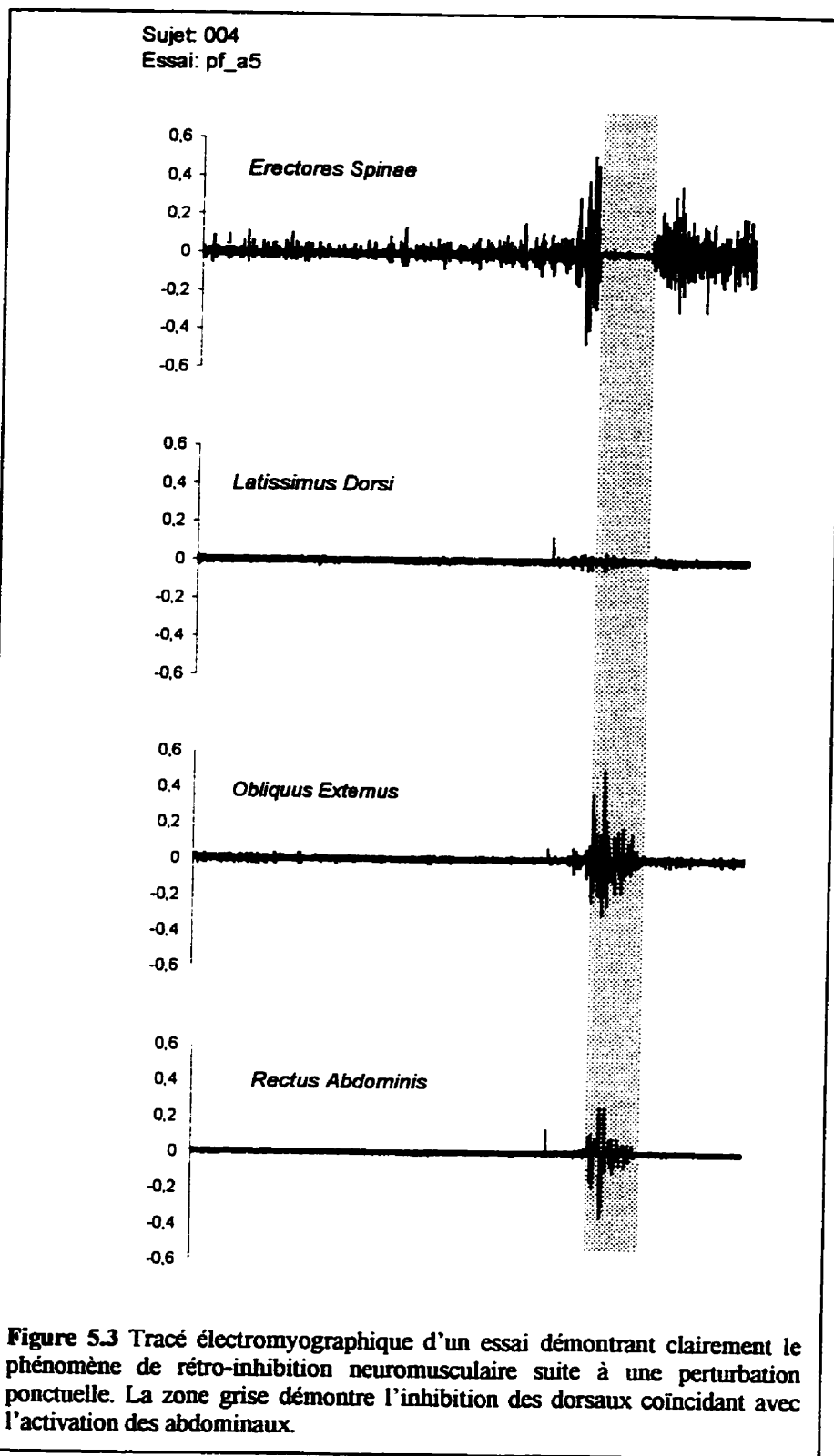
---

<sup>1</sup> Chacun des groupes musculaires étant associé à une des deux phases



abdominaux est redevenue nulle (Figure 5.3). Le schéma d'activation que l'on obtient représente exactement le phénomène d'inhibition d'antagonistes que l'on observe lorsqu'il y a réflexe d'étirement du fuseau neuromusculaire. Lors d'un étirement du fuseau neuromusculaire, il y a excitation des motoneurones  $\alpha$  des muscles agonistes et excitation du neurone inhibiteur qui a comme rôle d'inhiber les motoneurones  $\alpha$  des muscles antagonistes (Figure 2.12).

Cette stratégie d'activation peut être considérée optimale au point de vue énergétique et mécanique puisqu'elle ne comporte aucune phase de cocontraction musculaire mais cependant, ne permet pas rigidifier la colonne par activation simultanée des masses musculaires entourant cette dernière. Le contrôle neuromoteur se ferait donc de manière exclusive à l'intérieur des groupes musculaires synergiques puisque lorsqu'il y a coactivation, le même phénomène de réflexe d'étirement peut apparaître mais n'est ne peut être détecté puisque les deux groupes musculaires s'activent et s'inhibent en même temps. Un point reste obscur quant à la transition d'activation entre les deux groupes musculaires. Lorsque l'*Obliquus Externus* commence à se contracter, l'activité de l'*(ES)* passe d'un signal maximal à une activité nulle sans qu'il y ait de phase intermédiaire de désactivation graduelle. Il y aurait un '*shut-down*' instantané d'un des deux groupes musculaires lorsque l'autre serait activé. Le phénomène est intéressant puisqu'il est en sorte une application théorique d'un phénomène d'inhibition neurologique qui cependant, est peu probable d'être observé dans un contexte d'analyse *in vivo*. Il est toutefois important de noter que ce phénomène ne s'est retrouvé que lors de certains essais d'un seul sujet, donc ne peut être généralisable à la majorité des résultats observés.



### 5.1.3 Degrés d'activation des muscles

Une évaluation globale des degrés d'activation des différents muscles a été faite dans l'analyse des résultats. Les amplitudes ont été analysées de deux différentes façons : 1) Les signaux bruts ont permis d'établir les différents degrés d'activation d'un même muscle soumis à différents types de perturbations. 2) Les amplitudes relatives de chaque muscles ont permis de comparer la réponse de chaque muscles à une perturbation donnée.

Il est possible d'associer les variations de force générées par les muscles avec les amplitudes de leurs signaux électriques. Les amplitudes brutes des signaux électromyographiques sont modulées par deux phénomènes physiologiques d'activation des fibres musculaires : la **sommation temporelle** et la **sommation spatiale**. La sommation temporelle correspond à l'augmentation des fréquences de décharges de potentiels d'actions générés par une même unité motrice. La sommation temporelle d'activation des fibres musculaires permet de passer d'un mode d'activation *par secousses* à un mode d'activation *tétanique* où il n'y a pas de relâchement de la contraction de la fibre. La sommation spatiale permet aussi d'augmenter la force musculaire en augmentant le recrutement de plusieurs unités motrices d'un muscle. Ces deux modes d'activation physiologique des muscles permettent donc d'expliquer la corrélation entre le signal électrique du muscle et sa force générée. Il est toutefois intéressant de spécifier que l'utilisation d'électrodes de surface, quoique moins précise, permet de tenir compte de la sommation spatiale d'unités motrices tandis que les électrodes d'insertion ne peuvent qu'analyser l'activité d'une unité motrice à la fois. L'utilisation d'électrodes de surface est recommandée lorsque l'on veut évaluer le degré d'activation globale du muscle tandis que les électrodes d'insertion doivent être utilisées lorsque l'on veut analyser l'activité de muscles profonds ou petits.

Une évaluation des amplitudes brutes des chacun des muscles a permis de déterminer les divers degrés d'activation musculaires en fonction des perturbations. Les amplitudes d'activation ne semblent pas tant être modulées par le sens des perturbations que par leur direction. En fait, les muscles réagissent avec la même amplitude, que la perturbation soit antérieure ou postérieure mais s'activent significativement plus faiblement ( $p < 0,05$ ) lors des perturbations latérales sauf chez l'*Oblique Externe*. L'amplitude d'activation importante de l'*OE* en latéral peut être expliquée par sa capacité mécanique à générer un moment de compensation dans le plan frontal. Les amplitudes d'activation semblent donc être modulées par le plan dans lequel la perturbation est appliquée plutôt que sa direction d'application. Il est important de noter que les différentes perturbations générées par la plate-forme étaient réglées pour être de même intensité mais dont seule la direction et le sens d'action étaient modifiés. Il aurait été intéressant de déterminer si une perturbation d'intensité ou de nature différente aurait pu affecter l'amplitude de réponse musculaire.

En établissant les degrés d'amplitudes d'activation relatifs de chaque muscles, il est possible de comparer les différents muscles entre eux. Chaque muscle a un seuil et des caractéristiques d'activation qui lui sont propres; ce qui empêche de comparer les amplitudes brutes entre elles. Un muscle contracté au maximum peut générer un potentiel ( $x$ ) qui est fonction du type de muscle et des caractéristiques du sujet. Les amplitudes brutes d'activation ne peuvent donc pas être comparées entre différents muscles d'un même sujet ou le même muscle de différents sujets. Une analyse relative des degrés d'activation permet de normaliser les amplitudes d'activation pour les comparer pas la suite. Les normalisations se sont faites en fonction de l'amplitude maximale associée à une contraction musculaire volontaire (CMV). En posant comme référentiel l'amplitude maximale d'activation associée à une contraction maximale, il est possible d'établir un pourcentage d'activation maximale pour une contraction donnée d'un même muscle. Les signaux sont donc interprétés comme un pourcentage de leur

activation maximale et peuvent être comparés entre eux sans qu'il y ait contamination inter-muscles ou inter-sujets. La valeur de CMV propre aux différents muscle de chaque individu a été obtenu en leur faisant exécuter une contraction musculaire plyométrique qui permettait de générer une amplitudes d'activation considérable. Ce type de contraction consiste à contracter dynamiquement et ponctuellement leurs muscles de manière à avoir une impulsion électromyographique d'importante amplitude. Les divers techniques permettant d'obtenir des valeurs de CMV sont très discutables vu la variabilité des réponses que l'on peut avoir. Premièrement, chaque mode de contraction (statique, dynamique, concentrique, excentrique ou plyométrique) a sa réponse électromyographique et il n'est pas défini clairement lequel privilégier. Nous avons choisi celui qui générerait la plus grande amplitude et qui s'apparentait le plus au mode de contraction analysé. Une seconde limite se situe au niveau de la difficulté d'isoler la contraction d'un seul muscle; une personne ne peut contracter uniquement son *Oblique Externe* ou son *Rectus Abdominis* mais peut toutefois isoler et contracter ses abdominaux. Le CMV d'un muscle en particulier ne peut donc se faire volontairement et consciemment. Quoique la mesure du CMV soit relativement imprécise, nous croyons que les erreurs de précisions sont relativement les mêmes chez tous les sujets et que nous pouvons quand même l'utiliser comme indice de comparaison.

Cette approche a permis d'interpréter les degrés d'activation des quatre muscles entre eux et de représenter quels muscles sont plus recrutés que les autres. Le pourcentage global d'activation pour un muscle représente la moyenne des pourcentages d'activation intra-sujets calculés à partir de leur propre référentiel. D'importantes variations peuvent être éliminées par cette approche. Par exemple, la moyenne globale d'amplitude d'activation de l'*OE* pour une perturbation postérieure était de 0,36 mV et représentait un ratio d'activation de 59,7% de CMV; pour les mêmes sujets, lors des perturbations latérales, la moyenne globale d'amplitudes d'activation du même muscle était de 0,30 mV mais représentait un ratio d'activation de 89,5% de CMV. Le pourcentage d'activation global correspond à la moyenne des pourcentages d'activation

intra-sujets et peut donc être de différente valeur pour une même amplitude absolue. En combinant cette approche avec l'analyse des délais d'activation, nous pouvons dire qu'un muscle ( $x$ ) s'active à un temps ( $y$ ) tout en lui donnant un certain poids en fonction de son degré d'activation. Un muscle peut s'activer très tôt mais peut avoir un degré d'activation négligeable donc n'affectera par le contrôle global de la posture.

Les résultats obtenus montrent que les muscles tendent à s'activer relativement avec la même amplitude pour une perturbation donnée. Seul le *Latissimus Dorsi* n'est que faiblement sollicité ( $\approx 15\%$  CMV) comparativement aux autres muscles qui se contractent entre 52% et 90% de leur CMV. Une explication mécanique pourrait expliquer la faible activation du *LD*. En fait, le *LD*, de part son architecture et de ses points d'attaches, n'a pas de rôle direct de support de la colonne; il relie plutôt l'humérus au dos. Il permet toutefois de déplacer les membres supérieurs lors de perturbation comme stratégie de contrôle postural par déplacement du centre de masse. Il est donc faiblement recruté lors de perturbations de la posture à l'intérieur d'un contexte comme celui du protocole. En ajoutant une charge externe dans les bras du sujet, nous aurions pu simuler un contexte de manipulation de charges et aurons peut-être vu une différence significative d'activation du *LD*. L'augmentation de masse d'un segment affecte le degré d'activation et le délai d'activation des muscles responsables du contrôle du segment. Friedli (1984) a évalué que l'ajout d'une charge de 1kg dans les bras résultait en un délai de réaction posturale supplémentaire de 25 ms.

## 5.2 *Phénomènes d'ajustements posturaux anticipés*

Le maintien de la stabilité posturale se fait généralement de façon continue selon une approche de contrôle par rétroaction sensorielle (boucle fermée). Le dernier chapitre a permis d'éclairer les différentes stratégies d'activation neuromusculaire permettant au tronc de rétablir sa posture initiale suite à une perturbation spontanée. Puisque le corps est un système en constante dynamique avec son environnement, il est continuellement soumis à des perturbations. Par perturbations, nous considérons tout déséquilibre physique ou sensoriel, qu'il soit imperceptible ou dangereux. Lors de perturbations inattendues, le système nerveux corrige le déséquilibre du corps par une approche palliative nécessitant un certain feed-back sensoriel pour déterminer les plans d'activation à entreprendre. Cette approche de contrôle n'est pas optimale puisqu'elle est consécutive à la perturbation et doit continuellement compenser un déficit généré par la perturbation. Une seconde stratégie majeure de contrôle de la posture, lorsque possible, consiste à anticiper la perturbation de manière à la compenser, avant même qu'elle n'arrive. Nous caractérisons cette phase d'activation neuromusculaire anticipée comme une phase de **préactivation** ou de **préprogrammation neuromusculaire**.

### 5.2.1 **Préactivation neuromusculaire**

Le phénomène de préactivation neuromusculaire est depuis peu considéré comme un important constituant du contrôle de la posture. Belenkii, en 1967, fut l'un des premiers à démontrer le patron de préactivation chez les muscles posturaux. Il conclut que l'activation anticipatoire des muscles précédant le mouvement effectif, était relié au désir de maintenir l'équilibre par un minimum de dépense énergétique. La préprogrammation peut s'insérer dans un mécanisme de contrôle de la posture où il y a anticipation de l'effet du mouvement sur la posture. La préactivation ne consiste pas en

des fins uniques de rigidification des structures mais permet aussi de déplacer le centre de gravité, par des *Ajustements Posturaux Anticipatoires* (APA), dans la direction inverse aux forces résultant du mouvement à être exécuté (Bouisset 1990). La coordination des ajustements posturaux anticipés et de l'exécution réelle du mouvement, gérée par le système nerveux central, a été caractérisée par Cordo (1982) comme étant un mécanisme de *'feedforward control'*. Il doit donc y avoir un important jeu de synchronisation entre l'exécution du mouvement et tous les déplacements connexes (souvent inconscients) permettant de minimiser la perturbation globale de la structure. Le tableau (5.2) dresse une synthèse de différents mécanismes potentiellement associés aux phénomènes de préactivation.

**Tableau 5.2** Tableau synthèse des différents mécanismes d'ajustements posturaux associés aux phénomènes de préactivations neuromusculaires.

<u>Rôle de la</u> <u>préprogrammation</u>	<u>Mécanismes</u>	<u>Références</u>
Rigidifier les structures actives du tronc ( <i>impédance mécanique articulaire</i> )	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Stabilité mécanique</li> </ul>	Lavender (1991); Winters (1988); Frank (1990);
Anticipation palliative de compensation de déplacement postural par (APA)	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Stabilité mécanique par balancier (<i>active</i>)</li> <li>● Stabilité mécanique par modification de posture (<i>passive</i>)</li> </ul>	Bouisset (1990)
Activation du système réflexe	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Préparation neurologique</li> </ul>	Lee (1995); Aura (1989)
Emmagasinage d'énergie élastique	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Transfert d'énergie mécanique</li> </ul>	Lannergren (1976); Lee (1995)

Une caractéristique principale de la stratégie de contrôle anticipatoire est qu'elle est exclusivement apparente lorsque le sujet est conscient de l'éventuelle perturbation



puisque l'on parle d'une sorte de préparation. Le protocole expérimental élaboré consistait donc à imposer un lever de charge précise, à un moment connu, à l'intérieur d'un environnement contrôlé. Le sujet était donc responsable de sa technique de lever et était conscient du poids à soulever. Le poids à soulever étant normalisé à 25% du poids corporel du sujet, permettait donc de représenter un poids considéré comme lourd pour chacun. Puisque les poids des sujets étaient assez variables (entre 65kg et 85kg) mais que leur morphologie était plus constante (aucun obèse) nous ne voulions pas utiliser un poids unique à soulever. Quoique le poids corporel d'un sujet soit faiblement corrélé à sa force musculaire, nous nous en sommes tout de même servis comme indice discriminatoire d'estimation du poids à soulever. Trop de facteurs anthropométriques et physiologiques auraient été nécessaires pour obtenir une normalisation adéquate de la charge à soulever et le tout aurait été superflu. Pour établir la charge à 25% du poids du sujet, nous nous sommes basé sur un protocole semblable de Commissaris (1997) qui estimait qu'une charge de 22% du poids corporel était considéré comme lourde. Les deux levers 'virtuels' précédant le lever réel de la charge servaient uniquement de points de comparaisons.

La présence du phénomène de préactivation se retrouvait clairement à l'intérieur des patrons d'activation des muscles dorsaux de tous les sujets. L'*Erectores Spinae* ainsi que le *Latissimus Dorsi* avaient une séquence de préactivation assez importante allant jusqu'à près de 200 ms avant que la charge ne commence à se déplacer. Les variables temporelles d'activation des muscles abdominaux ne démontraient toutefois pas aussi clairement ce phénomène de préprogrammation. Nous estimons qu'il y a eu tendance à la préactivation chez l'*Oblique Externe* puisque la moyenne des essais donne une préactivation globale de 115 ms mais dont l'écart-type est assez important ( $\pm 118$  ms) tandis qu'aucun phénomène de préactivation n'était apparent chez le *Rectus Abdominis*.

Puisque le phénomène de préactivation ne se retrouve pas chez le (*RA*), nous ne croyons pas que la phase de préactivation dans ce protocole a permis de rigidifier le

système par coactivation précoce des muscles entourant le tronc. Les données obtenues nous permettent de croire que la préactivation des dorsaux consiste plutôt à générer un moment musculaire inverse au moment résultant de lever de charge, pour contrer la perturbation anticipée par le sujet. La charge, ne se situant pas à l'intérieur de la base de support, génère un moment de renversement antérieur du corps lorsqu'elle est soulevée et peut provoquer une chute vers l'avant lorsque le centre de masse de la personne est déplacé à l'extérieur de l'aire de la base de support. Le degré de perturbation du moment de renversement est fonction de la charge à soulever et du bras de levier de la charge, donc de sa distance horizontale de la base de support. En fait, dès que le sujet soulève la charge, cette dernière fait partie intégrante du système et déplace donc le centre de gravité du nouveau système (*sujet-charge*). En générant un moment musculaire anticipatoire des extenseurs de dos, le sujet peut contrer le moment de renversement antérieur de deux façons : par préactivation passive ou active.

#### 5.2.1.1 *Préactivation passive et active*

En déplaçant son centre de gravité (c.g.) vers l'arrière de sa base de support, le sujet se donne un plus grand jeu lorsque le moment de déstabilisation antérieur surviendra. Nous considérons cette approche comme **passive** puisqu'elle consiste en un ajustement postural anticipatoire qui est terminé lorsque la charge commence à être soulevée. Dans ce cas, une activité des muscles extenseurs du tronc devrait être enregistrée bien avant que la charge ne quitte le sol et il pourrait même y avoir une diminution de la préactivation une fois que le (c.g.) est déplacé vers l'arrière.

Le moment musculaire d'anticipation peut aussi être synchronisé avec le moment de perturbation pour annuler son effet et générer un effet de balancier inverse. Cette approche doit être **active** et l'amplitude du moment d'anticipation doit être symétriquement opposé au moment de perturbation pour ne pas chuter vers l'arrière (*moment d'anticipation > moment de perturbation*) ou l'avant (*moment d'anticipation <*

*moment de perturbation*). La *synchronicité* est aussi un élément essentiel; une anticipation déclenchée trop tôt risque de faire chuter vers l'arrière et une anticipation retardée n'arrivera pas à contrer le moment de perturbation antérieur (Frank 1990). Le meilleur exemple permettant de démontrer ce phénomène est l'activité de la souque à la corde où deux équipes doivent tirer leur bout de corde; il y aura un moment de renversement d'une équipe si les deux ne commencent pas à tirer simultanément ou si une est plus forte que l'autre. Dans le cas de la préactivation active, la phase de préactivation doit précéder de peu l'activation effective (déplacement de la charge) et ne pas montrer de signes de relâchement entre les deux phases.

Les patrons d'activation enregistrés des dorsaux permettent de croire que les sujets privilégient une stratégie de préactivation active précédant de peu le déplacement de la charge. En fait, la préactivation apparaît chez l'*ES* et le *LD* en moyenne à 130 ms avant le déplacement de la charge et l'amplitude du signal est continuellement croissante; de la phase de préactivation à la phase de lever réel (voir Figure 4.8). L'analyse plus détaillée des signaux montre que la croissance relativement constante des amplitudes entre les deux phases, est nullement affectée lorsque le moment de perturbation est appliqué. Le système nerveux activerait les dorsaux de façon croissante sans que son degré d'activation ne soit affecté lorsque la charge externe est appliquée. Le phénomène de '*feedforward control*' de Cordo (1982) d'activation en boucle ouverte du système nerveux, est donc apparent dans les résultats obtenus.

### 5.2.1.2 Rigidification des structures

Lors des levers de charges, nous avons évalué que l'activité presque inexistante du *Rectus Abdominis* durant la phase de préactivation nous permettait de remettre en question la stratégie de rigidification du tronc par coactivation musculaire pour des tâches de levers de charges (Lavender 1991; Winters 1988). Après l'analyse des résultats, nous ne pouvons conclure sur le rôle de stabilisateur du *RA* lors de levers de

charges vu sa faible activité et sa forte variabilité. La phase de préactivation de l'*Oblique Externe* est toutefois existante et plus constante. Comme à l'intérieur du protocole de perturbation par la plate-forme, le rôle de l'*OE* serait de stabiliser le tronc lors de mouvements dans le plan sagittal (Rushmer 1988). Quoique l'analyse de l'activité musculaire ne s'est faite qu'unilatéralement, nous posons comme hypothèse que l'activation musculaire controlatérale est symétrique. La coactivation des (*OE*) lors de la phase de préactivation permettrait de stabiliser le tronc dans son plan frontal avant même que le moment de renversement antérieur n'apparaisse. Contrairement au premier protocole dans lequel la rigidification du tronc se faisait par la cocontraction des dorsaux et des abdominaux, la rigidification du tronc lors d'un lever de charge ne se fait qu'à l'intérieur de la coactivation des *OE*. Un facteur d'efficacité mécanique peut expliquer l'absence de cocontraction entre le *Rectus Abdominis* et les dorsaux. Lors des levers de charges, la phase de préactivation apparaît lorsque le tronc est complètement fléchi donc lorsque les abdominaux sont repliés sur eux-mêmes. La ligne d'action des abdominaux est donc mécaniquement très inefficace lorsque ces derniers sont repliés sur eux-mêmes. En fait, dans la grande majorité des essais, les sujets adoptaient une technique de lever hybride qui s'apparentait plutôt aux levers de type '*stoop*'. Les sujets préféraient fléchir plus le tronc que les genoux pour soulever la charge. Le phénomène de coactivation du (*RA*) et des dorsaux aurait pu toutefois être observé si les levers étaient uniquement en '*squat*'<sup>1</sup>. Si l'activité du (*RA*) était effectivement apparente lors des levers de type '*squat*', on pourrait poser comme hypothèse que cette technique de lever a un meilleur pouvoir stabilisateur par son degré accru de rigidité lombaire. Dans les levers observés, le SNC tente donc de pallier à l'inefficacité musculaire du (*RA*) en adoptant un autre patron d'activation privilégiant la coactivation de l'(*OE*) qui est plus efficace lorsque le tronc est en flexion.

---

<sup>1</sup> L'angle (tronc-cuisses) étant bien plus grand

### **5.2.2 Limites associées aux protocoles de déstabilisation et de préactivation**

Certaines limites peuvent s'appliquer quant à l'analyse des résultats. Certains phénomènes peuvent venir contaminer les différentes hypothèses soulevées. Premièrement, la phase de préactivation n'est pas constituée d'un unique phénomène d'activation. En fait, nous ne pouvons pas dire que la phase entière de préactivation est associée à la génération d'un moment musculaire actif de préparation. Une partie du signal de préactivation doit être attribuée à combattre l'inertie du système et est directement appliquée à la charge sans toutefois qu'elle ne bouge. Nous ne pouvons donc considérer cette section de préactivation comme étant uniquement associée à une stratégie de contrôle neuromoteur. L'élaboration du présent protocole ne permettait pas d'évaluer précisément le poids du signal de préactivation exclusivement attribué au contrôle stratégique de la posture. En ajoutant des transducteurs de pression au niveau des prises, nous aurions pu estimer la période de préactivation qui est directement appliquée à combattre l'inertie du poids avant qu'il ne quitte le sol.

Une seconde limite se base sur le fondement même des analyses du comportement musculaire par électromyographie. En fait, nous tentons d'associer directement un phénomène électrique d'activation neuromusculaire avec sa conséquence mécanique d'activation musculaire. La limite s'applique surtout à la validité des analyses temporelles des signaux électromyographiques. Il existe un délai entre l'activité électrique de dépolarisation des fibres musculaires et leur contraction mécanique qui permet de générer un mouvement. Une comparaison directe de phénomènes mécaniques et d'activité électrique comme dans le protocole traitant de la préactivation peut donc être biaisée. En fait, les délais entre le début de l'activation électromyographique et le déplacement de la charge doivent aussi tenir compte des délais d'activation mécanique des fibres. Il a été démontré que des délais allant de 60ms à 80ms survenaient entre le début de la dépolarisation des fibres et le développement de la tension musculaire (Lacquantini 1982; Winters 1988). Ces délais peuvent être calculés mais sont propres à

la nature de la fibre musculaire. Puisque les muscles sont composés d'une structure de différents types de fibres, nous ne pouvons leur associer un délai théorique d'activation mécanique particulier. Cette limite n'affecte pas la validité globale du protocole mais indique qu'il faut tenir compte de plusieurs facteurs qui peuvent affecter l'amplitude temporelle des phases de préactivation.

Cette caractéristique a aussi un impact majeur au niveau de l'interprétation des résultats du protocole traitant de la déstabilisation ponctuelle. Les muscles du tronc répondent électriquement à une perturbation avec des délais relativement longs ( $\approx 100$ ms). En tenant compte des délais d'activation mécanique supplémentaires des fibres musculaires, nous devons donc parler d'un délai de réponse global d'environ 160-180 ms; ce qui est beaucoup plus lent et potentiellement dangereux. Si les masses musculaires prennent près de 200ms à réagir à une perturbation, les moments de perturbation sont donc distribués à travers les structures passives de la colonne vertébrale durant cette période. Puisqu'il a clairement été démontré que la colonne vertébrale ligamentaire était très instable, il faut donc minimiser les périodes où elle n'est pas supportée par les masses musculaires. Ces délais important de réponse musculaire peuvent donc expliquer certains mécanismes lésionnels de structures passives lors de chutes ou de pertes d'équilibre; les moments de perturbation, durant une courte période, sont distribués à travers des structures qui n'ont pas le potentiel d'encaisser des forces de cette amplitude.

Une autre limite importante se situe au niveau de la validité de l'application de l'activation musculaire résultante des muscles du tronc sur une charge externe par l'intermédiaire des membres supérieurs. En fait, dans le protocole de préactivation, il est délicat d'associer directement les signaux électromyographiques des muscles du tronc aux valeurs de déplacement de la charge puisqu'ils ne sont pas reliés directement. Puisque les membres supérieurs ne sont pas des structures rigides fixées au tronc, l'activité des muscles du tronc peut être modulée par les différentes articulations des

membres supérieurs. Il est toutefois très ardu de considérer tous les facteurs, (même si les ressources étaient suffisantes) donc nous avons posé comme hypothèse de simplification que nous avons un lien direct entre le tronc et la charge. La même remarque peut s'appliquer au protocole de déstabilisation par la plate-forme puisque la perturbation est engendrée au niveau des pieds. Nous ne pouvons peut-être pas associer directement les charge ou perturbations externe aux structures analysées mais les phénomènes d'activation sont néanmoins apparents et réels. Aucune mesure de l'activité des muscles des membres supérieurs et inférieurs n'a pu être enregistrée, faute de ressources mais l'élaboration future d'un protocole semblable avec plus d'intrants électromyographiques pourrait s'avérer très utiles.

En incorporant des données sur les membres inférieurs aux données actuelles, il serait intéressant d'associer des phénomènes d'activation ascendants ou descendants aux modes d'activation présentement étudiés. Il serait ensuite possible d'obtenir une représentation tridimensionnelle des différents patrons d'activation neuromusculaire suite à une perturbation.

## CHAPITRE VI

### CONCLUSION

L'analyse de la stabilité posturale du tronc et de l'ensemble des membres du corps doit se faire selon une vision globale de la problématique permettant de mieux comprendre les caractéristiques du maintien de la stabilité. Les approches, originellement mécaniques, doivent se tourner vers des méthodologies d'analyses plus représentatives des caractéristiques du corps humain. Puisque le corps humain est en constante dynamique avec son environnement, il est important que les domaines d'étude de la stabilité humaine annexent aux études structurales, des approches d'analyses fonctionnelles de la posture.

L'analyse du comportement de l'humain précédant et suivant une perturbation a permis de cerner divers modes de fonctionnement de contrôle de la posture par le système nerveux. Bien que le corps puisse s'adapter à une perturbation, le fait-il de manière optimale? Est-ce que des lacunes du contrôle de la posture peuvent expliquer certains mécanismes lésionnels encore inexplicables par les approches mécaniques classiques? Le projet de recherche a permis d'éclaircir certaines voies d'analyses, particulièrement aux niveaux des divers patrons de recrutement neuromusculaires associés à des contextes de perturbations précis. Deux principaux modes de réponse aux perturbations ont été étudiés dans ce projet : un mode de réponse palliatif et une stratégie anticipatoire préventive. Dans ces deux cas, les résultats nous ont permis de réaliser que le SCN avait des stratégies de contrôle postural semblables d'un individu à l'autre, pouvant être modulées par des variables critiques précises.

L'utilisation de l'électromyographie comme moyen d'analyse du comportement neuromoteur permet donc d'incorporer des valeurs d'activation à des approches plus théoriques. Dans le contexte particulier de ce projet, nous considérons l'utilisation de l'électromyographie comme un outil de compréhension et d'interprétation des stratégies



de comportement du système nerveux plutôt qu'un outil de quantification. Une importante lacune des premières études faites dans le domaine résidait dans le fait que les approches tentaient de quantifier le comportement d'un système sans toutefois comprendre globalement ses modes de fonctionnements.

Les résultats exposés dans ce projet permettent de résoudre certains problèmes de redondance du système neuromoteur exposés dans des études antérieures; particulièrement au niveau des modes de recrutement des patrons moteurs. Certains phénomènes posturaux d'anticipation et de compensation ont été identifiés. Le but global de ce projet ne visait pas à appliquer directement les résultats obtenus à des mécanismes lésionnels concrets mais consistait plutôt à étudier plus fondamentalement l'aspect du contrôle de la stabilité posturale du tronc. Les diverses stratégies de contrôle postural pourront par la suite être analysées plus profondément pour être associées à des contextes de blessures particuliers. Dans un contexte d'analyse ergonomique, l'évaluation des mécanismes de gestion du contrôle neuromoteur du SNC permet de conclure qu'il nous n'avons pas un système optimal. Le système nerveux réagit à une perturbation avec des délais substantiels durant lesquels les structures passives de la colonne doivent soutenir l'ensemble du chargement. C'est donc en combinant les propriétés de fonctionnement du SNC aux caractéristiques structurales du dos que l'on pourra expliquer certains mécanismes lésionnels. En plus de déterminer *comment* la structure est exposée à des risque de blessures, il sera possible de déterminer *quand* la structure est à risque.

Finalement, quoique les résultats du projet soutiennent certaines hypothèses mécaniques classiques de la stabilité posturale, ils nous ont toutefois permis de réaliser que le système nerveux ne contrôlait pas nécessairement toujours la posture de manière logique ou prédictive. En fait, l'évaluation de certains caprices du contrôle neural pourra peut-être expliquer l'incapacité des méthodes d'analyse classiques à répondre correctement aux problèmes dorsaux toujours aussi présents.

## RÉFÉRENCES

1. ALLAIRE, M. et VEILLEUX, F. (1994). Statistiques sur les affections vertébrales 1990-1993, *CSST, Service de la statistique, Canada*
2. ALLUM, J.H.J., HONNEGER, F., PFALTZ, C.R., (1989). The role of stretch and vestibulospinal reflexes in the generation of human equilibrating reactions. Afferent control of posture and locomotion., *Prog. In Brain Research*, 80, pp.399-409.
3. ALLUM, J.H.J., HULLIGER, M., (1989). Afferent control of posture and locomotion : preface., *Prog. Brain Res.*, 80, pp.XV-XVII.
4. ANDERSSON, G.B.J., (1976). Quantitative studies of back loads in lifting, *Spine*, 1, p. 178.
5. ANDERSSON, G.B.J., (1981). Epidemiologic aspects of low back pain in industry, *Spine*, 6, pp.53-60.
6. ANDERSSON, G.B.J., WINTERS, J.M., (1990). Role of muscle in postural tasks : Spinal loading and postural stability, *Multiple Muscle Systems*, Springer-Verlag, New-York, pp.377-395.
7. AURA, O., VIITASALO, J.T., (1989). Biomechanical characteristics of jumping., *Int. J. of Biomechanics*, 5, pp.89-98.
8. BEEVOR, C.E., (1903). Muscular movements and their representation in the central nervous system., *Lancet*, 20 juin, pp.1715-1724.

9. BELENKII, V.YE., GURFINKEL, V.S., (1967). Elements of control of voluntary movements., *Biofizika*, 12, pp.135-141.
10. BERGMARK, A., (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering, *Acta Orthop Scand*, 60 (supp.230), pp.1-230.
11. BOUISSET, S., ZATTARA, M., (1990). Segmental movement as a perturbation to balance? Facts and concepts, *Multiple Muscle Systems*, Springer-Verlag, New-York, pp.498-506.
12. BROBERG, K.B., (1981). The mechanical behaviour of the spinal system. *Report from the division of solid mechanics, Lund Institute of Technology*, Lund Suède.
13. CHOLEWICKI, J., MCGILL, S.M., (1994). EMG assisted optimisation : A hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model, *J. of Biomechanics*, 27(10), pp.1287-1289.
14. CHOLEWICKI, J., MCGILL, S.M., NORMAN, R.W., (1995). Comparison of muscle forces and joint load for an optimisation and EMG assisted lumbar spine model : Towards development of a hybrid approach., *J. of Biomechanics*, 28, pp. 321-331.
15. CHOLEWICKI, J., MCGILL, S.M., (1996). Mechanical stability of the *in vivo* lumbar spine : implications for injury and chronic low back pain, *Clin. Biomech.*, 11 (1), pp.1-15.
16. CLOCHESY, J.M., (1991). Electrode site preparation techniques : A follow-up study, *Heart & Lung : The journal of critical care*, 20(1), pp.27-30.

17. COMMISSARIS, D.A.C.M., TOUSSAINT, H.M., (1997). Load knowledge affects low-back loading and control of balance in lifting tasks, *Ergonomics*, 40(5), pp.559-575.
18. CORDO, P.J., NASHER, L.M., (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movement., *J. of Neurophysiology*, 47, pp.287-302.
19. CRESSWELL, A.G., ODDSSON, L., (1994). The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing, *Exp. Brain Res.*, 98, pp.336-341.
20. CRISCO III, J.J., (1989). The biomechanical stability of the human lumbar spine : Experimental and theoretical investigations. *Thèse de Doctorat, Département de Génie Mécanique*, Université de Yale, New Heaven.
21. CRISCO III, J.J., PANJABI, M.M., (1990). Postural biomechanical stability and gross muscular architecture in the spine, *Multiple Muscle Systems*, Springer-Verlag, New-York, pp.438-450.
22. CRISCO III, J.J., PANJABI, M.M., (1991). The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine. A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential, *Spine*, 16(7), pp.793-799.
23. DELITTO, R.S., ROSE, S.J., (1987). Electromyographic analysis of two techniques for squat lifting, *Phys. Therapy*, 67, pp.1329-1334.
24. DIETRICH, M., Kerdioz, K., Zagrejek, T., (1990). Modelling of muscle action and stability of the human spine, *Multiple Muscle Systems*, Springer-Verlag, New-York, pp.451-460.

25. DU BOIS-REYMOND, R., (1900). Die grenzen der unterstützungsfläche beim stehen. *Arch. Anat. Physiologie*, xxx, pp. 562-564.
26. ELNER, A.M., GURFINKEL, (1976). Facilitation of stretch reflex by additional support during quiet stance., *Agressologie*, 17(A), pp.15-20.
27. FELDMAN, A.G., (1990). The origin of electromyograms-explanations based on the equilibrium point hypothesis, *Multiple Muscle Systems*, Springer-Verlag, New-York, pp. 195-213.
28. FELDMAN, A .G., (1992). Fundamentals of motor control, kinaesthesia and spinal neurones : In search of a theory. *Behavioural and brain sciences*, 15(4), pp.735-737.
29. FRANK, J.S., (1990). Coordination of posture and movement, *Physical Therapy*, 70(12), pp.855-863.
30. FRIEDLI, W.G., HALLET, M., (1984). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. I : electromyographic data., *J. of Neurosurg. Psychiatry*, 47, pp.611-622.
31. GARDNER-MORSE, M., STOKES, I.A.F., (1995). Role of the muscle in lumbar spine stability in maximum extension efforts, *J. of Ortho. Research*, 13, pp.802-808.
32. GRABINER, M.D., FEUERBACH, J.W., (1996). Measures of paraspinal muscle performance do not predict initial trunk kinematics after tripping, *J. of Biomechanics*, 29(6), pp.735-744.
33. GRACOVETSKY, S., (1987). The spinal engine, *Springer-Verlag*, New York.

34. GRANHED, H., JONSON, R., (1987). The loads on the lumbar spine during extreme weight lifting., *Spine*, 12(2), pp.146-149.
35. GRAY, H., (1858). Anatomy, Descriptive and surgical, *Sunburst Books*, Londre, pp.750.
36. GREENWOOD, R., HOPKINS,A., (1976). Muscle responses during sudden falls in man, *J. Physiol.*, 254, pp.507-518.
37. GURFINKEL, V.S., (1974). Is the stretch reflex the main mechanism in the system of regulation of the vertical posture in man?, *Biophysics*, 19, pp.761-766.
38. HAYES, K.J., (1960). Wave analysis of tissue noise and muscle action potentials, *J. Appl. Physiol.*, 15, pp.749-752.
39. HE, J., LEVINE, W.S., LOEB, G.E., (1991). Feedback gains for correcting small perturbations to standing posture, *IEEE, Trans. On Auto. Control*, 36(3), pp.322-332.
40. HILL, A.V., (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle, *Proc. Roy. Soc.*, B126, pp.136-195.
41. HODGES, P.W., RICHARDSON, C.A., (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of Transversus Abdominis, *Spine*, 21(22), pp.2640-2650.
42. HUTTON, W.C., ADAMS, M.A., (1982). Can the lumbar spine be crushed in heavy lifting ?, *Spine*, 7, pp.586-590.

43. IHARA, H., (1986). Dynamic joint control training for knee ligament injuries, *Am. J. Sport Med.*, 14, pp.309-315.
44. KEELE, K.D., (1983). Leonardo da Vinci's Elements of the science of man. *Academic press*, New York.
45. KESHNER, E.A., WOOLLACOTT, M.H., (1988). Neck, trunk and limb muscle responses during postural perturbations in human, *Exp. Brain Res.*, 71, pp.455-466.
46. KESHNER, E.A., ALLUM, J.H.J., (1990). Muscle activation patterns coordinating postural stability from head to foot, *Multiple Muscle Systems*, Springer-Verlag, New-York, pp.481-497.
47. LANNERGREN, A., (1976). Force-velocity relation of isolated twitch and slow muscle fibres., *Acta Physiologica Scandinavia*, 404 (Suppl.), p.87.
48. LACQUANTINI, F., LICATA, F., (1982). The mechanical behaviour of the human forearm in response to transient perturbations. *Biol. Cybern.*, 44, pp.35-46.
49. LAVENDER, S.A., (1989). The effects of preview and task symmetry on trunk muscle response to sudden loading, *Human Factors*, 31(1), pp.101-115.
50. LAVENDER, S.A., (1991). Preparatory response strategies seen prior to sudden loading of the torso while in constrained postures, *Advances in Industrial Ergonomics and Safety III*, Taylor & Francis, pp.239-246.
51. LEE, Y-H, HUWANG,C-Y., (1995). Biomechanical characteristics of preactivation and pulling phases of snatch lift, *J. of Applied Biomechanics*, 11, pp.288-298.

52. LOEB, G.E., LEVINE, W.S., (1990). Linking musculoskeletal mechanics to sensorimotor neurophysiology, *Multiple Muscle Systems*, Springer-Verlag, New-York, pp.165-181.
53. LUCAS, D.B., BRESLER, B., (1961). Stability of the ligamentous spine. *Rapport no.40 des Laboratoires de Biomécanique*, Université de California, Berkley.
54. MARIEB, E.N., (1993). Anatomie et physiologie humaines, *Éditions du renouveau pédagogique Inc.*, Saint-Laurent, p.1014.
55. MARRAS, W.S., KING, A.I., (1984). Measurements of loads on the lumbar spine under isometric and isokinetic conditions, *Spine*, 9, pp.176-188.
56. MARRAS, W.S., RANGARAJULU, S.L., LAVENDER, S.A., (1987). Trunk loading and expectation, *Ergonomics*, 30(3), pp.551-562.
57. MARRAS, W.S., (1991). A three-dimensional motion model of loads of the lumbar spine : I. Model structure, *Human Factors*, 33(2), pp.123-137.
58. MCGILL, S.M., (1992). A myoelectrically based dynamic three-dimensionnal model to predict loads on the lumbar spine tissues during lateral bending, *J. of Biomechanics*, 25(4), pp.395-414.
59. MITNITSKI, A.B., YAHIA, L.H., FELDMAN, A.G., (1996). A two joint model of the spine based on the equilibrium point hypothesis, *Proceedings, ninth biennial conference*, Canadian society for biomechanics, pp.112-113.
60. MORONEY, S.P., (1988). Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments, *J. of Biomechanics*, 21, pp.769-779.



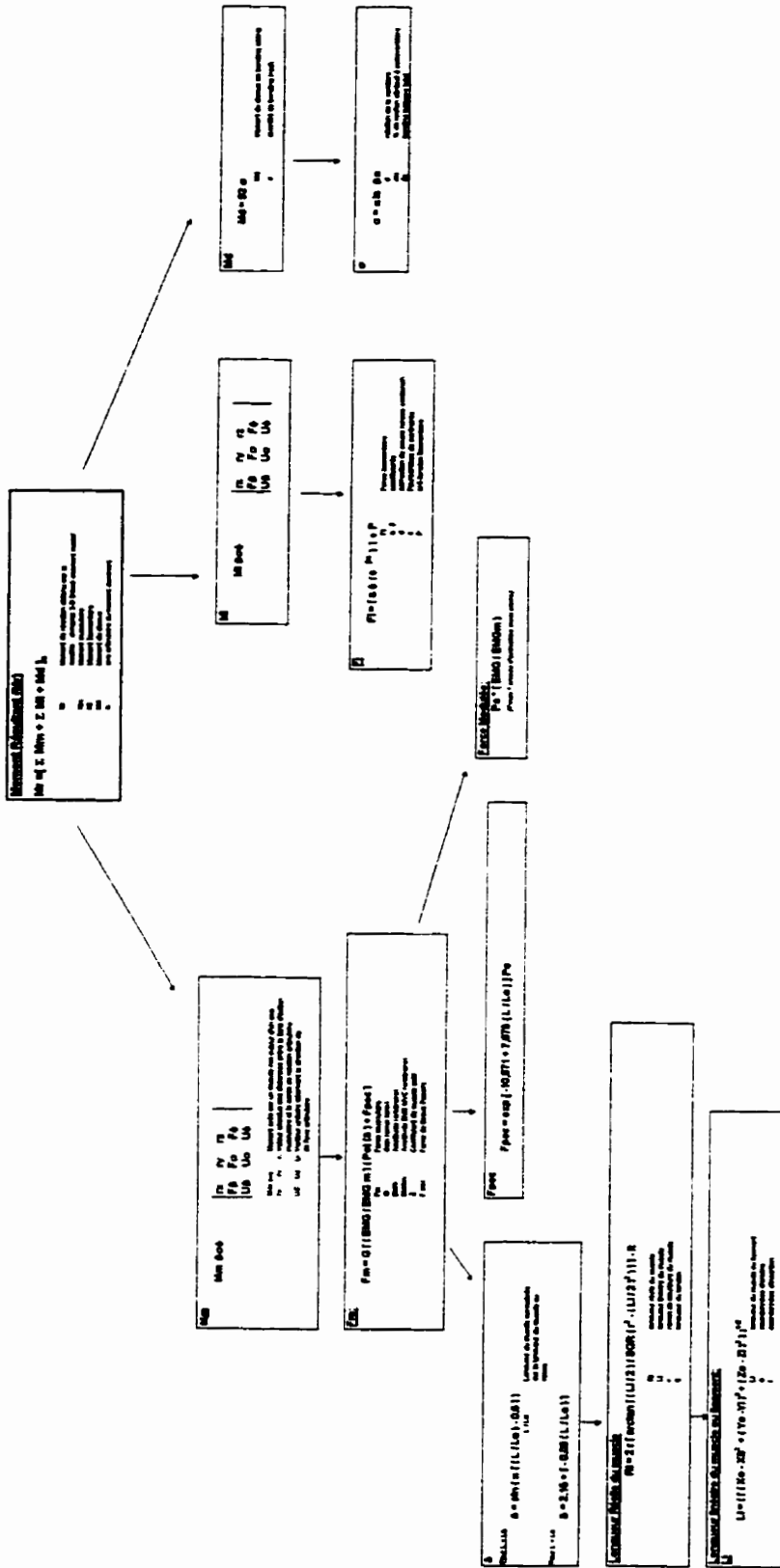
61. NACHEMSON, A., (1960). Lumbar intradiscal pressure, *Acta Orthop. Scan.* (Supp.), 43, pp.1-104.
62. NACHEMSON, A., (1966). The load on lumbar discs in different position of the body. *Clin. Orthop.*, 45, pp.107-122.
63. NASHER, L.M., (1976). Adapting reflexes controlling the human posture, *Exp. Brain Res.* 26, pp.59-72.
64. NASHER, L.M., CORDO, P.J., (1981). Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles, *Ex. Brain, Res.*, 43, pp.395-405.
65. NIGHTENGALE, A., (1959). Background noise in electromyography, *Phys. Med. Biol.*, 3, pp.325-338.
66. PANJABI, M.M., (1992 a). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement, *J. of Spinal Disorders*, 5(4), pp. 383-389.
67. PANJABI, M.M., (1992 b). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral Zone and instability hypothesis, *J. of Spinal Disorders*, 5(4), pp. 390-397.
68. PANET-RAYMOND N., BEAUSÉJOUR, M., PETIT, M., (1996). Analyse comparative de différentes approches de modélisation neuromusculaire, *Projet final, École Polytechnique de Montréal*, pp.1-72.
69. PATTERSON, P., (1987). The effect of load knowledge on stresses at the lower back during lifting, *Ergonomics*, 30(3), pp.539-549.

70. POPE, M.H., (1985). Biomedical definitions of spinal instability, *Symposium of instability of the lumbar spine during the Int. Society for the lumbar spine in Cambridge, Angleterre, Avril, 1893*), *Spine*, 10, pp.255-256.
71. ROZENDAL, R.H., (1986). Biomechanics of standing and walking., Disorders of posture and gait., *Elsevier/North-Holland Biomedical Press, Amsterdam*, pp.3-18.
72. RUSHMER, D.S., MOORE, S.P., (1988). Automatic postural responses in the cat : responses of hindlimb muscles to horizontal perturbations of stance in multiple directions., *Exp. Brain Res.*, 71, pp.93-102.
73. SATO, M., TSURUMA, S., (1967). A scope of the frequency analysis of the electromyogram, *A. R. Phys. Education*, 1, pp.7-28.
74. SCHMIDT, R.A., (1991). Motor learning and performance : from principles to practice., *Champaign Human Kinetics Books, Illinois*, pp.15-75.
75. SHERK, H.H., PARKE, W.W., (1983). Normal adult anatomy. The cervical spine, *Cervical Spine Society, New York*, pp.8-22.
76. SHULTZ, A.B., ANDERSSON, G.B.J., (1981). Analysis of loads on the lumbar spine, *Spine*, 6(1), pp.76-82.
77. SMITH, M., (1984). Rx for ECG monitoring artefact, *Crit. Care Nurs.*, 4(1), pp. 1-3.
78. TAIMELA, S., (1993). Long psychomotor reaction time in patients with chronic low-back pain : Preliminary report., *Arch. Phys., Med. Rehabil.*, 74, pp.1161-1164.

79. VIDAL, P.P., GRAF, W., BERTHOZ, A., (1986). The orientation of the cervical vertebral column in unrestrained awake animals., I.. Resting position. *Exp.Brain Res.*, 61, 549-559.
80. WHITE, A.A., PANJABI, M.M., (1978). Clinical biomechanics of the spine, *JB Lippincott Co.*, Philadelphia.
81. WILDER, D.G., ALEKSIEV, A.R., (1996). Muscular response to sudden load; A tool to evaluate fatigue and rehabilitation, *Spine*, 21(22), pp.2628-2638.
82. WINTERS, J., STARK, L., (1988). An analysis of the sources of musculoskeletal system impedance., *J. of Biomechanics*, 21, pp.1011-1025.
83. ZAJAC, F.E., WINTERS, J.M., (1990). Modeling musculoskeletal movement systems : Joint and body segmental dynamics, musculoskeletal actuation and neuromuscular control, *Multiple Muscle Systems*, Springer-Verlag, New-York, pp.121-148.

**ANNEXE A**

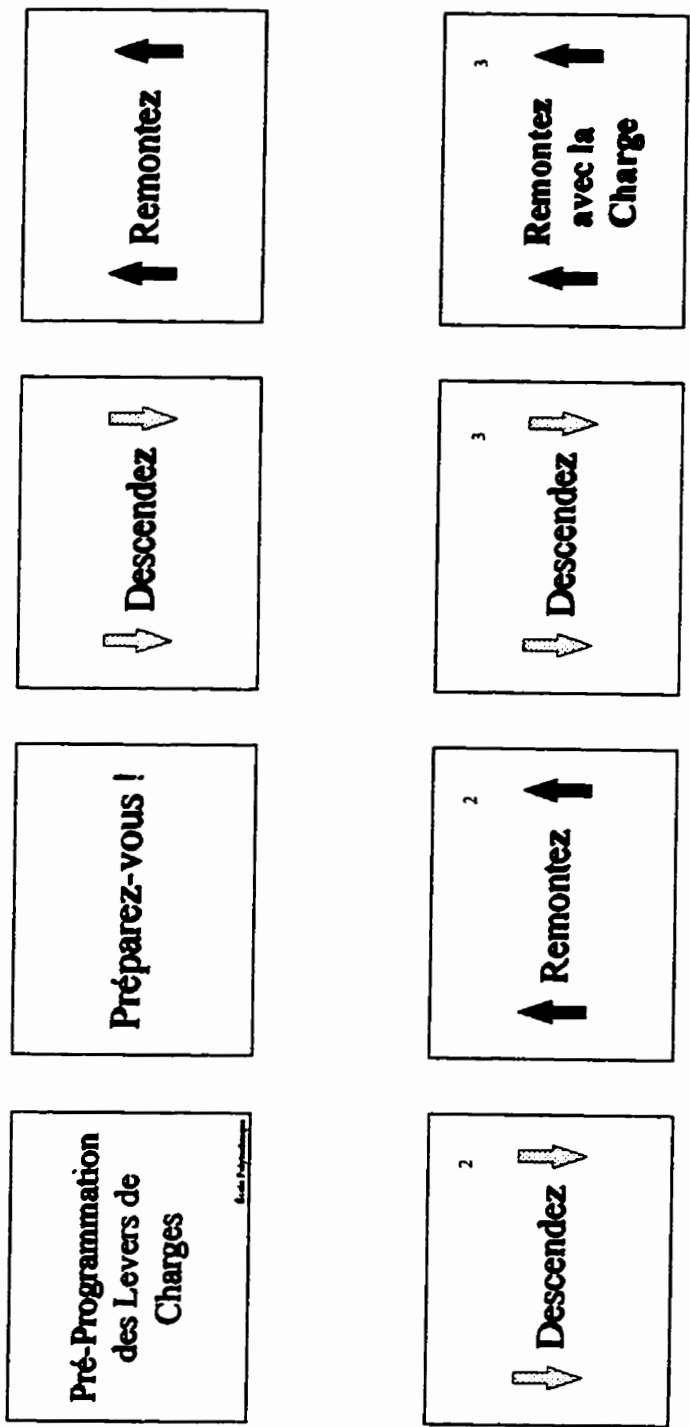
**Représentation de l'ensemble des variables analysées  
dans le modèle *EMG driven*.**



Tiré de: Panet-Raymond et al. (1996)

**ANNEXE B**

**Séquence de mouvements présentée aux sujets**



**ANNEXE C**

**Formulaire de décharge de responsabilités**





Le sans frontières

Montréal, 30 juillet 1997

École Polytechnique de Montréal  
Montréal, Québec

Département de  
mathématiques et  
de génie industriel

**But: Formulaire de décharge de responsabilités**

Dans le cadre du projet de recherche '*Réponse et comportement physiologique et biomécanique de l'opérateur dans des tâches de manutention*' dans le but de l'obtention du grade de MAÎTRISE ES SCIENCE APPLIQUÉES (M.Sc.A) postulé par Nicolas Panet-Raymond et dirigé par M. Robert Gilbert; l'École Polytechnique, le département de Mathématiques et Génie Industriel ainsi que les personnes reliées au projet, déclinent toute responsabilité:

- Directement reliée à une blessure survenue lors des protocoles expérimentaux
- Indirectement reliée à une blessure, survenue lors de protocoles expérimentaux
- Reliée de quelque manière au présent projet de recherche

Les différents protocoles utilisés à l'intérieur de ce projet de recherche ont été conçu de façon à être des plus sécuritaires possibles et en aucun temps la sécurité des sujets n'est de quelque façon compromise.

Une compensation forfaitaire de 20 \$ sera offerte à chaque sujet pour le remercier de son apport grandement apprécié et essentiel au bon déroulement de ce présent projet.

Je (*nom*) \_\_\_\_\_, accepte les différentes conditions énumérées ci-dessus et participe au projet de recherche de mon plein gré.

\_\_\_\_\_  
Sujet Participant au projet de recherche

\_\_\_\_\_  
Responsable du projet de recherche

École affiliée à  
l'Université de Montréal  
Campus de l'Université de Montréal  
2500, chemin de Polytechnique  
Montréal (Québec)  
H3T 1J7

Adresse postale  
C.P. 6079, succ. Centre-ville,  
Montréal (Québec) Canada  
H3C 3A7  
Tél.: (514) 340-4766  
Télécop.: (514) 340-4173

**ANNEXE D**

**Exemple d'une section de la matrice de données obtenue par  
le logiciel *WDG to ASCII***

ASCII\_Output\_Generated\_By\_DSFASCII 70

"WDG" 0 "WDG"

"COLUMN 01 "

1 1 15000 "08/27/1997" "11:38:15.00" 0.000000e+000

6.250000e-004 "SEC."

-1.2820513E-002	-4.2735043E-003	1.6483516E-002	1.8315018E-003
1.8315018E-003	9.1575092E-003	3.6019536E-002	1.2820513E-002
-6.7155067E-003	-1.8315018E-003	3.3577534E-002	-3.0525031E-003
3.0525031E-003	9.1575092E-003	4.0903541E-002	9.1575092E-003
-1.8315018E-003	7.9365079E-003	-1.1599512E-002	6.1050061E-004
4.2735043E-003	1.5262515E-002	3.3577534E-002	1.0378510E-002
-1.8315018E-003	-6.1050061E-004	-2.8693529E-002	-6.1050061E-004
6.7155067E-003	1.0378510E-002	-1.1599512E-002	5.4945055E-003
-6.7155067E-003	-6.1050061E-004	-3.1135531E-002	6.1050061E-004
3.0525031E-003	5.4945055E-003	-1.2820513E-002	7.9365079E-003
-9.1575092E-003	3.0525031E-003	-1.4041514E-002	6.1050061E-004
-1.8315018E-003	1.1599512E-002	1.0378510E-002	7.9365079E-003
-4.2735043E-003	3.0525031E-003	5.4945055E-003	-6.1050061E-004
4.2735043E-003	6.7155067E-003	2.8693529E-002	7.9365079E-003
-6.7155067E-003	-6.1050061E-004	2.7472527E-002	3.0525031E-003
1.8315018E-003	7.9365079E-003	4.4566545E-002	1.0378510E-002
-5.4945055E-003	1.8315018E-003	2.7472527E-002	-6.1050061E-004
6.7155067E-003	1.4041514E-002	5.3113553E-002	1.4041514E-002
1.8315018E-003	-5.4945055E-003	-5.4945055E-003	-4.2735043E-003
1.1599512E-002	5.4945055E-003	2.8693529E-002	6.7155067E-003
-4.2735043E-003	6.1050061E-004	-1.8925519E-002	6.1050061E-004
6.7155067E-003	6.7155067E-003	-5.4945055E-003	7.9365079E-003
-9.1575092E-003	6.1050061E-004	-1.2820513E-002	6.1050061E-004
-6.1050061E-004	6.7155067E-003	6.7155067E-003	9.1575092E-003
-9.1575092E-003	1.8315018E-003	3.0525031E-003	6.1050061E-004
4.2735043E-003	1.0378510E-002	1.7704518E-002	7.9365079E-003
-1.4041514E-002	-9.1575092E-003	1.4041514E-002	-3.0525031E-003
1.8315018E-003	1.0378510E-002	2.2588523E-002	6.7155067E-003
-9.1575092E-003	-3.0525031E-003	1.7704518E-002	-3.0525031E-003
4.2735043E-003	6.7155067E-003	2.9914530E-002	7.9365079E-003
-1.8315018E-003	-6.1050061E-004	1.2820513E-002	-5.4945055E-003
7.9365079E-003	1.1599512E-002	2.6251526E-002	1.0378510E-002
-3.0525031E-003	3.0525031E-003	-4.0903541E-002	6.1050061E-004
7.9365079E-003	9.1575092E-003	1.2820513E-002	9.1575092E-003
-1.8315018E-003	3.0525031E-003	-9.2185592E-002	6.1050061E-004
4.2735043E-003	1.0378510E-002	-4.0903541E-002	6.7155067E-003
-1.8315018E-003	6.1050061E-004	-9.9511600E-002	-1.8315018E-003
3.0525031E-003	6.7155067E-003	-8.1196581E-002	9.1575092E-003
-6.7155067E-003	-1.8315018E-003	-8.1196581E-002	-6.1050061E-004
3.0525031E-003	5.4945055E-003	-2.2588523E-002	6.7155067E-003
-3.0525031E-003	-6.1050061E-004	-2.2588523E-002	6.1050061E-004
1.8315018E-003	5.4945055E-003	3.7240537E-002	9.1575092E-003
-3.0525031E-003	-1.8315018E-003	3.7240537E-002	4.2735043E-003
7.9365079E-003	9.1575092E-003	1.0439560E-001	1.2820513E-002

**ANNEXE E****Programme d'analyse de signal : *Ceintex8.m***

---

**Programme ceintex8.m exécuté par le logiciel Matlab v.4.0**

---

```

%Ceintex.m
%Prend les signaux E.M.G. recuillis et les traite par paquets
%Pour obtenir un graph Tension VS temps et un spectre de densite
%de puissance

disp('Entrer les lignes de commande suivantes:')
disp('          ')
disp('load nomfichier.asc;')
disp('a=nomfichier;')
disp('return')

keyboard
[m,n]=size(a);
t_1=6.25e-4;

%t_1=input('quel est le temps caracteristique : ');

t=0:t_1:(m-1)*t_1;

%*****
%          FIGURE 1

axis ('auto');
plot(t,a);
grid
title('Amplitude vs Temps')
xlabel('Temps (s)')
ylabel('Amplitude (mV)')
pause

%*****
%          FIGURE 2
% Met en valeur absolue les signaux

c=abs(a);

figure(2);
axis ('auto');
plot(t,c);
grid
title('Rectified Signal')
xlabel('Temp (s)')
ylabel('Amplitude (mV)')
pause

```

```

% Permet l'impression du graphique
% print ,

x=input('combien de paquets : ');
for i=1:x,
    disp('Creation du paquet no.')
    disp(i)
    disp(' en cours')
    debut=input('le paquet debut a : ');
    fin=input('le paquet se termine a : ');
    t_debut=debut/t_1;
    t_fin=fin/t_1;
    l=0;
    b=0;
    for j=t_debut:t_fin,
        l=l+1;
        b(l,1)=a(j,1);
    end
    t=debut:t_1:fin;
    axis('auto');

%*****
%                               FIGURE 3
    figure(3);
    plot(t,b);
    grid
    title('Amplitude vs Temps')
    xlabel('Temps (s)')
    ylabel('Amplitude (mV)')
    pause

% Permet l'impression du graphique
% print ,

% Calcul de la transformée de Fourier
    B=fft(b,8000);
% Calcul de la valeur absolue de la densité de puissance
    Pbb=B.*conj(B)/8000;
% Calcul de l'échelle des fréquences
    f=(1/t_1)*(0:(l-1))/8000;
% Tracage de la courbe dans le domaine fréquentiel
    Pbb((l+1):8000)=[];

%*****
%                               FIGURE 4
    figure(4);
    axis('auto');
    plot(f,Pbb)
    grid
    title('Spectre de densité de puissance')

```



## **ANNEXE F**

### **Schéma détaillé de la plate-forme de déstabilisation**



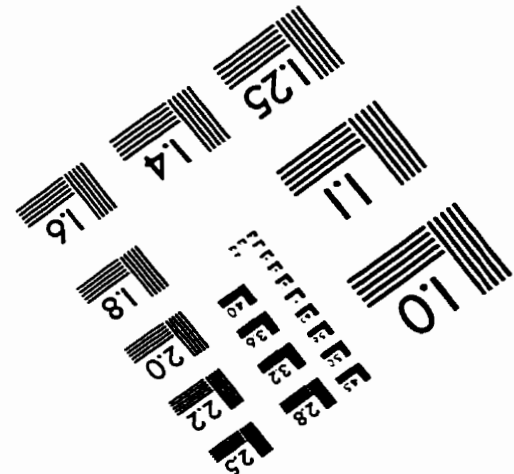
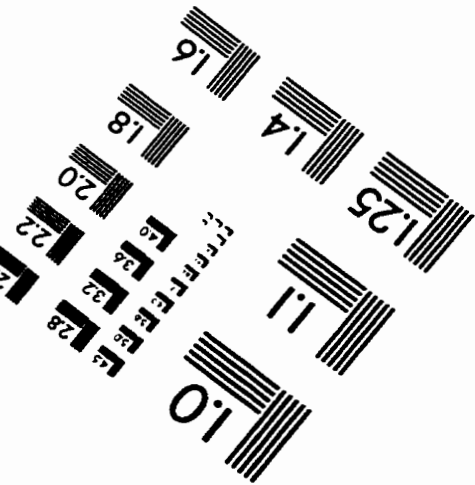
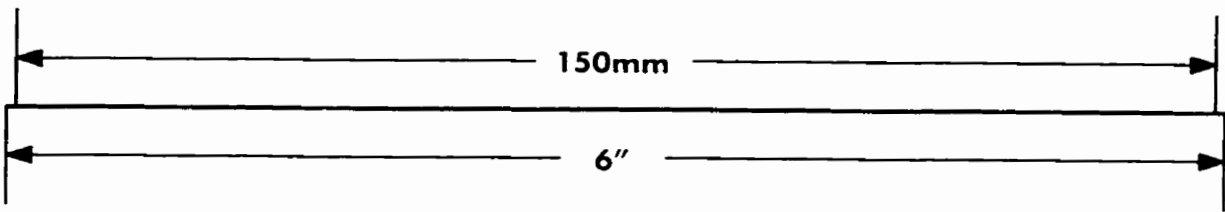
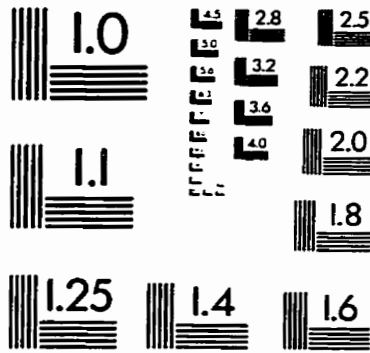
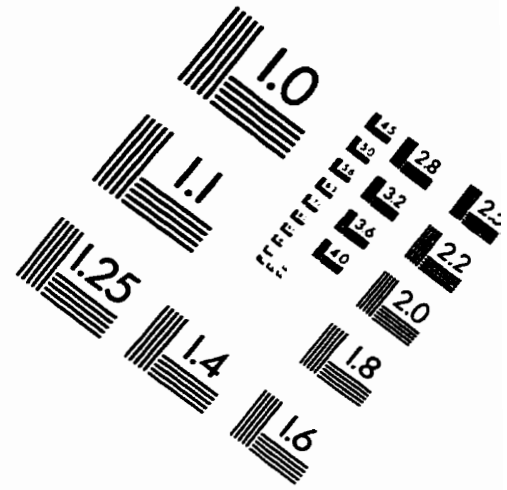
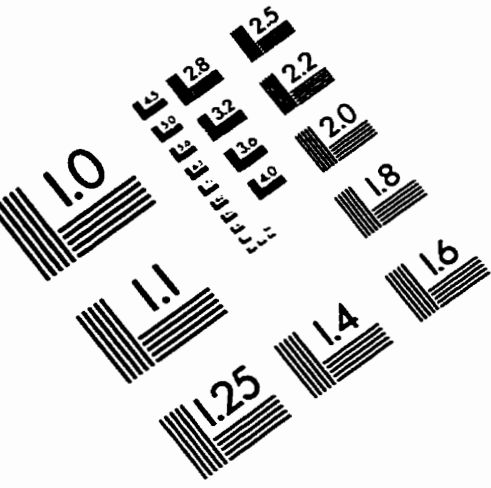


**ANNEXE G**

**Exemple d'une matrice d'analyse différentielle des délais d'activation  
neuromusculaire suite à une perturbation**

VALEURS TEMPORELLES ABSOLUES							VALEURS TEMPORELLES RELATIVES																			
Sujets	<b>Perturbation Postérieure</b>						<b>Erectores Spinae</b>																			
	Cont1	Cont2	BC1	BC2	M1	M2	Cont1SC1	Cont1SC2	Cont2SC1	Cont2SC2	Cont2SC	S.D.	Cont1M1	Cont1M2	Cont2M1	Cont2M2	Cont2M	S.D.	SC1M1	SC1M2	SC2M1	SC2M2	SC2M	S.D.		
	1	98	100	97	91	113	111	-1	5	3	9	4,6	4,2	-17	-15	-13	-11	-14,8	7,8	-18	-14	-22	-20	-18,8	3,7	
	2	84	83	75	95	78	83	-11	-31	8	-12	-19,8	15,9	-14	-18	6	0	-7,8	11,3	-3	-5	17	12	-4,8	11,8	
	3	75	74	96	88	82	77	-21	7	-22	6	-7,5	16,2	15	-2	12	-3	6,8	8,7	34	18	6	-6	12,8	16,3	
	4	48	88	57	80	98	70	-8	-12	11	8	-8,5	11,7	-18	-22	2	-2	-18,8	11,8	-8	-13	-8	-10	-8,8	7,8	
	5	73	88	78	85	77	73	-5	-12	-12	-18	-12,8	6,7	-4	0	-11	-7	-8,3	4,7	1	6	8	12	8,8	4,7	
	6	86	84	85	148	88	85	21	-82	18	-84	-31,8	41,8	-2	1	-4	-1	-1,3	2,1	-23	-20	80	83	28,8	48,8	
	7	73	88	78	78	81	78	-3	-6	12	8	3,8	8,8	-8	-5	-7	10	1,8	8,8	-6	-2	-2	1	-3,8	2,4	
	8	50	51	72	53	81	81	-22	-3	-21	-2	-12,8	11,8	-11	-11	-10	-10	-18,8	8,8	11	11	-8	-4	1,8	11,8	
9	118	108	80		182	173	38		28	33,8	6,4		-84	-55	-73	-84	-84,8	7,3		-182	-83			-27,8	8,4	
										Moyenne	-2,7	14,2						-11,8	6,4						-4,1	12,1
Sujets	<b>Antérieure</b>																									
	Cont1	Cont2	BC1	BC2	M1	M2	Cont1SC1	Cont1SC2	Cont2SC1	Cont2SC2	Cont2SC	S.D.	Cont1M1	Cont1M2	Cont2M1	Cont2M2	Cont2M	S.D.	SC1M1	SC1M2	SC2M1	SC2M2	SC2M	S.D.		
	1	288	188	88	88	97	97	188	172	88	82	188,8	48,2	171	171	81	81	181,8	48,2	2	2	-1	-1	8,8	17	
	2	148	128	138	122	130	148	10	24	-11	3	6,8	14,6	18	-2	-5	-23	-3,8	18,8	8	-12	-8	-28	-18,8	13,2	
	3	124	113	122	128	124	118	2	-5	-8	-18	-7,8	7,5	0	8	-11	-3	-1,8	7,8	-2	8	8	13	8,8	8,1	
	4	178	188	188	244	184	133	-17	-85	-88	-138	-78,8	48,8	18	48	-58	-28	-6,8	44,7	32	63	80	111	71,8	33,8	
	5	308	183	187	210	185	188	121	88	8	-17	82,8	87,7	123	122	8	7	85,8	88,4	2	1	28	24	18,8	13,2	
	6	148	151	145	184	127	178	-5	-24	8	-13	-8,8	12,7	13	-38	24	-27	-7,8	30,1	18	-33	37	-14	8,8	31,4	
	7	183	180	170	181	182	182	-7	2	-10	-1	-4,8	5,5	1	1	-2	-2	-8,8	1,7	8	8	-1	-1	3,8	5,2	
	8	111	98	115	240	117	123	-4	-128	-18	-144	-14,8	72,1	-8	-12	-21	-27	-18,8	83	-2	-8	123	117	87,8	72,1	
9	132	188	125	132	140	154	7	0	44	37	22,8	21,7	-8	-22	28	18	3,8	22,8	-15	-28	-8	-22	-18,8	8,8		
										Moyenne	4,8	32,1						18,4	22,2						13,8	28,8

# IMAGE EVALUATION TEST TARGET (QA-3)



APPLIED IMAGE . Inc  
 1653 East Main Street  
 Rochester, NY 14609 USA  
 Phone: 716/482-0300  
 Fax: 716/288-5989

© 1993, Applied Image, Inc., All Rights Reserved