

Université de Montréal

Contrôle moteur chez des sujets sains
et chez des patients atteints de blessure à l'épaule
lors de mouvements répétitifs du bras

par

Julie Côté

Institut de génie biomédical

Faculté de médecine

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Philosophiae Doctor (Ph. D.)
en génie biomédical

août, 2002

©, Julie Côté, 2002



W

4

U58

2002

v.094

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée:

Contrôle moteur chez des sujets sains
et chez des patients atteints de blessure à l'épaule
lors de mouvements répétitifs du bras

présentée par:

Julie Côté

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes:

Carl-Éric Aubin, Ph.D.
président-rapporteur

Pierre A. Mathieu, Ph.D.
directeur de recherche

Anatol G. Feldman, Ph.D.
codirecteur de recherche

François Prince, Ph.D.
membre du jury

Phil Parker, Ph.D.
examineur externe

Sylvie Nadeau, Ph.D.
représentante du doyen de la FES

RÉSUMÉ

Les mouvements répétitifs multi-articulaires impliquent la contribution coordonnée de plusieurs muscles. La façon dont le système nerveux gère cette redondance est mal comprise. Dans cette thèse nous allons analyser le contrôle du bras aux niveaux intra- et inter-musculaires, inter-articulaire, lors de mouvements répétitifs avec ou sans fatigue et en présence de blessure.

À l'aide d'enregistrements électromyographiques (EMG) du bras avec un brassard d'électrodes, nous avons trouvé des différences de distribution de potentiels dans les muscles individuels des sujets. Ce brassard pourrait être utilisé pour faire des acquisitions en milieu clinique ou de travail.

Dans un autre contexte, lors du martelage sur une table et sur un mur, nous avons analysé l'activité de 20 muscles du corps. Nous avons vérifié l'hypothèse d'existence d'un facteur global influençant tous les muscles – la différence entre les configurations corporelles réelles (Q) et de référence (R). Nous avons effectivement observé la présence d'au moins un minimum global (MG) d'EMG, défini par moins de 10% de l'activation maximale de tous les muscles) à chaque mouvement de martelage. Les MGs se situaient près du sommet de trajectoire du marteau. La configuration de référence varie selon la tâche, ce qui suggère que des facteurs globaux dominent les facteurs locaux dans le contrôle du mouvement. Ainsi, lors du pointage avec un léger bâton, un second

MG était toujours observé après le point d'impact. Ceci démontre que l'inertie et la coactivation peuvent empêcher la minimisation de l'EMG. La mécanique ne peut donc pas expliquer totalement les processus de contrôle responsables des MGs. L'hypothèse d'une configuration de référence R semble indiquer une manière que le système nerveux pourrait utiliser pour optimiser la contribution des forces passives et des propriétés intrinsèques des muscles dans la production du mouvement.

Nous avons aussi analysé le sciage répétitif. Nous avons observé que la diminution d'amplitude de mouvement au coude avec la fatigue était compensée par des augmentations au poignet, à l'épaule et au tronc. Lors du martelage, cette diminution était compensée par l'augmentation d'amplitude au tronc, de plus grands délais entre les vitesses maximales des articulations du bras, et l'activation multi-musculaire moins cyclique. Ceci suggère une modification des commandes centrales pour pallier à la fatigue locale. Il semblerait que ces commandes tendent à maintenir certaines caractéristiques du mouvement en dépit de certaines perturbations selon la tâche.

Lors du martelage et du sciage en présence d'une blessure à l'épaule (tendinite de la coiffe des rotateurs ou syndrome d'accrochage), les accélérations maximales articulaires sont réduites et le mouvement de l'épaule est isolé de la chaîne cinématique du bras. La force déployée n'est pas influencée par la blessure lors du martelage et la trajectoire de la scie ne varie pas avec la blessure lors du

sciage. Des ajustements au mouvement global peuvent donc être apportés au niveau central pour pallier à la blessure locale. Ces ajustements peuvent aussi dépendre de la tâche.

Dans l'ensemble, nos résultats démontrent, à l'aide de paramètres spécifiques, que le système nerveux se sert de la redondance pour compenser les effets de la fatigue et ceux associés à une blessure.

MOTS CLÉS: Mouvement répétitif, redondance anatomique, coordination multi-musculaire et multi-articulaire, électromyographie, matrice d'électrodes, configuration de référence, hypothèse du point d'équilibre, fatigue, blessure à l'épaule, sujets humains

ABSTRACT

Multi-joint repetitive movements require the coordinated contribution of many muscles. The way the nervous system deals with this redundancy is not well understood. In this thesis, we will describe the control of the arm at the inter-joint, intra- and inter-muscle levels, during repetitive movements, with or without fatigue, in healthy subjects and those with shoulder injury.

Using electromyographic (EMG) recordings sampled across the arm with an electrode cuff, we found differences in the distribution of EMG potentials within individual muscles across subjects. This cuff could be used to acquire data in a clinical environment or at the workplace.

In another context, during table and wall hammering, we analyzed activity of 20 whole-body muscles. We verified the hypothesis on the existence of a global factor influencing all body muscles – the difference between the actual (Q) and referent (R) configurations of the body. We actually observed at least one EMG global minimum (GM), defined by less than 10% of maximal activation across all muscles, in each hammering cycle. GMs were located near the apex of the hammer trajectory. The body configuration at GM is task-dependent, which suggests that global factors have priority over local ones in the control of movement. Moreover, during hammer-like movements with a light stick, a second GM was always observed after the point of “impact”. This shows that inertia and

coactivation might prevent EMG minimization. Mechanics alone thus cannot explain the control processes responsible for the occurrence of GMs. The hypothesis of a referent configuration (R) can be indicative of a way the nervous system may use to optimize the contribution of passive external forces and intrinsic muscle properties in producing movement.

We also analyzed repetitive sawing. We observed that the decreased motion amplitude at the elbow with fatigue was compensated with increases at the wrist, shoulder and trunk. During hammering, this decrease was compensated by increased trunk amplitude, longer delays between maximal velocities of arm joints, and less cyclical global multi-muscle activation. This suggests that central commands are modified to compensate for local fatigue. It seems that these commands tend to maintain certain movement characteristics despite certain perturbations depending on the task.

During hammering and sawing in the presence of shoulder injury, maximal joint accelerations decreased and the shoulder motion became more isolated from the arm kinematic chain. Force output was not influenced by the injury during hammering, and the endpoint trajectory did not change with injury during sawing. Global adjustments may thus be made at the central level to compensate for local injury. These compensations may also be task-depend.

Taken together, our findings suggest that the nervous system takes advantage of its redundancy to compensate for fatigue and injury.

KEYWORDS: Repetitive movement, anatomical redundancy, multi-muscle and multi-joint coordination, electromyography, electrode matrix, referent configuration, equilibrium-point hypothesis, fatigue, shoulder injury, human subjects

TABLE DES MATIÈRES

Résumé.....	iii
Abstract.....	vi
Table des matières.....	ix
Liste des tableaux.....	xiv
Liste des figures.....	xv
Liste des abréviations.....	xviii
Remerciements.....	xx

CHAPITRE I INTRODUCTION.....1

CHAPITRE II REVUE DE LITTÉRATURE.....5

2.1 Introduction.....	5
2.2 Anatomie du bras.....	5
2.2.1 Os et articulations de l'épaule.....	5
2.2.2 Muscles et mouvements de l'épaule.....	7
2.2.3 Os et articulations du coude.....	10
2.2.4 Muscles et mouvements du coude.....	11
2.3 La captation du signal EMG.....	12
2.3.1 Le signal EMG.....	12
2.3.2 Types d'électrodes.....	13
2.3.3 Matrices d'électrodes de surface.....	14
2.4 Modèle λ et hypothèse de configuration de référence.....	15
2.4.1 Le modèle λ	15
2.4.2 Contrôle de la configuration de référence comme solution au problème de redondance.....	18
2.5 Influence de la fatigue sur le mouvement.....	22
2.5.1 Fatigue périphérique.....	23

2.5.2	Fatigue centrale.....	25
2.5.2.1	Coactivation multi-musculaire.....	27
2.5.2.2	Coordination multi-articulaire.....	28
2.6	Influence de la blessure sur le mouvement du bras.....	30
2.6.1	Phénomène de lésion attribuable au mouvement répétitif (LAMR).....	30
2.6.2	Causes des LAMR.....	32
2.6.3	Conséquences de la blessure sur les muscles.....	33
2.6.4	Lien entre la blessure à l'épaule et la coordination.....	34

CHAPITRE III MÉTHODOLOGIE.....

3.1	Protocole du brassard d'électrodes.....	37
3.1.1	Protocole 1.....	37
3.1.2	Protocole 2.....	39
3.1.3	Équipement.....	39
3.1.4	Analyse.....	40
3.2	Protocoles de mouvements répétitifs: sujets sains.....	41
3.2.1	Procédure expérimentale.....	41
3.2.2	Sujets.....	44
3.2.3	Cinématique et cinétique.....	45
3.2.4	EMG.....	46
3.2.5	Analyse de données.....	47
3.3	Protocole de mouvements répétitifs: sujets blessés.....	50
3.3.1	Procédure expérimentale.....	50
3.3.2	Sujets.....	52

CHAPITRE IV ARTICLE I: ILLUSTRATION DE L'EMG DU BRAS À L'AIDE D'UNE MATRICE D'ÉLECTRODES.....

4.1	Situation de l'article dans la thèse.....	53
4.2	Abstract.....	55
4.3	Introduction.....	55

4.4 Materials and methods.....	59
4.4.1 Equipment.....	59
4.4.2 Protocol #1.....	60
4.4.3 Protocol #2.....	61
4.4.4 Analysis.....	61
4.5 Results.....	62
4.5.1 Protocol #1.....	62
4.5.2 Protocol #2.....	67
4.6 Discussion.....	70

CHAPITRE V ARTICLE II: INDICATION DE LA PRÉSENCE D'UN MINIMUM EMG GLOBAL DANS L'EMG DURANT UNE TÂCHE DE MARTELAGE.....

5.1 Situation de l'article dans la thèse.....	76
5.2 Abstract.....	79
5.3 Introduction.....	81
5.4 Methods.....	84
5.4.1 Experimental procedures.....	84
5.4.2 EMG activity.....	86
5.4.3 Kinematics and kinetics.....	87
5.4.4 Data analysis.....	88
5.5 Results.....	89
5.6 Discussion.....	95
5.6.1 Basic findings.....	95
5.6.2 Explanations of the origin of EMG minima in terms of mechanics alone are not sufficient.....	97
5.6.3 Referent configuration is task-specific.....	100
5.6.4 Why GMs are not observed in all cases of movement reversal...100	
5.6.5 Combining global and local factors in muscle activation.....	103

<u>CHAPITRE VI</u> ARTICLE III: RÉORGANISATION DU MOUVEMENT POUR COMPENSER LA FATIGUE DURANT UNE TÂCHE DE SCIAGE.....	105
6.1 Situation de l'article dans la thèse.....	105
6.2 Abstract.....	108
6.3 Introduction.....	109
6.4 Materials and methods.....	110
6.4.1 Experimental protocol.....	110
6.4.2 Data analysis.....	114
6.5 Results.....	115
6.6 Discussion.....	117

<u>CHAPITRE VII</u> ARTICLE IV: LA RELATION ENTRE LA BLESSURE À L'ÉPAULE ET LA FATIGUE DURANT LE MARTELAGE RÉPÉTITIF.....	122
7.1 Situation de l'article dans la thèse.....	122
7.2 Abstract.....	125
7.3 Introduction.....	126
7.4 Materials and methods.....	129
7.4.1 Experimental protocol.....	129
7.4.2 Patients with shoulder injury.....	131
7.4.3 Muscle activity.....	133
7.4.4 Kinematics and kinetics.....	134
7.4.5 Data Analysis.....	134
7.5 Results.....	138
7.5.1 Individual joints.....	138
7.5.2 Global markers of movement.....	142
7.5.3 Correlations with self-rate indices of shoulder pain and disability.....	142
7.6 Discussion.....	144

<u>DISCUSSION</u>	148
8.1 Objectif 1: matrice d'électrodes.....	150
8.2 Objectif 2: hypothèse de configuration de référence.....	151
8.3 Objectif 3: influence de la fatigue sur la performance.....	156
8.4 Objectif 4: influence d'une blessure.....	160
<u>CONCLUSION</u>	164
<u>RÉFÉRENCES</u>	169

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.I Description fonctionnelle des muscles de l'épaule.....	8
Tableau 2.II Description fonctionnelle des muscles du coude.....	11
Tableau 5.I Statistiques des minima EMG globaux pour chaque tâche de martelage.....	93
Tableau 6.I Influence quantitative de la fatigue sur les composantes du sciage.....	116
Tableau 7.I Influence de la fatigue et de la blessure sur le martelage : paramètres d'articulations individuelles (moyenne \pm écart-type).....	139
Tableau 7.II Correlation coefficients between individual joint parameters and self-rate indices of shoulder pain and disability.....	139
Tableau 7.III Influence de la fatigue et de la blessure sur le martelage : paramètres de coordination (moyenne \pm écart-type).....	143
Tableau 7.IV Correlation coefficients between coordination parameters and self-rate indices of shoulder pain and disability.....	143

LISTE DES FIGURES

Fig. 2.1 Os du bras (vue antérieure).....	7
Fig. 2.2 Muscles superficiels du bras.....	9
Fig. 2.3 Schématisation d'une stratégie de contrôle d'une articulation.....	17
Fig. 2.4 Schématisation du contrôle multi-musculaire selon l'hypothèse de configuration de référence.....	21
Fig. 3.1 Schématisation du brassard d'électrodes de surface.....	38
Fig. 4.1 EMG brut d'un sujet typique à chacune des 24 électrodes pour une flexion maximale du coude (MEF) à 50% maintenue pendant 5 s.....	64
Fig. 4.2 Signaux EMG double-différentiels d'un sujet à différentes directions de torque du coude.....	65
Fig. 4.3 Valeurs RMS EMG (moyenne +/- écart-type) durant différents niveaux de flexion du coude pour les sujets de deux groupes distincts.....	66

- Fig. 4.4** Valeurs RMS EMG (moyenne +/- écart-type) des électrodes de la colonne D en fonction de la position verticale du brassard le long du biceps.....68
- Fig. 4.5** Effets de l'angulation du brassard autour de l'électrode D2 relativement aux fibres musculaires du biceps.....69
- Fig. 5.1** Schéma de la situation expérimentale du martelage.....85
- Fig. 5.2** Coordonnées verticales du marteau et activité EMG normalisée des muscles du bras d'un sujet typique durant le martelage sur la table.....91
- Fig. 5.3** Profils EMG combinés et localisation de minima globaux relativement à la cinématique du segment terminal pour chaque condition de mouvement chez un sujet typique.....92
- Fig. 5.4** Histogramme de la répartition des GMs dans le temps par rapport au point de retour d'un mouvement pour chaque condition.....94
- Fig. 5.5** Exemple de kinogrammes aux moments de frappe, de retour de direction de mouvement, et de minima d'activité EMG globale pour chaque condition de mouvement.....96
- Fig. 5.6** Stratégie de contrôle possible pour les mouvements de martelage.....102

Fig. 6.1 Influence de la fatigue sur la cinématique du sciage.....	112
Fig. 6.2 Influence de la fatigue sur l'amplitude articulaire de mouvement durant le sciage.....	118
Fig. 7.1 Schéma du martelage et signaux EMG combinés.....	137
Fig. 7.2 Amplitude angulaire de mouvement moyenne (\pm écart-type) aux articulations individuelles pour les sujets sains non-fatigués, sains fatigués et blessés durant le martelage.....	140
Fig. 7.3 Délais moyens entre l'atteinte de vitesse maximale aux articulations du bras et l'instant de frappe pour les sujets sains non-fatigués, sains fatigués et blessés durant le martelage.....	141

LISTE DES ABRÉVIATIONS

Abréviations françaises :

CMV : contraction maximale volontaire

DL : degré de liberté

EMG : électromyographique

Fig. : figure

LAMR : lésion attribuable au mouvement répétitif

MG : Minimum global (d'électromyographie)

MN : motoneurone

MRMA : mouvement répétitif multi-articulaire

PAUM : potentiel d'action d'unité motrice

PE : point d'équilibre

Q : configuration réelle

R : configuration de référence

RMS : valeur efficace

UM : unité motrice

Abréviations anglaises :

CCW : counter-clockwise

CW : clock-wise

EMG : electromyographic

Fig. : figure

GM : global minimum

HF : healthy fatigued

HNF : healthy non-fatigued

MEE : maximal elbow extension

MEEP : maximal elbow extension and pronation

MEF : maximal elbow flexion

MPQ : McGill pain questionnaire

MRI : magnetic resonance imaging

MU : motor unit

RMS : root-mean-square

SI : shoulder injury

SPADI : shoulder pain and disability index

VAS : visual-analog scale

WMSD : work-related muscular skeletal disorder

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à sincèrement remercier mes codirecteurs de recherche. Dr. Mathieu, merci de m'avoir accueillie à l'Université, j'ai grandement apprécié votre disponibilité et votre aide. Dr. Feldman, un grand merci pour votre exemple de passion pour la recherche et de grande humanité. Je me considère très chanceuse d'avoir pu travailler avec vous deux.

Je tiens également à remercier tous les professeurs qui ont facilité mon passage à l'Université de Montréal, plus particulièrement Dr. Levin pour avoir pris la chance de me confier un tel projet et pour son aide. Merci également à Valeri Goussev et Arnold Mitniski pour leur aide en analyse de données.

Un grand merci à tous mes collègues étudiants qui ont contribué de près ou de loin à la progression de mon projet et à la qualité de vie dans les différents groupes de recherche. Des mercis particuliers à Philippe Archambault, Carmen Cirstae et Marie Beauséjour, et surtout à Nancy St-Onge, anciennement mon idole, maintenant mon modèle!

Que dire de plus? Merci à tous ceux qui m'ont aidée, m'ont tenu la main, m'ont écoutée, m'ont fait progresser. Merci à tous ceux qui m'accompagnent et qui continuent de m'inspirer. Merci à ma famille et ceux qui m'aiment, votre amour me donne des ailes. Je dédie ce travail plus particulièrement à la nouvelle génération des Côtés pour me procurer tant de joie.

CHAPITRE I INTRODUCTION

Les mouvements répétitifs multi-articulaires (MRMA) exigent la contribution coordonnée de plusieurs muscles. Vu le nombre élevé de muscles pouvant contribuer à produire un mouvement, le système moteur se trouve dans une situation de redondance musculaire. La façon dont le système gère cette redondance est mal comprise. C'est dans ce contexte qu'un modèle selon lequel le système nerveux pourrait contrôler le mouvement en spécifiant une configuration corporelle de référence, définie par l'ensemble des seuils de recrutement de chaque muscle, a été proposé (Feldman et Levin, 1995). L'EMG serait alors fonction de la différence entre la configuration corporelle de référence et la configuration réelle. Lors de mouvements répétitifs, on s'attendrait donc à observer la présence d'un minimum d'EMG global chez l'ensemble des muscles près du point de retour de direction du mouvement.

Pour identifier comment le contrôle des MRMA s'effectue, il faut disposer de données biomécaniques tant au niveau des muscles impliqués qu'au niveau de la coordination de leur activité. Peu d'instruments de mesure permettent d'enregistrer l'activité de différentes parties d'un muscle même si différents faisceaux d'un muscle peuvent être innervés de façon indépendante (McAndrew et Brown, 1995; McMahon et al., 1991). Alors que certains agencements d'électrodes de surface ont déjà été élaborés (Roeleveld et al., 1997a-b-c), peu de systèmes sont assez robustes pour être utilisés en situation expérimentale, voire

même clinique. De plus, ces systèmes sont difficilement utilisables durant un mouvement. Il existe aussi peu d'outils de mesure de coordination multi-musculaire et multi-articulaire. Ceux-ci sont indispensables dans l'étude de mouvements recrutant plusieurs articulations, tels les mouvements étudiés dans cette thèse.

La nature répétitive des MRMA est souvent source de fatigue. La fatigue est prévalente tant dans la vie de tous les jours que dans le milieu industriel où elle peut engendrer d'importantes baisses de rendement. D'où l'importance d'une bonne compréhension du rôle de la fatigue sur la performance des MRMA. Plusieurs études ont documenté les effets de la fatigue sur les muscles individuels (fatigue locale). Cependant, peu est connu sur l'influence de la fatigue au niveau de la coordination du mouvement (contrôle central).

Les MRMA sont également associés à certains types de blessures. On regroupe plusieurs d'entre elles sous l'appellation « Lésions attribuables au mouvement répétitif » (LAMRs). Dans certains milieux de travail, jusqu'à 40% des individus peuvent être ou avoir été victimes de blessures liées à la nature répétitive de leur travail (Guidotti, 1992). Les blessures à la coiffe des rotateurs (Viikari-Juntura, 1998), et celles liées au syndrome d'accrochage (Hawkins & Hobeika, 1983) sont des plus communes dans la pratique d'activités recrutant le bras. Le mécanisme de ces blessures est mal compris et peut incorporer plusieurs facteurs (Malchaire et al., 1996). Au même titre que la fatigue, on peut penser

qu'une blessure associée au MRMA peut avoir des conséquences sur l'aspect de coordination du mouvement. Le système possède une redondance qui pourrait être utilisée pour pallier aux effets limitateurs de la fatigue ou d'une blessure.

On se propose donc dans cette thèse de présenter des façons de décrire le comportement neuro-musculaire du bras à plusieurs niveaux du système. Premièrement au niveau des faisceaux musculaires avec la validation d'une matrice d'électrodes en tant qu'instrument de mesure de l'activité musculaire de surface. L'hypothèse sous-jacente de cette approche est qu'il est possible, à l'aide d'un système approprié, d'obtenir une représentation de phénomènes EMG locaux sur la surface du bras. Deuxièmement, nous analyserons le bras aux niveaux multi-musculaire et multi-articulaire avec la vérification de l'hypothèse de configuration de référence ainsi qu'à l'aide de l'élaboration de différents indices de coordination lors de mouvements répétitifs. L'hypothèse sous-jacente à cette approche est que le système peut diminuer la complexité apparente des mouvements multi-musculaires et multi-articulaires en combinant des commandes locales en certaines commandes globales du mouvement, et que nous pouvons trouver des instruments de mesure globale du mouvement pour vérifier ceci. Finalement, cette thèse propose de décrire le comportement neuromusculaire du bras devant deux obstacles à la performance : en situation de fatigue et en situation de blessure. L'hypothèse sous-jacente à cette partie est que lors de la performance de mouvements répétitifs multi-musculaires et multi-articulaires, des

caractéristiques non seulement locales, mais également globales du mouvement peuvent être influencées par la fatigue et la blessure.

Après la revue de littérature qui suit, on retrouvera quatre chapitres constitués essentiellement de quatre articles qui représentent le corps de cette thèse. Le premier article illustre les patrons EMG de surface enregistrés à l'aide d'une matrice d'électrodes. Le deuxième relate des tests de l'hypothèse de configuration de référence réalisés à l'aide de différents types de mouvements de martelage. Le troisième rapporte les changements de coordination apportés suite à la fatigue lors du sciage. Dans le quatrième, on compare des paramètres du mouvement de martelage associés à la fatigue à ceux en présence d'une blessure à l'épaule. Ensuite, une discussion et une conclusion viseront à faire une interprétation critique de nos résultats et à établir des recommandations concernant la poursuite de ce genre d'expérimentation.

CHAPITRE II REVUE DE LITTÉRATURE

2.1 INTRODUCTION

Étant donné que certains aspects de la fatigue et de la blessure à l'épaule affectent le biceps et peut-être indirectement le coude, la revue anatomique fonctionnelle se penchera sur le bras, sur l'articulation de l'épaule et du coude ainsi que les muscles qui s'y rattachent. Cette section est suivie par une revue des travaux d'instrumentation sur les matrices d'électrodes de surface. La section suivante résume la théorie derrière le modèle λ du contrôle moteur et se penche plus précisément sur l'hypothèse de configuration de référence. Un résumé du phénomène de fatigue et comment celui-ci influence les MRMA suit. Une section résumant les travaux effectués sur l'aspect biomécanique et de contrôle des mouvements avec pathologie à l'épaule termine cette revue.

2.2 ANATOMIE DU BRAS (tirée de Jenkins, 1998 et de Netter, 1999).

2.2.1 Os et articulations de l'épaule

Les principaux os de l'épaule sont la clavicule et la scapula (ceinture scapulaire), ainsi que l'humérus (Fig. 2.1). La clavicule est un os cylindrique en forme de "s" s'articulant avec la scapula à son extrémité latérale et avec le sternum à son extrémité médiale. La scapula décrit une forme triangulaire, avec une surface plate recouverte de l'épine à sa face postérieure. Elle est reliée à la

clavicule et l'humérus. L'humérus est un os longiligne constituant le segment supérieur du bras et dont la tête s'articule avec la cavité glénoïde de la scapula. Trois articulations majeures lient le membre supérieur au tronc. L'articulation principale de l'épaule est l'articulation gléno-humérale, qui relie la surface articulaire de la cavité glénoïdale de la scapula à la tête de l'humérus. Cette articulation de type sphéroïde est protégée par une faible capsule articulaire et de forts ligaments. L'amplitude de mouvement à l'épaule est augmentée par les mouvements aux articulations secondaires. Celles-ci sont l'articulation sterno-costo-claviculaire et l'articulation acromio-claviculaire (non-illustrées). L'espace de glissement compris entre la scapula et le thorax peut aussi être considéré comme une articulation (articulation scapulo-thoracique) car il se comporte en tant que telle au point de vue fonctionnel, permettant des mouvements d'élévation et d'abaissement, d'abduction et d'adduction, et de rotation supérieure et inférieure. L'articulation sterno-costo-claviculaire relie le sternum, la première côte et la clavicule, est du type énarthrose, et comporte trois axes de mouvement. Ses actions sont étroitement reliées aux mouvements à l'articulation scapulo-thoracique. L'articulation acromio-claviculaire du type arthroïde relie la clavicule à l'acromion de la scapula et ne permet que des mouvements de glissement secondaires. L'épaule possède une amplitude articulaire importante augmentée par les mouvements de la scapula, mais limitée par les courts muscles de cette région.

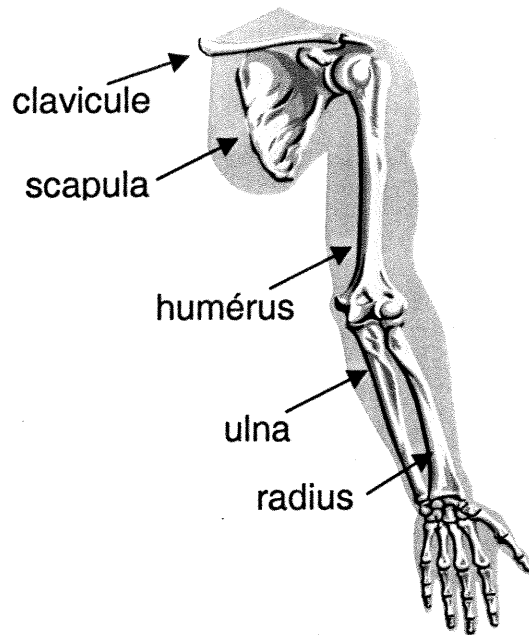


Fig. 2.1 : Os du bras (vue antérieure)

2.2.2 Muscles et mouvements de l'épaule

On présente au Tableau 2.I les principaux muscles agissant au niveau de l'épaule. Leur origine, leur point d'insertion, et leur innervation sont aussi indiqués (les principaux muscles de surface de l'épaule et du bras sont illustrés à la Fig. 2.2). Les muscles de l'épaule permettent divers mouvements qu'on peut diviser en mouvements scapulaires et mouvements de l'humérus. Les mouvements scapulaires comprennent :

- l'élévation, effectuée par le faisceau supérieur du trapèze, l'élévateur de la scapula et les rhomboïdes;
- l'abaissement, produit par le petit pectoral, le subclavier, le grand dorsal, le faisceau inférieur du trapèze, le faisceau inférieur du dentelé antérieur et le faisceau inférieur du grand pectoral;
- la rotation supérieure, produite par le trapèze et le dentelé antérieur;

- la rotation inférieure, produite par les rhomboïdes, l'élèveur de la scapula, les pectoraux et le grand dorsal;
- l'abduction (projection antérieure) effectuée par le dentelé antérieur et les pectoraux; et
- l'adduction (projection postérieure) produite par le faisceau moyen du trapèze, les rhomboïdes et le grand dorsal.

Finalement, les muscles abducteurs et adducteurs sont des fixateurs de la scapula, contribuant à maintenir la stabilité de l'épaule.

MUSCLE	ORIGINE	INSERTION	NERF
Grand pectoral	$\frac{2}{3}$ médial de la clavicule, sternum, cartilages costaux 1-6	Bord latéral du sillon intertuberculaire (crête du tubercule majeur)	Pectoral latéral & médial
Petit pectoral	Côtes 3-5	Processus coracoïde de la scapula	Pectoral médial
Sterno-cléido-mastoïdien	(manubrium) du sternum, $\frac{1}{3}$ médial de la clavicule	Processus mastoïdien du crâne	Accessoire
Subclavier	1 ^{ère} côte	Face inférieure de la clavicule	Subclavier
Trapèze	Protubérance occipitale externe du crâne, ligament nuchal, processus épineux C7, T1-T12	Épine de la scapula, acromion, $\frac{1}{3}$ latéral de la clavicule	Accessoire (C3-C4 sensitif)
Grand dorsal	Processus épineux T7-T12, lombaires, sacrales; partie postérieure de la crête iliaque	Crête du tubercule mineur, (plancher) du sillon intertuberculaire de l'humérus	Thoraco-dorsal
Élèveur de la scapula	Processus transverse C1-C4	Angle & partie supérieure du bord médial de la scapula	C3, C4, (dorsal scapulaire)
Petit rhomboïde	Partie inférieure du ligament nuchal, processus épineux C7-T1	Bord médial de la scapula (base de l'épine)	(dorsal scapulaire)
Grand rhomboïde	Processus épineux T2-T5	Bord médial de la scapula (en bas de l'insertion du petit rhomboïde)	(dorsal scapulaire)
Dentelé antérieur	Côtes 1-8 (Paroi thoracique antérolatérale)	Bord médial de la scapula, angle inférieur	(thoracique long)
Deltoïde	$\frac{1}{3}$ latéral de la clavicule, acromion, épine de la scapula	Tubérosité deltoïdienne (corps de l'humérus)	Axillaire
Grand rond	Angle inférieur de la scapula	Bord médial du sillon intertuberculaire de l'humérus	Subscapulaire inférieur
*Petit rond	$\frac{2}{3}$ supérieur du bord latéral de la scapula	Tubercule majeur de l'humérus (sous l'insertion de l'infra-épineux)	Axillaire
*Supra-épineux	Fosse supra-épineuse de la scapula	Tubercule majeur de l'humérus	Supra-scapulaire
*Infra-épineux	Fosse infra-épineuse de la scapula	Tubercule majeur de l'humérus (sous l'insertion du supra-épineux)	Supra-scapulaire
Coraco-brachial	Processus coracoïde de la scapula	Surface antéro-médiale du corps de l'humérus	Musculo-cutané
Subscapulaire	Fosse subscapulaire de la scapula	Tubercule mineur et tête de l'humérus	Subscapulaire inférieur et supérieur

Tableau 2.I: description fonctionnelle des muscles de l'épaule

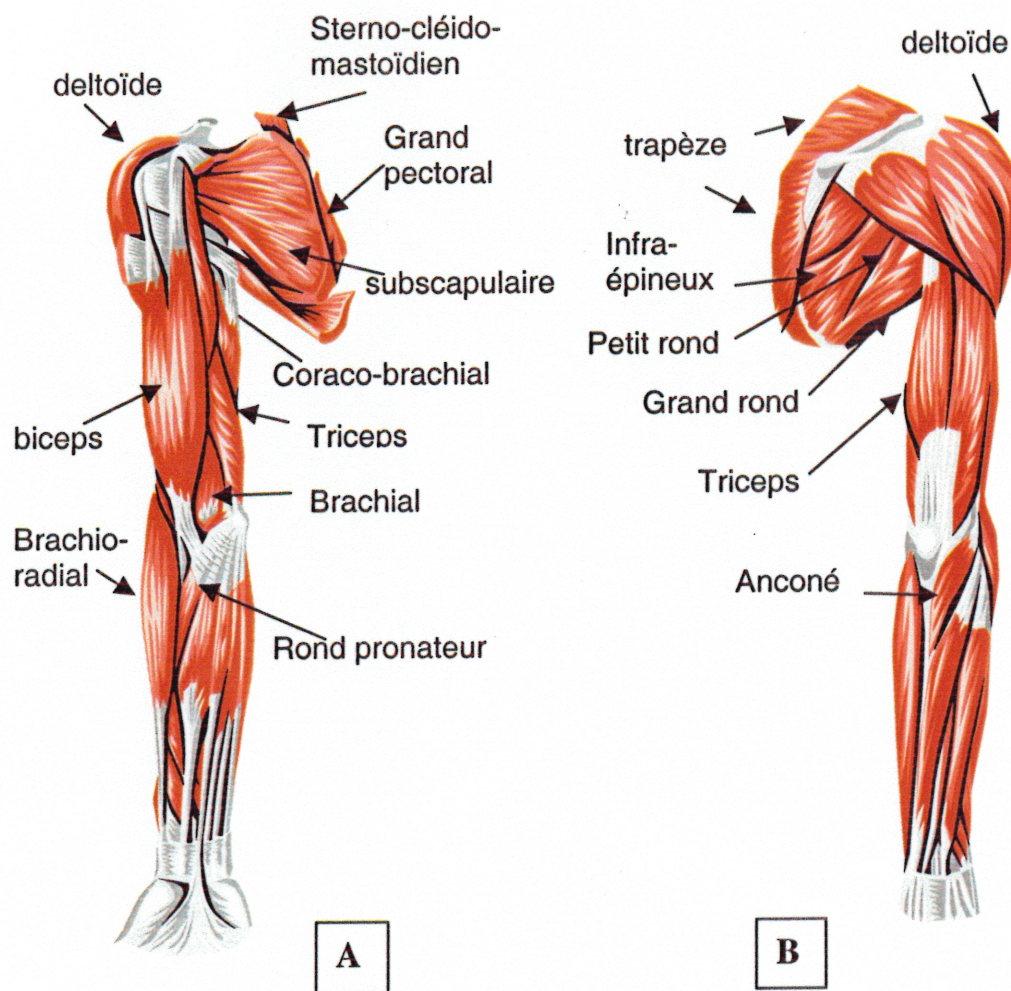


Fig. 2.2 : Muscles superficiels bras. A : vue antérieure ; B : vue postérieure

Les mouvements de l'humérus comprennent:

- la flexion, produite par la portion antérieure du deltoïde, la portion claviculaire du grand pectoral, le coraco-brachial et le biceps brachial (chef court), deux muscles agissant principalement au coude;
- l'extension, effectuée par la partie postérieure du deltoïde, le grand dorsal, le chef sterno-costal du grand pectoral, le grand rond et le long chef du triceps brachial;
- l'abduction, effectuée par le deltoïde (surtout la partie latérale) et le supra-épineux;

- l'adduction, produite par le grand pectoral, le grand dorsal, et le grand rond, et assistée par le coraco-brachial et le long chef du triceps brachial;
- la rotation médiale, principalement effectuée par le subscapulaire, assisté du grand pectoral, du grand dorsal, de la portion claviculaire du deltoïde et du grand rond; et
- la rotation latérale, produite par l'infra-épineux, le petit rond et la portion postérieure du deltoïde.

2.2.3 Os et articulations du coude

Les trois os constituant les articulations du coude sont : l'humérus, le radius et l'ulna, tous des os longilignes (Fig. 2.1). Le radius et l'ulna sont configurés de façon quasi-parallèle (s'entrecroisant en position de pronation) avec l'ulna à la surface médiale, et constituent le segment de l'avant-bras. Le ligament interosseux relie ces deux os sur la majeure partie de leurs surfaces connexes. L'articulation huméro-ulnaire relie la trochlée de l'humérus à l'incisure trochléaire de l'ulna. L'articulation huméro-radiale est formée du capitulum de l'humérus et de la tête du radius (fosse concave). Ces deux articulations agissent en une seule pour les mouvements de flexion et d'extension. Due à la configuration de levier (charnière) de l'olécrâne de l'ulna, l'amplitude de l'hyperextension du coude est très minime (varie d'un individu à un autre). L'articulation radio-ulnaire proximale relie la surface externe de la tête du radius à l'incisure radiale de l'ulna et, en synchronisation avec l'articulation radio-ulnaire distale (qui joint les extrémités distales du radius et de l'ulna),

permet les mouvements de pronation-supination (rotation de la tête du radius autour de l'ulna). Ces deux articulations sont du type trochoïde (pivot).

2.2.4 Muscles et mouvements du coude

Le Tableau 2.II identifie les muscles agissant au niveau du coude

MUSCLE	ORIGINE	INSERTION	NERF
Biceps brachial	Chef court : extrémité du processus coracoïde de la scapula; chef long : tubercule supra-glénoïdal de la scapula	Tubérosité radiale (radius), aponévrose bicipitale dans le (fascia) de l'avant-bras	Musculo-cutané
Brachial	½ inférieure de la surface antérieure de l'humérus, septum intermusculaire	Tubérosité ulnaire (ulna)	Musculo-cutané, radial
Triceps brachial	<u>Chef long</u> : tubercule infra-glénoïdal de la scapula; <u>chef latéral</u> : surface postérieure de l'humérus en haut du sillon du nerf radial, septum inter-musculaire latéral; <u>chef médial</u> : surface postérieure de l'humérus sous le sillon du nerf radial, septae intermusculaires	Extrémité proximale de l'olécrâne de l'ulna	radial
Anconé	Épicondyle latéral de l'humérus	Coté latéral de l'olécrâne de l'ulna	radial
Rond pronateur	Épicondyle médial de l'humérus, processus coronoïde de l'ulna	Surface latérale du corps du radius	médian
Carré pronateur	¼ distal de l'ulna	Partie distale du radius	médian
Brachio-radial	Crête supracondyloïde latérale de l'humérus, septum intermusculaire du bras	Coté latéral de l'extrémité distale du radius	radial
Supinateur	Surface postéro-latérale de l'ulna sous l'incisure radiale, épicondyle latéral, ligament collatéral radial et annulaire	Partie proximale du corps du radius	radial

Tableau 2.II : Description fonctionnelle des muscles du coude

Les mouvements permis à l'articulation du coude sont :

- la flexion, produite par les muscles de la loge antérieure (biceps brachial et brachial, ainsi que le muscle brachio-radial de l'avant-bras assisté par le long extenseur radial du carpe et le rond pronateur);
- l'extension, exécutée par les muscles de la loge postérieure (triceps brachial et anconé);
- la pronation (paume de la main vers l'arrière), effectuée aux articulations radio-ulnariennes proximale et distale principalement par le carré et le rond pronateurs. Les muscles fléchisseur radial du carpe et long palmaire peuvent également contribuer à la pronation (voir muscles de la main). Le brachio-radial peut faciliter la pronation en plaçant le bras dans une configuration plus avantageuse à la pronation qu'à la supination lors de la flexion du coude.
- la supination (paume de la main vers l'avant), également effectuée aux articulations radio-ulnariennes, principalement produite par le supinateur et le biceps brachial, aidés par le long extenseur radial du carpe (voir muscles de la main). L'anconé, en plus d'être extenseur du coude, est stabilisateur de l'ulna dans les divers mouvements du coude.

2.3 LA CAPTATION DU SIGNAL EMG

2.3.1 Le signal EMG

L'unité fonctionnelle du système moteur est l'unité motrice (UM), formée d'un motoneurone (MN) et de toutes les fibres musculaires que celui-ci innerve. Les corps cellulaires des motoneurones sont situés dans la corne antérieure de la moëlle épinière. Leurs axones quittent la moëlle par les racines ventrales et rejoignent le muscle à la plaque motrice, plateforme où un motoneurone et des fibres musculaires associées dans l'unité motrice font contact.

Les commandes d'activation musculaire peuvent émaner de processus volontaires ou involontaires (réflexes). Elles prennent les formes de potentiels

d'action, qui sont sommés pour constituer le potentiel d'action à l'unité motrice (PAUM), sorte de dipôle se propageant à la manière d'un courant dc à une vitesse moyenne de 4m/s. Lorsqu'un PAUM atteint une valeur dépassant le seuil de potentiel membranaire, des processus de dépolarisation des membranes sont déclenchés via l'action régulatrice de l'acétylcholine et le transport d'ions Na^+ . Ces mécanismes donnent lieu à la contraction musculaire, qui est régulée par l'action d'ions Ca^{++} et dont la conséquence est le glissement relatif des filaments épais et minces des fibres produits par les liens de ponts d'union entre celles-ci (Huxley et Hanson, 1954). Le signal EMG est donc la manifestation électrique de l'activation neuromusculaire associée à l'ensemble des UMs d'un muscle contracté (Basmajian et DeLuca, 1985). Le milieu dans lequel le signal EMG se propage est un volume conducteur que l'on suppose mono-domaine, isotropique, résistif et fréquemment homogène (Plonsey, 1995).

2.3.2 Types d'électrodes

Les deux principaux types d'électrodes utilisées pour capter l'EMG sont les électrodes implantées et les électrodes de surface. Les premières doivent être insérées directement au travers de la peau jusqu'au muscle. Elles fournissent une information localisée dans le muscle mais sont inconfortables et il y a possibilité de contamination si leur stérilisation n'a pas été adéquate. Les électrodes de surface sont constituées de surfaces conductrices non-polarisables (pour éviter l'accumulation de charges à l'interface électrode-électrolyte) qu'on fixe sur la

peau. Il s'agit fréquemment d'électrodes en argent et chlorure d'argent (Ag-AgCl) : quasi-impolarisables elles sont peu sensibles au bruit électronique ambiant et, surtout aux potentiels aux fréquences relativement basses du signal électrocardiographique. Elles captent donc surtout les signaux de contraction des muscles superficiels.

2.3.3 Matrices d'électrodes de surface

La zone de captation d'une électrode de surface a un rayon approximativement égal au carré du rayon de l'électrode employée. Helal et al. (1992) ont démontré que les électrodes agissent comme un filtre passe-bas sur le spectre du signal EMG: la fréquence de coupure étant inversement proportionnelle au diamètre. Avec des électrodes de grand diamètre, il y a risque que l'activité des muscles voisins soit captée, ce qui peut masquer le signal d'intérêt. Pour capter des phénomènes électriques localisés, on préférera donc des électrodes relativement petites mais elles ne permettent cependant pas d'analyser facilement l'activité de gros muscles. De plus, certaines études (McAndrew et Brown, 1995; McMahan et al., 1991) démontrent qu'il peut y avoir un contrôle différentiel de certaines parties d'un même muscle. En regroupant des électrodes de surface sous forme de matrice, on facilite la captation de potentiels originant de faisceaux musculaires. Depuis l'étude de Monster (1980) démontrant que des potentiels d'action à l'intérieur d'un volume conducteur pouvaient être localisés à l'aide d'une rangée d'électrodes de surface, plusieurs travaux ont été entrepris

dans le but de créer des systèmes multi-électrodes plus sophistiqués. Masuda et al. (1986) ont combiné 17 électrodes de surface de 0.64 mm^2 en une rangée permettant de mesurer la propagation de potentiels le long des fibres musculaires. Yamada et al. (1987) ont introduit une matrice (6 X 10) d'électrodes de diamètre = 2 mm permettant la captation simultanée de potentiels provenant de différents faisceaux du biceps humain. Roeleveld et al. (1997a-b-c) ont introduit différentes configurations de matrices d'électrodes (2 X 15; 2 X 18; 2 X 29) permettant une meilleure résolution spatiale à l'aide d'électrodes de diamètre de 1.2 mm. Ces travaux ont contribué à perfectionner certains aspects des systèmes de matrices d'électrodes de surface, notamment la précision des mesures et la miniaturisation des instruments. Cependant, d'autres aspects, comme la grandeur de la surface musculaire simultanément analysée, et la flexibilité des systèmes pour application potentielle lors de mouvements en situation expérimentale ou clinique restent à améliorer.

2.4 MODÈLE λ ET HYPOTHÈSE DE CONFIGURATION DE RÉFÉRENCE

2.4.1 Le modèle λ

La théorie du modèle λ a été élaborée lors de mouvements de délestage à la suite d'observations de points d'équilibre (PE) entre les moments de force développés par un muscle, et l'angle de l'articulation correspondante (Asatryan et Feldman, 1965; Feldman, 1966a-b). On avait trouvé que sans intervention

volontaire du sujet, il existait une relation constante nommée caractéristique invariante entre la force du muscle et sa longueur. Le PE caractérisant un muscle se trouve donc à l'intersection entre la caractéristique invariante et sa caractéristique charge-longueur. Selon ce modèle, les muscles fonctionnent donc comme des ressorts non linéaires (Feldman, 1986). Le contrôle des mouvements se baserait sur l'interaction entre l'environnement, certains mécanismes réflexes et centraux, et la spécification volontaire d'un PE. La variable de contrôle d'un PE est λ , qui détermine la longueur-seuil de chaque muscle, correspondant au seuil du réflexe d'étirement, au-delà duquel ses MNs sont recrutés (Fig. 2.3). Pour être transformée de mesure électrique à mesure spatiale (Feldman et Levin, 1993), la variable de contrôle agit au niveau des membranes des MN α en modifiant leur potentiel. Lorsque le muscle est étiré, un premier MN est dépolarisé et la contraction musculaire émerge via l'action des afférences proprioceptives, et la suite du mécanisme de contraction musculaire s'opère selon les principes de recrutement d'unités motrices (Henneman, 1957). Le « *size principle* » peut être transposé dans le cadre du modèle λ : alors que les plus petites unités motrices, ayant un seuil d'activation plus faible, sont activées en premier, les muscles dont le λ est plus petit le sont également. En dynamique, le seuil de recrutement d'un MN est plus bas qu'en statique (Feldman, 1986). Il peut être caractérisé par l'équation suivante :

$$\lambda^* = \lambda - \mu dx/dt + \rho + f(t) \quad (1)$$

où μ est une variable de contrôle qui représente la sensibilité des afférences des fuseaux neuromusculaires à la vitesse du mouvement (dx/dt); ρ est le changement de seuil dû aux afférences proprioceptives des autres muscles, et $f(t)$ représente les changements de seuils dûs aux propriétés intrinsèques des motoneurones (relatifs au temps).

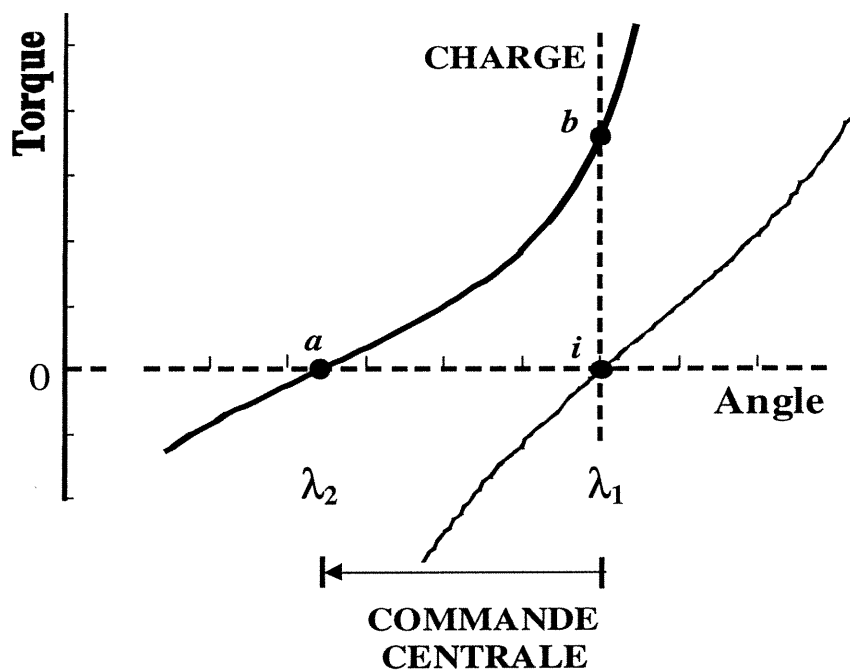


Fig. 2.3 : Schématisation d'une stratégie de contrôle d'une articulation. Initialement, le système spécifie le seuil λ_1 et les muscles de l'articulation génèrent des forces qui dépendent de la différence entre les angles réel et seuil (courbe pleine de droite). En absence de forces externes agissant sur l'articulation, les caractéristiques de charge coïncident avec l'abscisse (torque = 0, ligne horizontale pointillée). Le système est stabilisé au point d'équilibre i (cercle en bas à droite). En changeant l'angle-seuil de λ_1 à λ_2 , le système déplace la caractéristique torque-angle vers la gauche pour que le point d'équilibre (point d'intersection entre le muscle et sa caractéristique de chargement) soit déplacé de i à a et que l'EMG et les forces générées amènent le système à un autre point d'équilibre (mouvement volontaire). Si le mouvement est bloqué, le point d'équilibre se déplace à b (le nouveau point d'intersection), résultant en des forces musculaires considérables au même angle.

Le profil d'amplitude et de fréquence du signal EMG est proportionnel à la différence entre la longueur seuil spécifiée et sa longueur actuelle. Ce profil dépend aussi de la vitesse de mouvement et de l'interaction inter-musculaire. L'action des muscles ainsi produite vise à rétablir l'équilibre entre les deux longueurs des muscles. Ceci indique que l'EMG n'est pas une variable de contrôle, mais émerge du contrôle de la longueur-seuil des muscles, de concert avec les forces externes et la cinématique du mouvement.

2.4.2 Contrôle de la configuration de référence comme solution au problème de redondance

En intégrant l'information de ses composantes biomécaniques, le système nerveux peut combiner les comportements de plusieurs muscles en un système multi-musculaire et définir une configuration corporelle correspondant à l'ensemble des λ de chaque muscle. Cette configuration de référence R est définie par un vecteur regroupant chaque valeur λ , et est contrôlée par le système nerveux chez tous les muscles simultanément par la manipulation des interactions inter-musculaires régulées par les afférents proprioceptifs et les neurones spinaux et supra-spinaux. Pour les systèmes multi-musculaires, l'activité des muscles émerge de la comparaison entre R et la configuration réelle du corps (Q), combiné avec des facteurs locaux propres à chaque muscle tels les bras de levier, l'arrangement anatomique, les propriétés électrophysiologiques des UMs, les mécanismes réflexes de position, vitesse et force (Feldman et Levin, 1995; Jankowska 1992;

Nichols 1995). Ces facteurs locaux sont responsables de la diversité des patrons d'activité musculaire pouvant produire une même action. De plus, étant donné les influences entre les valeurs de λ des différents muscles, l'état du système multi-musculaire est également caractérisé par les commandes centrales réciproque (entrée de contrôle réciproque aux agonistes et antagonistes) et de coactivation (entrée de contrôle d'activation conjointe agoniste-antagoniste). La commande réciproque influence R et, en conséquence, déplace le point d'équilibre du système. La commande de coactivation définit une plage angulaire où les muscles antagonistes peuvent être activés ou désactivés de façon simultanée, et sa manipulation n'a pas d'influence directe sur le mouvement mais plutôt sur la rigidité des articulations et la stabilité du système. De plus, quand les deux commandes sont utilisées ensemble, la commande de coactivation contribue à augmenter les torques d'accélération-déccélération, ce qui permet d'augmenter la vitesse du mouvement (Feldman & Levin, 1995).

Le système nerveux se base sur quelques principes pour organiser un mouvement complexe. Les principes gouverneurs de l'hypothèse de configuration de référence incluent la correspondance biomécanique, selon laquelle le système nerveux spécifie un agencement d'angles seuils articulaires pour tous les degrés de liberté (DLs) du système pour constituer la configuration de référence R . Quant au principe de stratégie de choix de patrons de coordination, le principe d'interaction minimale spécifie que le système choisit des patrons dans le but de maintenir le contrôle d'un mouvement à un niveau minimal de complexité, avec

le minimum d'interaction possible entre les différentes composantes du système, et avec l'environnement. Cette hypothèse du contrôle de mouvements multi-articulaires est en accord avec les travaux qui ont démontré que certains neurones du cortex étaient sensibles à l'activité des muscles de même qu'à l'amplitude et la direction de force qu'ils produisent (Georgopoulos et al., 1982, 1992; Sergio et Kalaska, 1998; Tax et al., 1989). L'intérêt de l'hypothèse de configuration de référence repose essentiellement dans sa simplicité d'opération et la possibilité d'interaction avec l'environnement dans la production de mouvements volontaires. De plus, il offre une solution au problème de redondance musculaire (Bernstein, 1967), qui pose la question de comment le système nerveux, qui possède plus de variables que de DLs, réussit à coordonner ses actions pour produire des actions simples et stéréotypées.

En résumé, λ , et R au niveau multi-musculaire, agissent comme des paramètres ou configurations d'attraction dans la production d'un mouvement, entraînant des actions musculaires produites dans le but d'atteindre l'équilibre. Dans cet état, tous les muscles sont à leurs longueurs seuils respectives. Une période de silence musculaire est alors observée simultanément à travers tous les muscles, qu'ils agissent en tant qu'agonistes, antagonistes ou stabilisateurs, ou qu'ils soient peu impliqués dans le mouvement. Dans la majorité des mouvements, R précède Q en raison des forces inertielles et réactives et des délais de transmission et de rétroaction. Cependant, une période de silence peut être atteinte occasionnellement chez tous les muscles de façon simultanée (Fig. 2.4).

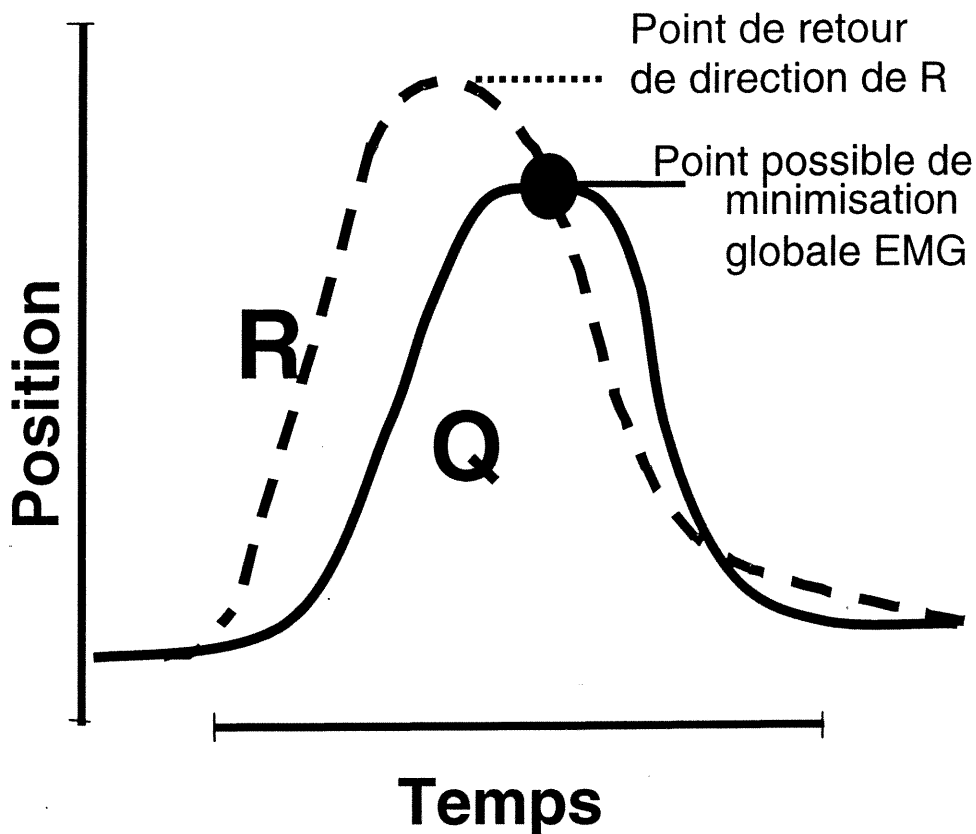


Fig. 2.4 : Schématisation du contrôle multi-musculaire selon l'hypothèse de configuration de référence. R est la variable de contrôle multi-musculaire et représente une configuration corporelle virtuelle de contrôle. Q est la variable représentant la configuration réelle du corps. L'ordonnée représente une caractéristique spatiale de ces configurations (par exemple, la hauteur du marteau lors du martelage). R précède toujours Q et agit en tant que point d'attraction pour celui-ci. L'ampleur de l'activité musculaire globale est proportionnelle à la différence entre ces deux configurations, et le système cherche à minimiser cette différence. Les deux configurations peuvent se croiser au point de retour de direction du mouvement (cercle hachuré) ou dans ses environs. Au point de croisement des deux configurations, un minimum d'activation musculaire globale est observé.

Ceci est observé lorsque R et Q se croisent de façon transitoire lors de mouvements incluant des retours de direction, ou lors de mouvements cycliques.

En effet, des minima d'EMG globale ont été observés chez les humains accomplissant des mouvements de levée-assis à partir d'une chaise (Feldman et al., 1998) et chez les singes lors de mouvements de rotation horizontale d'aller-retour (Lestienne et al., 2000). Cette conséquence de l'hypothèse de la configuration de référence a également été vérifiée lors de mouvements répétitifs de martelage dans plusieurs directions et de sciage dans le présent projet.

D'autres modèles de contrôle du mouvement ont été proposés dans la littérature. Alors que le modèle λ part du principe que ce sont les longueurs-seuil des muscles qui sont contrôlées, le modèle α (Bizzi et al., 1982) suggère que c'est la rigidité du muscle qui est contrôlée via la spécification du niveau d'activation du muscle. Selon eux, c'est la fréquence de décharge des motoneurones α qui déterminerait la relation force-longueur, donc les points d'équilibre des muscles. Les adeptes du modèle λ considèrent que l'EMG ne peut pas directement être contrôlée puisqu'elle est affectée par les réflexes segmentaux et dépend donc de la cinématique de la tâche (Houk, 1976). Les autres modèles de contrôle moteur se basent sur la spécification d'autres paramètres du mouvement tels la force, la rigidité, la cinématique et le torque (Bock et Arnold, 1993). Cependant, il existe plusieurs choix de configurations corporelles cinématiques pour une valeur donnée de force, torque ou rigidité. Ces modèles ne peuvent distinguer entre ces différents choix de position. Pour solutionner ce problème, les modèles de dynamique inverse (Hollerbach et Atkeson, 1987 ; Soechting et Terzuolo, 1986) se basent sur la spécification de certains paramètres cinématiques du mouvement,

comme la trajectoire du segment terminal, et supposent que le système calcule les torques musculaires nécessaires pour accomplir ces trajectoires. Cependant, cette approche implique des calculs en temps réels qui peuvent s'avérer très complexes, surtout lorsque le mouvement planifié fait face à une perturbation. Il est possible de bien modéliser certains mouvements suivant cette approche, mais elle nous renseigne peu sur la neurophysiologie du contrôle des mouvements.

2.5 INFLUENCE DE LA FATIGUE SUR LE MOUVEMENT

Enoka et Stuart (1992) décrivent la fatigue comme un phénomène graduel engendrant une incapacité à maintenir un niveau de force, et contribuant à augmenter la perception de la difficulté d'une tâche. Jurell (1998) la définit par une diminution de la capacité maximale à générer de la force ou de la puissance due à l'exercice. La fatigue peut résulter de déficits dans les mécanismes d'excitation, de contraction, ou d'interaction entre les deux étapes de l'action musculaire. La diminution de force produite par le muscle suite à la fatigue peut être due à une moins grande libération de calcium du réticulum sarcoplasmique (Allen et al., 1989), ou à une production de métabolites nuisant au processus de contraction musculaire (Jurell, 1998). La fatigue peut influencer tous les niveaux du système moteur, en commençant par les changements des afférences provenant des centres supra-segmentaires jusqu'à une réduction de l'activité des protéines contractiles musculaires (Enoka et Stuart, 1992). Lorsqu'observée au niveau du signal EMG de surface, la fatigue peut être mesurée à l'aide de certains

paramètres du domaine temporel et fréquentiel. L'avantage des indicateurs du domaine temporel est qu'ils peuvent être facilement mesurés même durant des mouvements dynamiques. Les paramètres du spectre de puissance du signal EMG (domaine fréquentiel) sont généralement plus fiables mais font face au problème de non-stationarité du signal lors de mouvements dynamiques (Enoka et Stuart, 1992). Les mécanismes de fatigue dépendent de la tâche, de la coordination entre les différentes composantes du système, de l'expérience et la capacité d'adaptation de l'individu, et comportent même une composante psychologique. Finalement, certains facteurs environnementaux comme la température ambiante peuvent également modifier l'influence de la fatigue. Oksa et al. (2002) ont démontré qu'une plus grande fatigue, mesurée à l'aide de l'augmentation de l'amplitude du signal EMG, a été induite à une température ambiante plus froide que normale (5°C). Par contre, Edwards et al. (1972) ont mesuré des temps d'endurance plus courts dans les muscles quadriceps réchauffés comparativement aux muscles à température ambiante et à ceux refroidis.

2.5.1 Fatigue périphérique

Les conséquences de la fatigue observées au niveau périphérique (des UMs) sont la perte de force, de puissance, de vitesse de contraction, et de vitesse de développement de force musculaires, et la compression du spectre de puissance (Bigland-Ritchie et al., 1983; De Luca, 1984; Enoka et Stuart, 1992; Komi et al., 1992). Dans le domaine fréquentiel, la fatigue se traduit généralement en une

diminution de la fréquence moyenne ou médiane du spectre (Christensen, 1986; Milner-Brown et al., 1986). Malmqvist et al. (1981) ont observé l'augmentation de la fréquence médiane du spectre EMG du trapèze échantillonné de façon quasi-statique lors de travail continu de maçonnerie. Hagg et al. (1987) ont utilisé une méthode de calcul du nombre de passages à zéro du signal EMG non-rectifié pour démontrer la présence de fatigue lors de contraction isométriques des muscles de l'épaule. Finalement, la fatigue peut également être associée dans certains cas au tremblement, qui est observé aux fréquences de décharges des UMs aux alentours de 10 Hz (Sommerich et al., 1993).

L'influence de la fatigue sur les paramètres temporels du signal EMG n'est pas toujours la même. Woods et al. (1987) ont démontré une diminution de l'amplitude du signal EMG lors de contractions maximales volontaires (CMVs). Cependant, d'autres études démontrent l'augmentation de l'amplitude des signaux des muscles agonistes avec la fatigue. Ceci a été démontré chez le trapèze supérieur et le biceps brachial lors du martelage, chez le trapèze supérieur, le deltoïde antérieur et l'infraspinatus lors du sciage et chez le deltoïde antérieur durant l'usage répétitif du tournevis (Hammar skjöld et Harms-Ringdahl, 1992). Hansson et al. (1992) ont aussi mesuré l'augmentation du maximum de la valeur efficace (RMS) du signal EMG provenant du trapèze supérieur lors de l'élévation maintenue du bras, résultats similaires à ceux observés lors de la fatigue induite aux fléchisseurs du tronc (Morlock et al., 1997) mais pas nécessairement chez tous les sujets (Mathieu et Aubin, 1999). De plus, la fatigue a été associée à une

diminution d'efficacité neuromusculaire, mesurée par la diminution du ratio [force musculaire / amplitude du signal EMG] (Milner-Brown et al., 1986). Les résultats conflictuels dans le domaine temporel peuvent être expliqués par les dimensions de la composante musculaire analysée. On peut penser que l'augmentation de l'amplitude du signal peut être expliquée par le recrutement graduel de plus grosses unités motrices avec la fatigue, suivant le principe de gradation de Henneman (1957). Selon ce principe, les petites UMs, regroupant principalement des fibres lentes, sont recrutées en premier, et si la commande de contraction est maintenue ou augmentée, de plus grosses UMs, regroupant des fibres rapides, seront graduellement recrutées.

2.5.2 Fatigue centrale

Certaines études suggèrent que la fatigue peut également engendrer des changements dans les mécanismes centraux. Ceux-ci peuvent se situer à plusieurs niveaux du système nerveux, incluant les neurones afférents régulateurs d'actions réflexes intra-musculaires et inter-musculaires, les cellules corticales, et les neurones efférents transmetteurs de commandes centrales. Christakos et Windhorst (1986) ont démontré que la fatigue contribue à augmenter la fréquence de décharge des récepteurs afférents d'un muscle. Après avoir induit une fatigue purement locale en stimulant le nerf périphérique du soleus, Garland et McComas (1990) ont trouvé que la réponse au réflexe H était inhibée, et ont attribué ces résultats à des mécanismes d'inhibition réflexe des MNs α avec la fatigue. En

parallèle avec la fatigue induite au niveau du triceps lors de contractions isométriques, Darling et Hayes (1983) ont mesuré des augmentations initiales suivies de diminutions des réponses réflexes à l'étirement musculaire, de même qu'une diminution du signal EMG en réponse au raccourcissement musculaire. Hagbarth et al. (1995) ont quant à eux observé une diminution de la réponse au réflexe d'étirement des fléchisseurs et extenseurs des doigts lors d'étirement prolongé de l'index. Balestra et al. (1992) ont trouvé des diminutions des réponses réflexes d'étirement de courte et moyenne latence, mais aucune influence de la fatigue sur les actions réflexes de longue latence. Kirsch et Rymer (1987) ont mesuré l'influence de la fatigue par une augmentation du gain de la rétroaction de force en réponse au réflexe d'étirement avec la fatigue lors de flexions répétées du coude. Ils ont interprété ces résultats comme preuves d'un mécanisme de compensation active à la fatigue et ont identifié l'action des récepteurs tendineux de Golgi, les récepteurs musculaires et les terminaisons nerveuses libres comme régulateurs potentiels de ces mécanismes. Jones et al. (1983) ont démontré qu'une sensation accrue et inadéquate de force accompagnait la fatigue. Les auteurs ont attribué ce résultat à une augmentation des entrées d'excitation au muscle fatigué, suggérant des modifications centrales en parallèle avec la fatigue. Ces études font état de l'influence de la fatigue sur les relations entre les muscles d'une même articulation. De plus, une étude de Aymard et al. (1995) a investigué les changements de relations entre des muscles d'articulations voisines suite à la fatigue. Cette étude démontre qu'avec la fatigue induite aux muscles biceps brachial et extenseur carpi radialis, la réponse au réflexe d'inhibition réciproque

agoniste-antagoniste était inchangée, alors que celle au réflexe d'inhibition inter-articulaire était diminuée. Ceci suggère que des changements de coactivation peuvent être observés avec la fatigue, non seulement au niveau monoarticulaire, mais aussi au niveau pluriarticulaire. De plus, Belhaj-Saïf et al. (1996) ont enregistré des changements de fréquence de décharge chez certaines cellules corticales en parallèle avec la fatigue induite en périphérie, ces cellules ayant une relation semblable avec la force musculaire déployée.

2.5.2.1 Coactivation multi-musculaire

La manifestation centrale de fatigue la mieux documentée est l'augmentation de coactivation agoniste-antagoniste, observée au niveau monoarticulaire. L'interaction agoniste-antagoniste est habituellement inhibitrice et est régulée par les interneurones Ia (Jankowska, 1992). Cependant, avec la fatigue, Psek et Cafarelli (1993) ont observé une augmentation de l'activité des fléchisseurs du genou lorsque la fatigue induite aux extenseurs. Hogan (1987) a proposé qu'un équilibre articulaire plus stable était obtenu avec la coactivation agoniste-antagoniste, et que dans certains cas cet avantage était plus important que la perte d'énergie associée à l'activation de deux muscles à action mécaniquement opposée. Ce mécanisme pourrait avoir pour but de protéger l'articulation fatiguée en augmentant sa rigidité. Selon De Luca et Mambrito (1987), le contrôle de la coactivation serait opéré par une commande centrale, point de vue supporté par l'hypothèse de configuration de référence (Feldman et

Levin, 1995). Certaines études démontrent que la fatigue engendre également de la coactivation aux muscles du tronc (O'Brien et Potvin 1997; Potvin et O'Brien, 1998), qui est supposément produite volontairement pour maintenir la stabilité de la colonne vertébrale et prévenir les blessures. Malgré plusieurs études démontrant l'augmentation de coactivation agoniste-antagoniste avec la fatigue, la possibilité de changements de patrons d'activation entre des muscles de plusieurs articulations n'a pas été vérifiée dans la littérature. Cette hypothèse est des plus pertinentes surtout à la lumière des résultats sur la facilitation interarticulaire mesurés par Aymard et al. (1995).

2.5.2.2 Coordination multi-articulaire

Quelques études ont tenté de mesurer le lien entre la fatigue et la coordination multi-articulaire. Sparto et al. (1997) ont étudié les compensations produites suite à la fatigue induite à l'aide de soulèvement de charges répété. Ils ont démontré que la fatigue était accompagnée d'une diminution de la stabilité posturale, d'une augmentation de l'excursion du centre de masse durant le mouvement, et d'une diminution d'amplitude de mouvement du genou et de la hanche compensée par l'augmentation d'amplitude de mouvement au tronc. Ce dernier résultat a été également observé lors d'une étude sur le soulèvement de charges avec la fatigue induite aux quadriceps (Trafimow et al., 1993). Forestier et al. (1998) ont utilisé la séquence temporelle des vitesses maximales des articulations du bras pour trouver que, durant le lancer de balle, une diminution

des délais entre l'atteinte des vitesses maximales était observée en parallèle avec la fatigue. Ceci suggère que le système change sa séquence segmentaire de mouvements avec la fatigue, passant de la chaîne cinétique proximo-distale usuelle à un profil rigide. Lors d'une étude sur le sautillerment répétitif chez l'humain, Bonnard et al. (1994) ont trouvé qu'avec la fatigue, les sujets utilisaient un plus grand mouvement des genoux à la réception au sol, au détriment du mouvement des chevilles. Ils utilisaient également une de deux stratégies compensatoires: la première, organisée entre les articulations, était caractérisée par une plus grande implication des muscles quadriceps relativement aux gastrocnemius, et la deuxième, organisée à l'intérieur de l'articulation-cible, consistait en l'activation plus tôt des muscles fatigués. Morlock et al. (1997) ont observé plus de mouvements débordant du plan sagittal (le plan cible) avec la fatigue lors de flexions répétitives du tronc.

Enfin, des indices de fatigue subjective sont fréquemment utilisés pour évaluer la fatigue générale éprouvée. Bien que la fiabilité de ces mesures soit discutable en raison de leur subjectivité, ils ont l'avantage de pouvoir être utilisés avec peu ou pas d'équipement et dans le milieu de travail et en clinique. L'échelle générale de Borg (1970) a été corrélée avec certains indicateurs de fatigue périphérique, notamment la fréquence moyenne et l'amplitude du signal EMG de surface (Hasson et al., 1989). Nakata et al. (1991) ont démontré que l'inconfort musculaire induit par deux heures de travail répétitif de martelage n'était corrélé avec aucun marqueur biomécanique, mais uniquement avec des mesures

d'évaluation clinique et des valeurs de perception de difficulté de la tâche d'échelle de Borg. Ceci supporte la pertinence d'inclure des échelles subjectives d'évaluation de la difficulté de la tâche dans les protocoles de fatigue.

2.6 INFLUENCE DE LA BLESSURE SUR LE MOUVEMENT DU BRAS

2.6.1 Phénomène de lésion attribuable au mouvement répétitif

Le phénomène des LAMR est aussi connu sous les expressions “blessure due à la charge répétitive”, et “syndrome du traumatisme accumulé” dans la littérature (Byl, 2000; Guidotti, 1992; Ireland, 1998; Melhorn, 1998). Cette classe d'affectation regroupe toutes les douleurs musculo-squelettiques (affectant un muscle, un nerf, un tendon, un ligament, un os ou une articulation) qu'un individu associe au travail répétitif (Melhorn, 1998). Un autre aspect caractérisant les LAMRs est l'inefficacité fréquente des traitements habituellement prescrits, ce qui suggère une mauvaise compréhension du problème. Au cours des années, ces conditions ont même été catégorisées en tant que problèmes cervico-brachiaux, psychosomatiques et même sociopolitiques (Ireland, 1998). Lors des deux dernières décennies, le phénomène de LAMR a rapidement progressé pour atteindre des proportions épidémiques en milieu de travail dans plusieurs pays industrialisés (Guidotti, 1992; Ireland, 1998). En 1998, 15 à 20% de la population américaine était affectée par des blessures liées au travail répétitif, et le gouvernement prédisait qu'en 2000, ce chiffre s'élèverait à 50% (Melhorn, 1998). Aux États-Unis, les LAMR comptaient pour au moins la moitié des blessures

reliées au travail au début des années 1990 (Sommerich et al., 1993). Par ailleurs, ce phénomène est tout aussi prévalent dans le monde du sport compétitif et professionnel (Hawkins et Hobeika, 1983; Hill, 1983). Avec le dos et la nuque, le bras est le segment le plus affecté par cette condition (Sjogaard et Sogaard, 1998; Sommerich et al., 1993). La douleur à l'épaule est classée deuxième des conditions les plus fréquemment observées en clinique (Sommerich et al., 1993), et la tendinite de la coiffe des rotateurs et le syndrome d'accrochage sont deux des diagnostics les plus communs chez les blessures à l'épaule. La tendinite de la coiffe des rotateurs est également connue sous les noms de tendinite du supraspinatus, bursite subdeltoïdienne, bursite subacromiale, et lésion partielle de la coiffe des rotateurs (Sommerich et al., 1993). Le syndrome d'accrochage affecte le muscle supraspinatus de l'épaule. Dans les deux conditions, les ligaments affectés sont coincés durant une partie du mouvement et la vascularisation du muscle est momentanément interrompue, ce qui peut entraîner des malfonctionnements de ces composantes.

Guidotti (1992) identifie trois étapes de progression des LAMR:

Stage 1: fatigue durant le travail, accompagné par quelque douleur qui partent après 24 heures;

Stage 2: Persistance des symptômes après 24 heures, apparition de la douleur plus tôt dans la journée de travail;

Stage 3: fatigue, douleur et faiblesses chroniques ne disparaissant pas avec le repos.

2.6.2 Causes des LAMR

L'étiologie des LAMRs est peu connue et peut comporter plusieurs facteurs (Guidotti, 1992; Melhorn, 1998). Différentes composantes du travail comme le nombre de répétitions, une posture inadéquate ou statique, un environnement non ergonomique, la hauteur du plan de travail, un déséquilibre musculaire, la fatigue, le sexe et l'âge ont été associés aux LAMRs dans la littérature (Bak et Fauno, 1997; Byl, 2000; Guidotti, 1992; Hagberg et Wegman, 1987; Malchaire et al., 1996; Novak and Mackinnon, 1997; Christensen et al., 1995; Viikari-Juntura, 1998;). De plus, un lien entre les blessures à l'épaule et l'abduction et la flexion soutenue a été suggéré dans certaines études (Hagberg & Kvarnstrom, 1984; Kilbom et Persson, 1987; Viikari-Juntura, 1998). La tendinite de la coiffe des rotateurs est associée à l'abduction de l'épaule (Sommerich et al., 1993). Quant à lui, le syndrome d'accrochage est caractérisé par la rotation interne répétitive du bras en position de flexion, qui pousse l'épicondyle médial de l'humérus sous l'arche coraco-acromial. Il est également associé à l'usage répétitif du bras au dessus de l'horizontale, notamment observé en maçonnerie et dans les sports comme la natation, le tennis et les lancers (Hawkins et Hobeika, 1983). Finalement, les LAMRs sont fréquemment liées à certains aspects psychologiques caractérisant l'interaction entre l'individu et son milieu de travail (Ireland, 1998).

2.6.3 Conséquences de la blessure sur les muscles

Quelques études ont démontré un lien entre la douleur à l'épaule et certains paramètres des muscles de l'articulation. Au niveau pathologique, Larsson et al. (1988) ont analysé l'apparence des fibres musculaires chez les sujets souffrant de myalgie à l'épaule. Ils ont observé que leurs fibres de type I (fibres lentes) démontraient une apparence irrégulière alors que les fibres du type II étaient semblables à celles des sujets sains. Ceci suggère que les muscles myalgiques sont associés à des mécanismes d'oxydation déficients, et peut-être à une anomalie mitochondriale. Cette hypothèse est supportée par les résultats de l'étude de Hagberg et Kvarnstrom (1984), qui ont mesuré des temps d'endurance de contraction isométrique réduits chez les trapèzes de patients souffrant de douleur à l'épaule. Erdelyi et al. (1988) ont observé une plus grande amplitude relative du signal EMG du trapèze supérieur blessé chez les sujets performant de la dactylographie. Suurküla et Häag (1987) ont mesuré une diminution de fréquence de passage à zéro du signal EMG chez les travailleurs d'usine expérimentant de la douleur à l'épaule durant des contractions tests. Même durant le repos, Christensen (1986) a observé une activation accrue des muscles douloureux de l'épaule chez des sujets travaillant en circuiterie.

2.6.4 Lien entre la blessure à l'épaule et la coordination

Peu d'études ont mesuré les conséquences d'une blessure à l'épaule sur la coordination de mouvements. Sjogaard et Sogaard (1998) ont trouvé que les caractéristiques communes entre plusieurs activités liées aux LAMRs étaient une demande de vitesse de contraction des muscles distaux relativement élevée et soutenue combinée avec l'activation isométrique des muscles proximaux. Lors d'une étude sur les blessures au bras chez les lanceurs professionnels, Fleisig et al. (1996) ont analysé la biomécanique des lancers. Ils ont isolé la phase d'extension arrière du bras, la phase d'accélération maximale et sa décélération comme les points majeurs de formation de blessures lors du lancer. Les muscles de la coiffe des rotateurs sont très actifs durant la phase d'accélération et des blessures soudaines peuvent apparaître à cet instant. En revanche, ils sont surtout très actifs durant la phase de décélération et de lancer. Durant cette phase, les forces musculaires à la coiffe des rotateurs, qui sont alors excentriques et ont pour but de prévenir la dislocation de l'épaule et du coude, peuvent atteindre des valeurs avoisinant le poids du corps. À la lumière de cette analyse, les auteurs ont identifié l'usage adéquat de la séquence de chaîne cinétique, définie comme une séquence d'augmentation progressive de vitesses angulaires des articulations proximales à distales, comme une composante critique du lancer sain. Madeleine et al. (1999) ont observé une diminution d'activité du muscle douloureux et une augmentation d'amplitude de mouvement au bras chez les sujets dont la douleur était induite expérimentalement dans le trapèze supérieur lors du découpage

répétitif. De plus, ces conséquences étaient compensées par l'activation accrue des muscles posturaux et l'augmentation d'amplitude de mouvement au tronc. Finalement, Sjogaard et Sogaard (1998) ont suggéré que durant les mouvements de nettoyage de plancher soutenu, la variation de vitesse du segment terminal observée pouvait servir à reporter la fatigue à l'épaule en facilitant la rotation entre les différentes UMs impliquées dans les mouvements. Les auteurs suggèrent alors que les LAMRs peuvent résulter du recrutement soutenu des mêmes fibres musculaires, aux seuils de recrutements semblables (les fibres "Cendrillon"), si le mouvement est répété à une même fréquence soutenue. Les fibres seraient alors sous tension et pression constante, faisant obstacle aux processus de régénération musculaire nécessaires à l'activité prolongée, et pouvant éventuellement entraîner des lésions. Ces dernières études suggèrent que certains mécanismes de compensation multi-musculaires et multi-articulaires peuvent être liés aux LAMRs, et on peut penser qu'ils servent à retarder l'apparition de ceux-ci. Cependant, cet aspect des blessures est peu documenté.

Suite à cette revue de la littérature et avant de passer à la méthodologie, rappelons que les buts de notre étude étaient de :

1. Expérimenter une matrice d'électrodes de surface en tant qu'instrument de mesure de l'EMG du bras nous permettant d'obtenir des illustrations locales de l'activité musculaire de surface du volume conducteur;

2. Vérifier l'hypothèse de configuration de référence du modèle λ par la présence de minima EMG globaux autour des points de retour de direction d'un MRMA, et tester cette hypothèse pour plusieurs variations du mouvement;
3. Mesurer l'influence de la fatigue sur la performance d'un MRMA à l'aide de marqueurs locaux et globaux (multi-musculaires, multi-articulaires) du mouvement;
4. Mesurer l'influence d'une blessure à l'épaule sur la performance d'un MRMA à l'aide de marqueurs locaux et globaux (multi-musculaires, multi-articulaires) du mouvement.

CHAPITRE III MÉTHODOLOGIE

3.1 PROTOCOLE DU BRASSARD D'ÉLECTRODES

Ce protocole a été élaboré pour répondre à l'objectif 1 de cette thèse.

3.1.1 Protocole 1

Six sujets sains ont été recrutés pour participer au premier protocole, approuvé par le Comité d'Éthique de l'Université de Montréal. Durant l'expérience, chaque sujet était confortablement assis sur une chaise avec son coude droit en position de 90° de flexion neutre (ni en pronation, ni en supination) pour la durée du protocole. Le brassard d'électrodes de surface était placé approximativement dans le milieu du segment supérieur du bras. La colonne du milieu (D) était alignée avec les fibres médianes du muscle biceps brachial et l'électrode du milieu (D2) était placée à l'endroit où le bras avait son diamètre le plus grand durant la contraction du biceps (Fig. 3.1). Le protocole consistait en deux contractions à 100% de la force de flexion maximale du coude, et cinq contractions étaient effectuées à chaque niveau de 10, 25 et 50% de l'intensité maximale. La force de flexion du coude était enregistrée au poignet à l'aide d'une cellule de charge uniaxiale (Intertechnology Inc., Don Mills, Ontario, Canada), qui mesurait la force appliquée vers le haut par le poignet sur une ceinture.

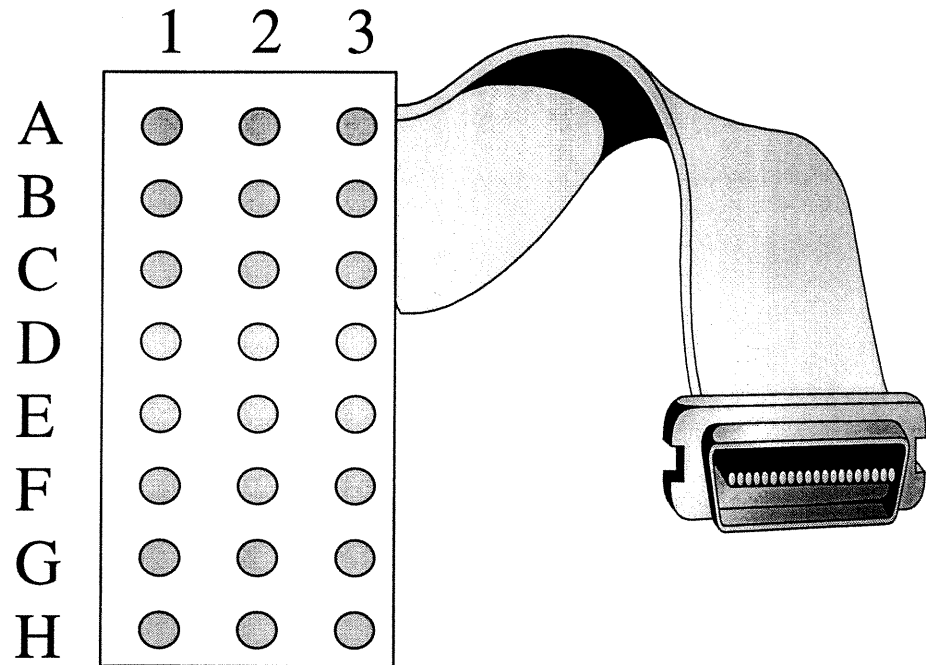


Fig. 3.1 : Schématisation du brassard d'électrodes de surface

Sur un petit écran visible au sujet, le niveau de la contraction était affiché comme signal de rétroaction. Le type de contraction a également été varié : les sujets devaient produire deux extensions à une force maximale, et deux autres extensions à une force maximale mais avec pronation de l'avant-bras. Pour chaque essai, les données étaient enregistrées dès que le sujet atteignait un niveau de force constant. Chaque sujet se reposait une minute entre les contractions et aucun n'a rapporté de fatigue durant le protocole. Chaque expérience a été répétée le lendemain pour vérifier la répétitivité test-retest. Avant et immédiatement après chaque expérience, 5 s de données ont été enregistrées avec le sujet au repos pour s'assurer que le bruit des électrodes était minimal et constant tout au long de l'expérience.

3.1.2 Protocole 2

Deux des six sujets ont été testés une autre fois quelques mois plus tard dans le but de mieux expliquer les résultats obtenus lors du premier protocole. Cette fois, l'activité des muscles du segment supérieur du bras a été mesurée durant les flexions isométriques du coude avec le brassard placé à différents endroits sur le bras. À partir de la position initiale décrite plus haut, le brassard a été déplacé ± 2 et ± 4 cm. Il a aussi été dévié 15° dans la direction anti-horaire et dans la direction horaire, l'électrode D2 servant de point d'ancrage. Chaque position du brassard était mesurée à l'aide d'une règle et marquée sur le bras du sujet avec un stylo à encre. Au moins deux essais ont été effectués pour chaque condition, et 5 s de données ont été enregistrées chaque fois.

3.1.3 Équipement

24 électrodes de surface en argent/chlorure d'argent (Ag/AgCl) de diamètre = 10 mm ont été configurées en une matrice rectangulaire de 8 colonnes (A:H) et 3 rangées (1:3) (Figure 3.1). La distance entre les colonnes et entre les rangées étaient de 25 et 20 mm respectivement. Les électrodes ont été fixées sur une bande élastique de dimensions 270 x 80 mm. Du velcro a été ajouté aux extrémités de la bande pour faire adhérer celle-ci au segment supérieur du bras et pour maintenir l'alignement désiré. Avant la pose du brassard sur le bras droit du sujet, la peau a été nettoyée et légèrement frottée en utilisant du papier et de

l'alcool isopropyl et du gel a été appliqué sur la surface de chaque électrode. Une électrode de mise à la terre a été utilisée pour connecter le poignet du sujet au châssis de l'équipement et une électrode de référence a été fixée au bras (près du coude). Les 24 signaux monopolaires ont été filtrés à l'aide d'une bande passante de 10-450 Hz et amplifiés (x 1024) avant la conversion analogue/numérique (12 bits). Les données de force et d'EMG ont été échantillonnées à 1kHz et enregistrées sur disque dur. L'équipement d'acquisition de données était lié par fibre optique à l'ordinateur d'enregistrement, qui contrôlait les paramètres d'acquisition. Les signaux étaient ensuite inspectés pour en contrôler la qualité.

3.1.4 Analyse

Les valeurs RMS des signaux EMG et les données moyennes et d'écart-type ont été calculées pour chaque électrode, chaque essai et à travers tous les sujets pour chaque condition. Les coefficients de corrélation entre les signaux monopolaires d'électrodes voisines ont été obtenus dans le but de vérifier la ressemblance des signaux aux sites voisins. Des filtres spatiaux variés (simple et double différentiels longitudinaux, normal double différentiel, quadruple différentiel, filtres couplés) ont été appliqués sur les données pour vérifier l'influence potentielle de la contamination de signaux voisins (Disselhorst-Klug et al., 1999; Rau and Disselhorst-Klug, 1997; Reucher et al., 1987a & b).

3.2 PROTOCOLES DE MOUVEMENTS RÉPÉTITIFS : SUJETS SAINS

Le protocole de martelage chez les sujets sains a été élaboré pour répondre aux objectifs 2 et 3 de la thèse. Le protocole de sciage chez les sujets sains nous permettait surtout de répondre à l'objectif 3. Dû à la présence de forces externes de friction lors du sciage, nous avons choisi de tenter de valider l'hypothèse de configuration de référence uniquement pour les mouvements de martelage.

3.2.1 Procédure expérimentale

Les protocoles de martelage et de sciage chez les sujets sains comportent des étapes semblables. Dans le protocole de sciage, les CMVs des extenseurs du coude ont été mesurées avec une cellule de force fabriquée localement. Le sujet était assis, avec le bras dominant placé dans une configuration statique de 90° de flexion à l'épaule et au coude, de sorte que l'avant-bras était vertical et le coude était maintenu en contact avec un support horizontal durant les contractions. La main non-dominante était immobile sur la même surface de support. Le sujet devait pousser aussi fort que possible contre la cellule de force, située contre la face dorsale de la malléole latérale de l'ulna durant trois secondes. Après un repos d'environ deux minutes, la procédure était répétée deux fois, et la moyenne des trois valeurs maximales de la force était utilisée comme étant 100% CMV. Ensuite, après dix minutes de repos, le sujet devait scier dans une pièce de bois fixée sur le support horizontal, lequel était placé approximativement placée à la

hauteur de la taille du sujet. Les instructions qui lui étaient fournies étaient de : “scier continuellement et aussi naturellement que possible avec le bras dominant, jusqu’à découper un morceau de la pièce de bois”. Le bras non-dominant devait être placé sur la pièce de bois, le sujet pouvait l’utiliser pour maintenir son équilibre mais devait mettre le moins de poids possible dessus. Pendant ce sciage continu, 5 échantillons de données de 5 s étaient enregistrés à l’intérieur de 30 s. Ce processus discontinu d’acquisition a été choisi afin d’alléger les dimensions des fichiers de données.

Le protocole de fatigue contenait deux étapes : premièrement, la fatigue était induite de façon intermittente par quatre séquences de 15 s de sciage alterné avec 15 s de contraction isométrique d’extension du coude à 70% CMV (maintenu en utilisant le signal de force présenté sur un oscilloscope) exécuté avec la même technique que celle décrite plus haut pour l’identification des valeurs de CMV. Après chaque séquence, la fatigue était subjectivement évaluée à l’aide de l’échelle de Borg (1970). Les niveaux de difficulté générale (étalés entre 6 et 20 points, 7 correspondant à une tâche “très, très légère”, et 19 à une tâche “très, très difficile”) et localisée à l’épaule (entre 0, ou “rien à signaler” et 10, ou “ne peut plus continuer”) associés à la tâche. Après les quatre séquences, si les niveaux pré-déterminés d’échelle de Borg (échelle générale : 17; échelle locale : 8, correspondant approximativement à une tâche “très difficile”) n’étaient pas atteints, les sujets devaient continuer à scier sans arrêt jusqu’à ce qu’au moins une de ces valeurs soit atteinte. Durant cette seconde étape, trois échantillons de

5s de données étaient enregistrés chaque minute. Les données de fatigue étaient identifiées comme celles du dernier bloc de 3 x 5 s enregistré durant le sciage continu, après quoi les sujets devaient arrêter de scier.

La procédure de martelage est très semblable à celle du sciage. Les différences se situent au niveau du groupe musculaire choisi pour l'induction de fatigue isométrique, où des CMV des fléchisseurs de l'épaule ont été réalisées et enregistrées. Le coude était placé sous la cellule de force, avec le bras placé dans le plan horizontal et l'épaule et le coude fléchi 90°. Après l'enregistrement des CMVs, les sujets devaient "marteler aussi naturellement que possible en essayant d'enfoncer un clou imaginaire" (martelage sur la table). La surface cible était située environ à la hauteur de la taille du sujet. De plus, pour varier les conditions de martelage et mieux vérifier l'hypothèse de configuration de référence (objectif 2), 9 des 30 sujets ont martelé sur une cible située sur le mur environ à la hauteur des yeux (martelage sur le mur), 6 sujets ont effectué des mouvements de martelage sur la surface horizontale avec un léger bâton d'environ 20 g (pointage vers la table), et finalement 4 sujets ont effectué des mouvements de martelage sur le mur avec le léger bâton (pointage vers le mur). Le protocole de fatigue était semblable à celui utilisé dans le protocole de sciage, avec des contractions à 70% CMV des fléchisseurs de l'épaule tenant lieu de moyen de fatigue isométrique, et le martelage sur la surface horizontale étant utilisé pour induire la fatigue.

Nous avons choisi une combinaison de procédures isométriques et dynamiques pour accélérer l'induction de fatigue pour certaines raisons. Dans une étude pilote, nous avons utilisé uniquement la répétition de mouvements pour induire la fatigue. Cependant, nous avons rencontré beaucoup de variabilité de temps d'endurance entre les sujets et certains sujets ne ressentaient pas de fatigue durant une longue durée de temps (dans certains cas allant jusqu'à environ vingt minutes). Ceci a engendré des difficultés d'application de protocole et d'organisation de données enregistrées. Nous avons donc ajouté les contractions isométriques intermittentes d'un groupe musculaire agoniste à la procédure de fatigue. Nous avons supposé que ces muscles contribuaient de façon substantielle à leur mouvement associé (extenseurs du coude : sciage ; fléchisseurs de l'épaule : martelage) et que l'induction de fatigue locale isométrique allait accélérer l'induction de fatigue générale dynamique. De plus, la procédure isométrique nous a permis de doser la force produite relativement à la force maximale de chaque sujet. Finalement, à l'aide de cette méthode, tous les sujets ont pu atteindre le niveau de fatigue recherchée.

3.2.2 Sujets

Trente sujets (25 hommes, 5 femmes, âge moyen = 34 ± 11 ans) ont été recrutés pour participer au protocole de sciage. Trente sujets sains (24 hommes, 6 femmes, âge moyen : 35 ± 11 ans) ont aussi été recrutés pour participer au

protocole de martelage. Tous les sujets ont signé des formulaires de consentement approuvés par le Comité d'Éthique de l'Institut de Réadaptation de Montréal.

3.2.3 Cinématique et cinétique

Pour le protocole de sciage, neuf diodes émettrices de signaux infrarouges ont été placées sur l'extrémité proximale de la scie et sur les endroits anatomiques suivants (côté droit) : la tête du troisième métacarpe (main), le processus styloïde de l'ulna (poignet), la trochlée de l'humérus (coude), le bord antéro-latéral de la scapula (épaule), l'épine de la septième vertèbre cervicale (nuque), le manubrium du sternum (torse), le grand trochantere du fémur (hanche), et la tête du fibula (genou). Un système pour l'analyse du mouvement (Optotrak, fréquence d'échantillonnage = 100 Hz) a été utilisé pour enregistrer la cinématique des mouvements. La structure de caméras haute-vitesse tridimensionnelles était placée dans le plan sagittal de vue pendant que le sujet effectuait des mouvements d'essai. Les forces tangentielle et normale de sciage ont été mesurées continuellement durant le mouvement à l'aide d'une cellule de force fabriquée localement et insérée dans le manche de la scie.

Pour le protocole de martelage, un marqueur a été fixé à la tête du marteau, et un marqueur additionnel au manche du marteau. La force de martelage était échantillonnée à 1200 Hz et enregistrée à l'aide d'une cellule de compression (Intertechnology Inc., Montreal, Can., model #PCB 200C20 SN

3936, plage = 0 – 88.96kN, sensibilité = 56.2 mV/kN) vissée sur la pointe du marteau. La masse totale du marteau, après la fixation de la cellule de force, était de 853 g.

3.2.4 EMG

Pour les protocoles de sciage et de martelage, l'EMG de vingt muscles du bras dominant, du tronc et de la jambe dominante a été enregistrée en mode différentiel à l'aide d'électrodes bipolaires de surface du type Beckman (Grass Instrument Division, Astro-Med Inc., W.Warwick, Rhode Island, USA). Les signaux provenant des muscles suivants étaient recueillis : fléchisseur ulnaire du carpe, fléchisseur radial du carpe, extenseur ulnaire du carpe, extenseur radial du carpe, brachioradial, chef long du biceps brachial, chef latéral du triceps brachial, trapèze (partie supérieure), deltoïde (partie antérieure), grand pectoral (portion claviculaire), infra-épineux, grand dorsal, portion lombaire de l'érecteur du rachis, oblique externe, rectus de l'abdomen, glutéus maximus, rectus femoral, biceps femoral, chef médial du gastrocnémien, et tibial antérieur.

Une électrode de mise à la terre était attachée au bras non-dominant. Les signaux étaient dirigés dans une bande passante de 30-500 Hz et échantillonnée à 1200 Hz pour ainsi éviter le repliement spectral. Les fils des électrodes étaient fixés aux segments pour minimiser les artéfacts de mouvement. Les signaux étaient vérifiés pour assurer la correspondance unique entre le signal provenant

de chaque électrode et chaque site musculaire correspondant. Dans le but de prévenir la saturation des canaux d'acquisition de signaux EMG, les gains de l'amplificateur étaient ajustés lorsque le sujet était au repos, lorsqu'il/elle performait des contractions individuelles de chaque muscle, et durant les mouvements de sciage ou de martelage.

3.2.5 Analyse de données

Les données pré-fatigue étaient constituées des trois échantillons du milieu des cinq enregistrements de mouvements non-fatigués (sciage ou martelage). Cette sélection nous permet d'éviter les artéfacts pouvant être associés à l'habitation au mouvement et à l'effet possible de la fatigue. La moyenne de ces données (pour les paramètres sélectionnés) était comparée à celle des trois échantillons post-fatigue. Des cycles de mouvements étaient identifiés en utilisant la cinématique du marqueur distal (scie ou marteau), et leur durée était calculée. Des diagrammes corporels (« stick diagrams ») étaient construits en joignant les marqueurs adjacents à l'aide de lignes projetées dans le plan sagittal. Nous avons ciblé les configurations corporelles aux positions extrêmes des trajectoires de la scie et du marteau. Les angles articulaires étaient calculés à partir du produit scalaire des vecteurs joignant les marqueurs des segments appropriés. Les amplitudes articulaires de mouvement étaient calculées par la différence entre l'angle maximal et l'angle minimal dans chaque cycle de mouvement, et les données d'un sujet étaient moyennées entre les cycles de mouvement de chaque

échantillon. La force de sciage était calculée pour chaque cycle de mouvement en additionnant les forces tangentielles de tirée maximale à la force de poussée maximale. Les données étaient moyennées pour chacun des 30 sujets et un test T apparié a été utilisé chez chaque sujet pour comparer statistiquement les données non-fatigués aux données fatiguées. Les différences relatives entre les données pré-fatigue et post-fatigue étaient calculées en faisant la moyenne des différences relatives.

Les données brutes EMG de chaque sujet étaient rectifiées et normalisées. Les amplitudes des signaux EMG individuels étaient évaluées à l'aide des valeurs RMS pour les cycles de mouvements identifiés. Pour obtenir des mesures de coactivation multi-musculaire, deux signaux EMG combinés ont été construits à l'aide des signaux individuels rectifiés. Premièrement, les signaux individuels normalisés ont été moyennés à chaque instant des échantillons évalués pour chaque sujet. Le signal ainsi construit, avg EMG, est décrit par le vecteur suivant:

$$\text{avg EMG} = \left(\frac{1}{m} \sum_1^m A_{t_1}, \frac{1}{m} \sum_1^m A_{t_2}, \dots, \frac{1}{m} \sum_1^m A_{t_n} \right) \quad (2)$$

m = nombre de muscles (généralement 20)

A = valeurs individuelles du signal d'un muscle (normalisée)

t = échantillon de temps (= durée d'un cycle de mouvement / fréquence d'échantillonnage)

Ce vecteur est de dimension égale à la durée du cycle de mouvement considéré \times la fréquence d'échantillonnage (1200 Hz). Deuxièmement, le signal maximal combiné est défini par la valeur maximale EMG trouvé parmi les signaux de tous les muscles à chaque instant :

$$\max \text{EMG} = \max [a_1(t), a_2(t), \dots, a_m(t)] \quad (3)$$

Le vecteur résultant est de dimension égale à celle de avg EMG, avec des valeurs comprises entre 0 (aucune activité musculaire générale) et 1 (activité musculaire maximale). Les valeurs maximales et moyennes étaient extraites de ces deux signaux d'activation globale. Pour obtenir une mesure de la forme des profils des courbes globales et de la dispersion du signal autour de sa moyenne, nous avons calculé l'écart-type de chaque signal EMG combiné. Pour présenter un autre aspect de coactivation multi-musculaire, nous avons trouvé la quantité de points du signal max EMG de chaque cycle de mouvement considéré qui était supérieure à 0.4 (valeur choisie suite à des analyses préliminaires). Finalement, les minima globaux (MGs) étaient identifiés par la valeur minimale du signal combiné max EMG. À l'instant de chaque MG identifié, les coordonnées cinématiques du marqueur distal (scie ou marteau) étaient enregistrées et la vitesse et l'accélération du marqueur étaient calculées. Le délai temporel entre l'atteinte d'un minimum global et l'atteinte du point extrême de la trajectoire du segment terminal (point de retour) était calculé. Tous ces paramètres étaient moyennés sur plusieurs essais (environ 9) pour chaque sujet, et chez tous les sujets pour une même condition de

mouvement. De plus, la cinématique décrivant la configuration corporelle était enregistrée à chaque instant du minimum global considéré, de même qu'à chaque instant de retour de trajectoire dans le plan sagittal pour reconstruire des kinogrammes à ces trois endroits.

3.3 PROTOCOLE DE MOUVEMENTS RÉPÉTITIFS : SUJETS BLESSÉS

Ce protocole a été élaboré pour répondre au quatrième objectif de la thèse.

3.3.1 Procédure expérimentale

À l'arrivée de chaque sujet et après la signature des formulaires de consentement, un physiothérapeute a procédé à l'évaluation orthopédique de la blessure à l'épaule. Les amplitudes de mouvement passives et actives de l'épaule non-blessée et blessée ont été mesurées en flexion-extension, abduction-adduction, et rotation interne-externe à l'aide d'un goniomètre. Les forces des principaux muscles des deux épaules (deltoïde, trapèze, rhomboïdes, grand dorsal, grand pectoral, biceps, triceps, fléchisseurs et extenseurs du poignet) ont été évaluées à l'aide d'un dynamomètre Nicholas tenu manuellement par l'évaluateur. Ensuite, une évaluation subjective de la blessure était performée à l'aide du questionnaire de douleur McGill, ainsi qu'à l'aide d'un index de douleur et d'incapacité à l'épaule jumelée à une échelle visuelle analogue. Le questionnaire McGill consiste en des mots séparables en trois catégories (sensitifs, affectifs, évaluatifs) qui sont énoncés au patient, qui décide si oui ou non chaque mot peut

décrire la douleur perçue (Melzack, 1975). Ce questionnaire a été fréquemment utilisé en évaluation clinique et lors de protocoles investiguant une variété de blessures (Katz et Melzack, 1999 ; Turk et al., 1985). Avec le deuxième questionnaire, on demandait au patient d'évaluer la douleur ou l'incapacité reliée à certaines situations (exemple : lorsque le patient tente d'enfiler un chandail) en indiquant son intensité sur une échelle graduée verticalement. Après l'instrumentation, les patients devaient marteler durant 30 secondes suivant les mêmes directives que celles données aux sujets sains. Ils pouvaient interrompre ou terminer le protocole s'ils ressentaient de la douleur ou de l'inconfort inhabituels, ou s'ils évaluaient la difficulté de la tâche plus haute que 17 (échelle Borg générale) ou 8 (échelle Borg localisée à l'épaule). Finalement, les patients devaient réaliser 30 secondes de sciage suivant les mêmes directives.

Les procédures d'enregistrement de données EMG, cinématiques et cinétiques, de même que les étapes d'analyse de données biomécaniques sont identiques à celles décrites pour les sujets sains (non-fatigués) plus haut pour les protocoles de sciage et de martelage. Le pointage au questionnaire McGill a été calculé selon les procédures standards (Melzack, 1975). Le pointage au questionnaire de douleur et d'incapacité à l'épaule a été calculé en additionnant les distances (en cm) entre les symboles répondant à chaque question du questionnaire et la valeur de départ de l'échelle analogue-visuelle. Des corrélations entre tous les paramètres biomécaniques et les résultats aux deux questionnaires ont été calculées à l'aide de coefficients de Pearson ($p < 0.05$). Les

données biomécaniques des sujets sains non-fatigués, sains fatigués et des patients étaient comparées à l'aide de tests T non-jumelés avec variance inégale.

3.3.2 Sujets

Trente sujets (22 hommes, 8 femmes) âgés de 18 à 65 ans (moyenne 52 ± 7) et atteints de tendinite à la coiffe des rotateurs ou du syndrome d'accrochage au bras dominant depuis au moins trois mois ont été recrutés à travers un réseau de référence. Étaient exclus les individus avec une pathologie concomitante pouvant interférer avec l'exécution de la tâche de martelage ou de sciage et si l'intensité de la douleur ou de l'inflammation aurait pu rendre la tâche de martelage ou sciage contre-indiquée (tel que jugé par un médecin évaluateur). Étaient aussi exclus ceux qui étaient impliqués dans un contexte médico-légal, qui souffraient d'une capsulite à l'épaule ou de paralysie partielle au bras dominant, qui avaient reçu une injection stéroïdienne ayant apporté un soulagement notable au bras dominant durant le mois précédant l'expérience, et qui avaient reçu un bloc du nerf supra-scapulaire ayant apporté un soulagement notable durant la semaine précédant l'expérience.

CHAPITRE IV ARTICLE I: ILLUSTRATION DE L'EMG DU BRAS À L'AIDE D'UNE MATRICE D'ÉLECTRODES.

4.1 SITUATION DE L'ARTICLE DANS LA THÈSE

Pour bien comprendre le contrôle des MRMA, ce qui constitue le cadre général de cette thèse, nous avons besoin d'outils nous permettant d'obtenir une représentation fiable des phénomènes électromyographiques du bras. Peu d'instruments de mesure offrent la possibilité d'enregistrer l'activité de différentes parties d'un même muscle. Idéalement, nous aurions besoin d'un instrument de mesure flexible et pouvant être utilisé en situation expérimentale de mouvement. Cet article se veut un premier pas dans cette direction et tente de répondre au premier objectif de cette thèse. Dans cet article, nous décrivons une matrice d'électrodes de surface fixée sur un brassard extensible qui prend la forme de la partie supérieure du bras. Les acquisitions de données lors de différentes contractions des muscles du bras nous ont permis de présenter une cartographie de l'EMG de surface d'une bonne partie du segment supérieur. Nous avons trouvé que l'illustration des patrons d'EMG de surface dépendait des directions et intensités de contraction et pouvaient également varier d'un sujet à l'autre. Ce système est prometteur pour l'analyse de l'EMG de surface du volume conducteur de divers segments corporels, et avec des ajustements techniques mineurs, pourrait être utilisé lors de protocoles de mouvements.

Mapping of the human upper arm muscle activity with an electrode matrix

Julie N. Côté, Pierre A. Mathieu

Département de physiologie et Institut de génie biomédical,
Université de Montréal,
Montréal, Québec, Canada.

Acknowledgements: This work was supported by funding from NSERC. Authors also wish to thank M. Bertrand and R. Guardo for their precious collaboration in the use of the data acquisition system.

Publié dans: *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 40: 215-223 (2000)

4.2 ABSTRACT

Surface electrode matrices allow measurement of muscle activity while avoiding certain hazardous risks and inconvenience associated with invasive techniques. Major challenges of such equipment involve optimizing spatial resolution, and designing simple acquisition systems able to record simultaneously many potentials over large anatomical areas. We present a surface electromyography acquisition system comprising of 3X8 Ag-AgCl electrodes mounted onto an elastic band, which can be adjusted to fit an entire human upper limb segment. Using this equipment, we acquired a simultaneous representation of muscular activity from a segment of the upper limb surface of 6 healthy subjects during isometric contractions at various intensities. We found that the location of regions of highest activity depended on elbow torque direction but also varied among subjects. Signals obtained with such equipment can be used to solve the inverse problem and help optimize the electrode configuration in volume conduction studies. The efficacy of decision algorithms of multi-functional myoelectric prostheses can be tested with the global muscle activity patterns gathered. The electrode cuff could also be used in the investigation of fatigue and injury mechanisms during occupational activities.

4.3 INTRODUCTION

Along with significant improvements in electronic instrumentation systems over the last 20 years, electromyographic (EMG) measurement and

acquisition systems have followed a similar trend. In particular, surface EMG technology has gained more credibility as a measuring tool for muscle physiology. Recently designed surface EMG electrode arrays and matrices allow the investigation of topics such as EMG signal propagation velocity and patterns, detection of individual motor units (MUs) within a muscle, and non-invasive diagnosis of pathologies (Ferdjallah et Wertsch, 1998). In the past, these topics could only be addressed using invasive techniques such as subcutaneous EMG needles, muscle biopsies or histochemistry, which seem to constitute a “golden standard” in many aspects of muscle activity measurement (De Luca, 1997; Roeleveld et al., 1997). Since surface EMG holds certain advantages over invasive techniques (notably, reduced subject discomfort and risk of contamination), health sciences may greatly benefit from continuing improvements in surface EMG measurement systems.

The combination of surface electrodes into arrays facilitates the measurement of local potentials within a limb and parts of a muscle. Since 1980 when Monster et al. (1980) reported that individual MUs could be located within a volume conductor using an array of surface electrodes, many scientists have focused on creating more sophisticated multi-electrode systems. Various electrode arrangements have been used in literature. For example, Masuda et al. (1986) combined individual surface electrodes of 0.64 mm^2 surface area into a 1 X 17 array, which allowed the measurement of signals propagated along muscle fibers. Yamada et al. (1987) introduced a matrix arrangement (6 X 10) of electrodes of 2

mm diameter, which permitted the simultaneous recording of signals from neighboring muscle strands of human biceps muscles. Roeleveld et al. (1997a-b-c) introduced various electrode matrices (2 X 15; 2 X 18; 2 X 29) which allowed better spatial resolution to be obtained through the use of smaller electrodes (1.2 mm diameter). Along with an appropriate choice of electrode diameters, a ratio of about 4:1 inter-electrode distance over electrode diameter has been chosen in literature to measure localized potentials while minimizing signal overlapping from neighboring electrodes (Masuda et al., 1985; Reucher et al., 1987; Roeleveld et al., 1997a,b,c). With increased miniaturization of electrodes, it has been found that an optimal electrode configuration depends on the parameter to be analyzed. For example, to locate MUs within a volume conductor, electrode matrices built with relatively small inter-electrode distances are preferable, whereas a larger distance is chosen when measuring the signal amplitude (Barkaus and Nandedkar, 1994; Masuda and Sadoyama, 1986; Reucher et al., 1987a).

Various uses of surface EMG recordings have been made. Useful information on muscle physiology has been gathered, especially regarding neuromuscular junction detection (Masuda et al., 1983; Masuda et al., 1986; Yamada et al., 1987) and signal propagation velocity (Masuda et al., 1996; Masuda et al., 1999; Schneider et al., 1989) of superficial fibers. Surface EMG has recently been used to compare EMG signal characteristics of healthy and diseased groups of human subjects. Smits (1996) found traces of normal muscle activation patterns in traumatic amputees. Yamada et al. (1987) found that the speed of signal

propagation in tibialis anterior and biceps muscles of healthy subjects was significantly higher than that of Duchenne patients. Additionally, Huppertz et al. (1997) used surface EMG as a diagnostic tool to compare EMG signals of the abductor brevis muscles of healthy subjects, patients with neuropathy and patients with myopathy. They found differences in signal characteristics such as signal amplitude, propagation speed and RMS value between the various populations, and found their surface EMG equipment to be a reliable diagnostic tool, as did Rau et al. (1997). Finally, surface EMG has even been used in conjunction with prosthesis control (Triolo and Moskowitz, 1989).

Designs of surface electrode matrices have mainly focussed on miniaturization and optimizing data spatial resolution. Relatively few efforts have been made to increase the anatomical surface simultaneously covered by one acquisition system. This would be especially useful in modeling and prosthesis control and would facilitate investigations on multi-muscle coordination patterns. The newly-designed electrode matrix would have to be easy to manipulate during functional test protocols and would allow subjects to reproduce natural actions with minimal restriction. Finally, the design of flexible and robust equipment could facilitate its use in studies of dynamic and repetitive movements such as ones analysed in fatigue investigations.

As an answer to this challenge, we have designed a 3 X 8 electrode matrix mounted on an elastic band (arm cuff), which can mold an entire limb segment

and potentially allows for the measurement of a contraction signal propagation over the entire segment area. The goals of this study were to validate the cuff as a surface EMG measuring device, and to present preliminary data obtained from the upper arm of healthy subjects.

4.4 MATERIALS AND METHODS

4.4.1 Equipment

24 Ag/AgCl surface electrodes (10 mm diameter) were arranged into a rectangular matrix of 8 columns (A:H) and 3 rows (1:3), with column-to-column and row-to-row distances of 25 mm and 20 mm respectively. The electrodes were mounted on a 27x8 cm elastic band. Velcro was added to the extremities to provide close adhesion of the cuff to the limb segment, and helping to maintain the desired longitudinal alignment. In this study, we analyzed muscle activity patterns at the upper arm limb segment. Prior to fixing the cuff on the subject's right arm, the skin surface was cleaned and slightly rubbed using tissue and isopropyl alcohol, and electrolytic gel was applied on each electrode's surface. A ground electrode placed close to the wrist was connected to the chassis of the equipment and the reference electrode was fixed near the elbow. The 24 monopolar signals were band-pass filtered (10-450 Hz) and amplified (gain of 1024) before A/D conversion (12 bits). Force and EMG data was sampled at 1kHz and the data stored on disk. The data acquisition equipment was linked by optical

fibres to a computer, which controlled the acquisition parameters (Boulay et al., 1995). Following acquisition, raw signals were inspected on the site of the experiment for quality control.

4.4.2 Protocol #1

Six healthy subjects were recruited and consented to participate in the experiments. During the protocol (approved by the University of Montreal Ethics Committee), the subject sat comfortably on a chair with his right elbow in 90° of flexion and the forearm in the neutral position (neither pronated nor supinated) throughout testing. The electrode cuff was approximately placed in the middle of the upper arm. Its middle column (D) was aligned with the middle fibers of the biceps muscle and the middle electrode (D2) placed at the location of largest diameter of the contracted biceps muscle. The protocol consisted of two contractions at 100% of Maximal Elbow Flexion (MEF), and five contractions at each of 10, 25 and 50% MEF, presented to the subject in this order. The elbow flexion force was recorded at the wrist using a uniaxial load cell (Intertechnology Inc., Don Mills, Ontario, Canada), which measured the upward force applied by the wrist on a loose-fitting wristband. Force data online feedback was used to maintain the adequate arm force level constant during data acquisition. Torque direction was also varied: subjects were asked to perform two Maximal Elbow Extension (MEE) torques and two Maximal Elbow Extension and Pronation torques (MEEP). The intensity of the MEE and MEEP contractions was only

estimated due to a limitation of the experimental setup. Data was acquired at all trials as soon as subjects attained a constant force level. Subjects rested for approximately one minute between contractions, and didn't report fatigue at any time during the protocol. Each experiment was repeated the following day to monitor test-retest repeatability. Prior to and immediately following each experiment, 5 s of data was obtained with the subject at rest to insure that no electrode problem developed during the data acquisition.

4.4.3 Protocol #2

Two of the six subjects were tested again a few months later. This time, upper right arm activity was measured during isometric elbow flexion with the cuff placed at different locations along the arm. From its original position, the cuff was displaced ± 2 and ± 4 cm. Also from its original position, it was angled 15° counterclockwise (CCW) and clockwise (CW), with electrode D2 as anchor point. Each cuff position was carefully measured with a ruler and marked on the subject's arm with an ink pen. At least two trials were achieved for each condition, and 5 s of data were acquired each time.

4.4.4 Analysis

Data was analyzed using Matlab software. EMG RMS values were calculated, and data means and standard deviations were computed for each

electrode site across trials for each subject, and across subjects for corresponding contractions. Correlation coefficients were obtained between monopolar signals of neighboring electrodes in order to get general measures of neighboring signal similitude. Various spatial filters (single and double longitudinal differential, normal-double-differentiating, quadruple differential, coupled filters) were applied onto the data to verify the influence of possible neighboring signal contamination on the data (Disselhorst-Klug et al., 1999; Rau and Disselhorst-Klug, 1997; Reucher et al., 1987a & b).

4.5 RESULTS

4.5.1 Protocol #1

Fig. 4.1 shows a typical subject's EMG profile at all 24 electrodes recorded over 5 s from the electrode cuff during a 50% MEF elbow flexion. Activity is concentrated around the biceps muscle (columns C, D and E). Less activity is seen at column A and least at columns G and H. These profiles are representative of those measured from all subjects. Signal amplitude was found to be roughly proportional to the level of contraction produced. Correlation coefficients between neighboring electrodes were generally above 0.90 across subjects (Mathieu et al., 1998). The spatial filter routines were effective in decreasing these correlation coefficients. As such, the double differential

calculations rendered average correlation coefficients across subjects from 0.35 for 10% MEF to 0.42 for 100% MEF.

The influence of torque direction on double-differential EMG profiles is illustrated in Fig. 4.2 (a schema of a typical mid-upper arm cross-section is provided for reference). Left and right panels display data of two different subjects. For the left panel subject, most of the activity during MEF is centered at electrodes of columns A, B, C and D, whereas during MEE, electrode sites F, G and H display high activity, with highest at G. Finally, during MEEP, EMG activity is mainly observed at electrode sites F, G and H with less intensity than for MEE. On the right panels, patterns observed for the other subject also varied with the direction of torque, although these patterns are significantly different from those of the subject on the left panels. In each subject's case, day-to-day repeatability of the experimental data was very high.

When the RMS value of the monopolar signals were considered, the patterns obtained divided the 6 subjects into two groups as shown in Fig. 4.3. Results in the top panel are typical for half of the subjects tested. As seen especially at electrode columns C, D and E, upper electrodes (C1, D1, E1) display larger RMS values than those seen at rows 2 or 3. However, for the other group (panel B), the electrodes of the center row (row 2) displays larger RMS values than electrodes at rows 1 and 3.

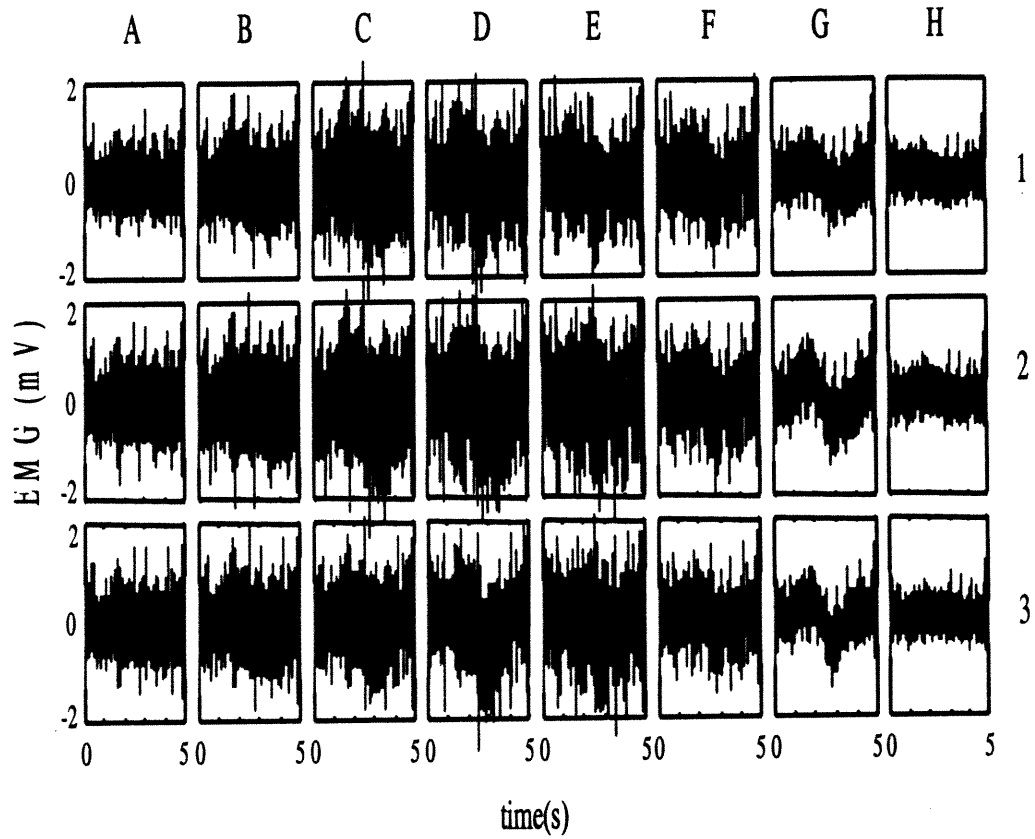


Fig. 4.1: Raw EMG of one typical subject at each of the 24 electrode sites for a 50% Maximal Elbow Flexion (MEF) maintained for 5 s. Qualitatively similar profiles are observed in other subjects. Letters A to H on top refer to the 8 electrode columns of the matrix, and numbers to the right (1 to 3) refer to the electrode matrix rows.

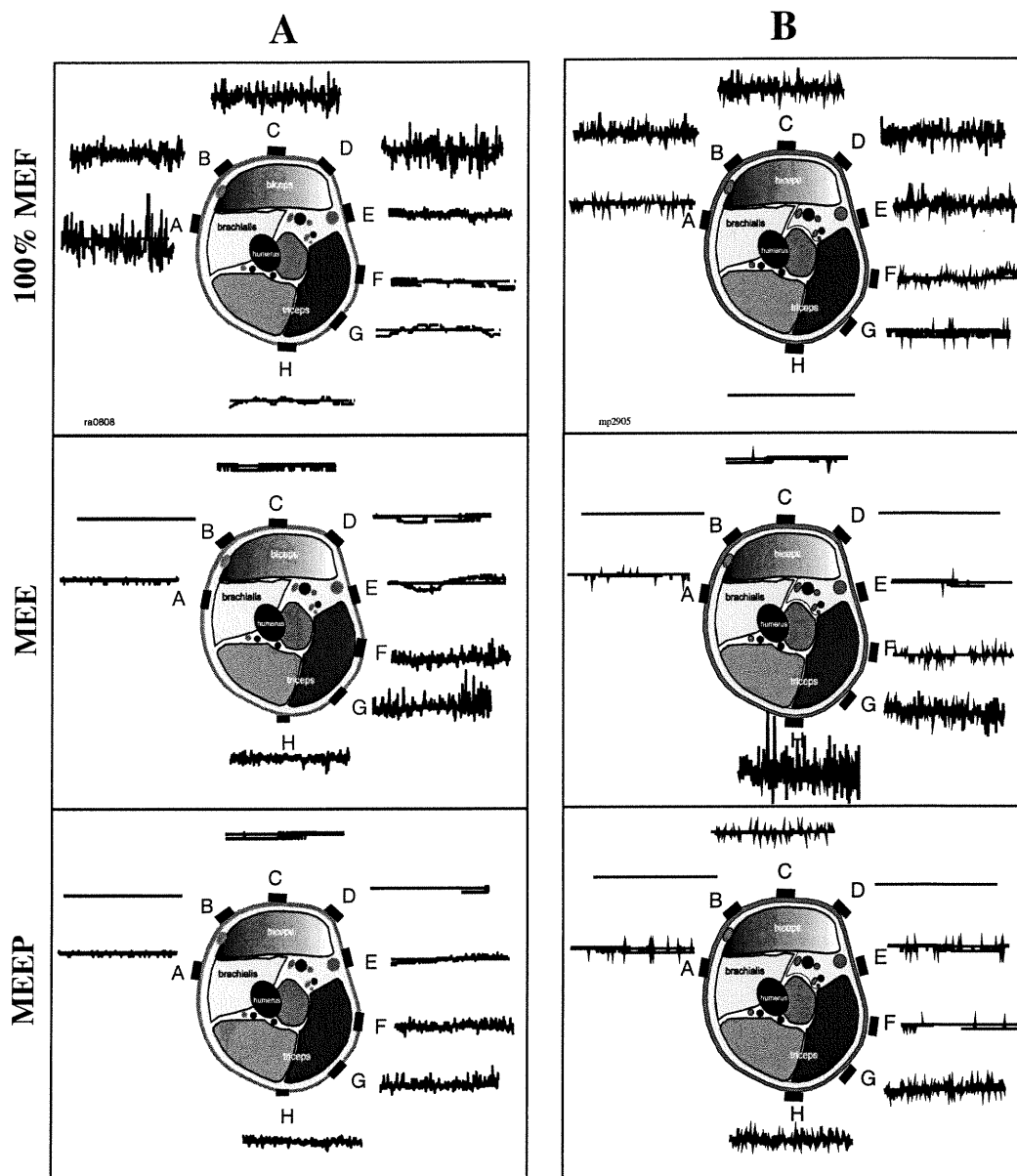


Fig. 4.2: Double-differential EMG signals of two subjects (panels of A and B columns) at various elbow torque directions. Top panels display sample data during 100% MEF torques, middle panels display data at Maximal Elbow Extension (MEE) torques, and bottom panels display data at Maximal simultaneous Elbow Extension and Pronation (MEEP) torques. Each contraction was maintained for 5 s.

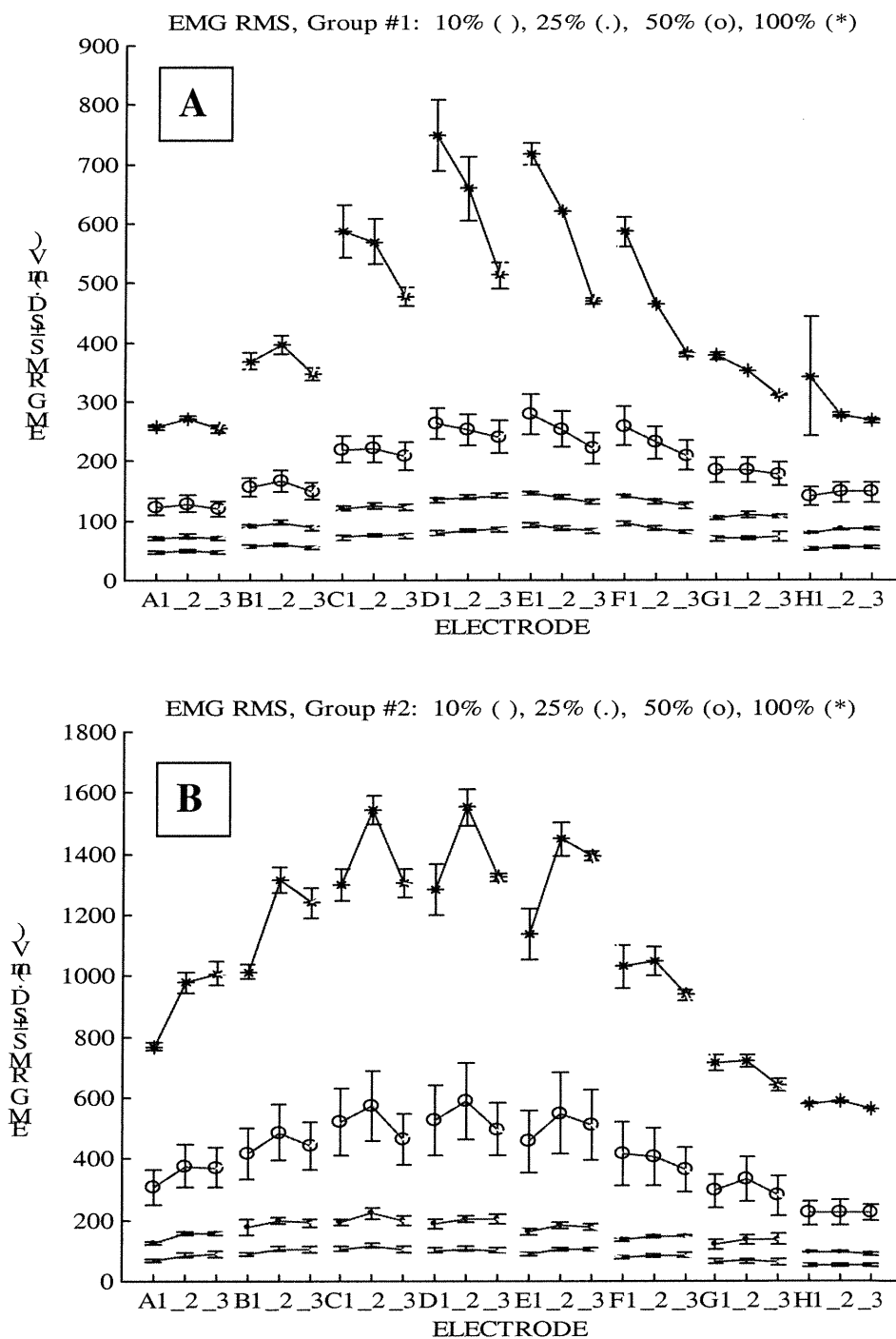


Fig. 4.3: EMG RMS values (mean \pm S.D.) during elbow flexion at various contraction levels for subjects of two distinct groups: Group #1 (A); Group #2 (B).

4.5.2 Protocol #2

In order to attempt to explain this later finding, the second protocol was administered onto one subject belonging to each group distinguished in the first protocol. For each subject (the same as in Fig. 4.3), we found that RMS values especially at columns C, D and E (aligned with biceps muscle fibers) depended on the location of the recording electrode along the limb. This is illustrated in Fig. 4.4 where biceps EMG RMS values are shown to be influenced by electrode vertical position along the limb. For the subject representative of Group #1, peak RMS values are seen at an electrode vertical position of approximately +3 cm above the vertical center of the upper arm (i.e. 0 cm), which roughly corresponds to the location of the upper row electrodes (row 1) of the first protocol. For the subject representative of Group #2, peak RMS values are seen at approximately the 0 cm location along the upper arm, corresponding approximately to the upper arm vertical center (where middle row (row 2) electrodes were placed) in protocol 1. For both subjects, angling the cuff 15° CW and CCW around electrode D2 to misalign columns and biceps muscle fibers had no significant influence on the data and produced results similar to those obtained without cuff rotation, as seen on Fig. 4.5.

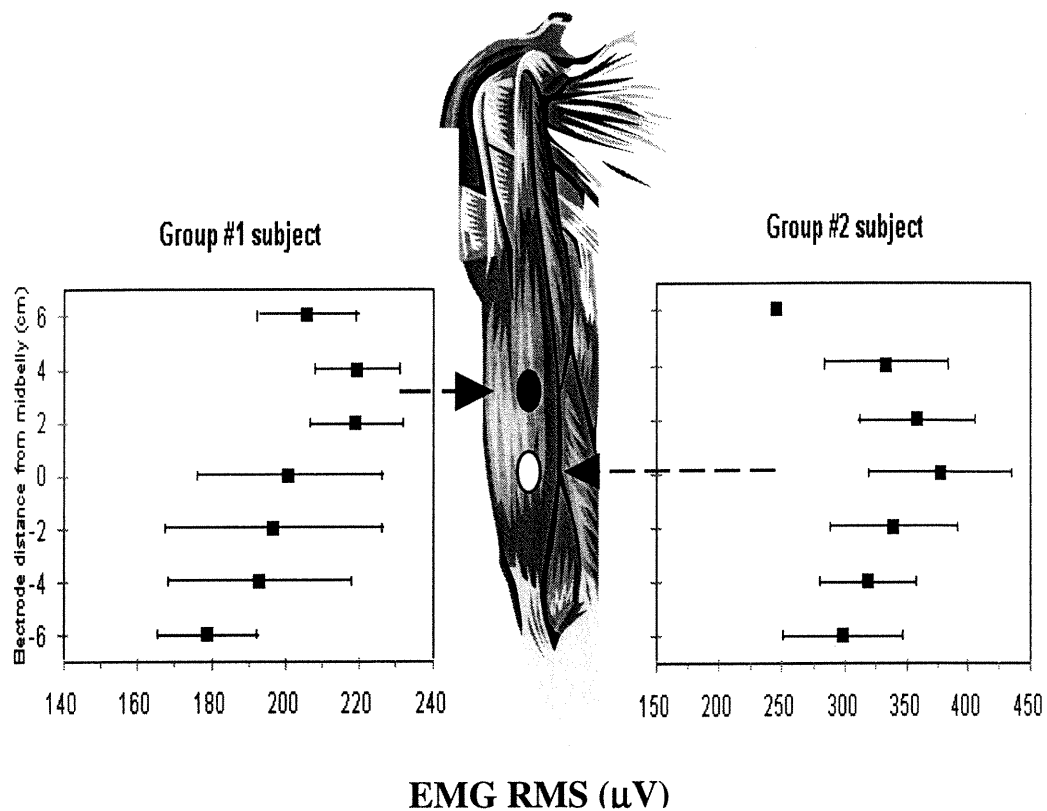


Fig. 4.4: EMG RMS (mean \pm S.D.) of column D electrodes as a function of the cuff vertical position along the biceps muscle. Zero displacement corresponds to the vertical center of the upper arm (original position of protocol #1). The anchor point of the cuff displacement was electrode D2 and the inter-row distance was 2 cm. Therefore, a cuff displacement of + 4 cm placed electrode D1 at 6 cm above the biceps vertical center (i.e. 0 cm), and similarly, displacement of - 4 cm placed electrode D3 at 6 cm below the biceps vertical center. Estimated locations of peak RMS values for each group are indicated by circles on the upper arm schema.

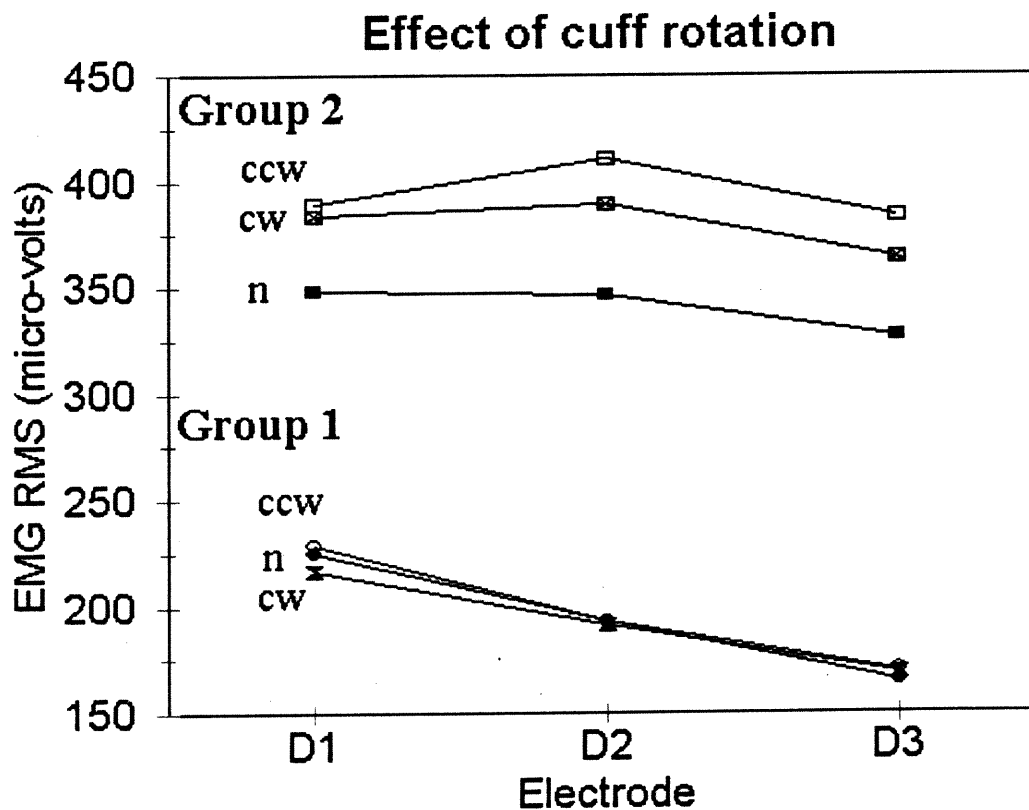


Fig. 4.5: Effects of cuff angling around D2 electrode relative to biceps muscle fibers. RMS values from electrodes D1, D2 and D3 are presented for each group. Neutral alignment (n) indicates optimal alignment of column D with biceps fibers. Counterclockwise alignment (CCW) indicates a 15° column D tilting, with the top electrode (D1) displaced laterally, the bottom electrode (D3) displaced medially, and the middle electrode (D2) maintained at its original alignment (anchor point), in the middle of the biceps. Clockwise alignment (CW) indicates a 15° column D angling exactly in the opposite direction.

4.6 DISCUSSION

One of the main achievements of the electrode cuff was to allow us to obtain a general picture of inter-muscle coordination at various torque directions. As can be seen in Fig. 4.2, the biceps muscle is shown to act as the main elbow flexor, and the triceps muscle the main elbow extensor. During simultaneous elbow extension and pronation, patterns are qualitatively similar to the ones displayed during pure extension, although there is a slight decrease in overall signal amplitude.

The pattern similitude may indicate that either the elbow extensor also acts as the most important lower arm pronator, or that other elbow pronation agonists were not adequately recorded using our experimental setting. As such, the pronator teres muscle, which inserts on the lower part of the upper arm is a likely actuator of elbow (forearm) pronation, and was not systematically recorded in this protocol. As for the amplitude decrease from MEE to MEEP, it may be due to the greater relative contribution of the triceps lateral head (not directly measured by our electrode matrix), or of the pronators to the torque produced in the extension combined with pronation.

When comparing patterns of both subjects, we see a greater relative contribution of the brachialis muscle to MEF for the left panel subject, whereas during MEE this is observed for the right subject at electrode H. These could

indicate differences in activation patterns from one subject to another. They may also be representative of anatomical differences, since muscle fiber anatomical position and orientation may slightly vary from subject to subject, and may not exactly correspond to the schema displayed on Fig. 4.2. Due to these variations, there may have been slight variations in the cuff vertical position along the arm and electrode column alignment with muscle fibers, in spite of the care taken to insure consistency in electrode cuff placement across subjects. In an ideal situation, MRI images would be presented along the EMG activity profiles.

Not all peripheral muscle activity could be recorded because it was not possible to have a uniform distribution of the electrodes along the cuff. This was due to the presence of two flat cable connectors at one of its extremities, which created a “dead space” area with no electrodes (approximately 60 mm wide). This drawback was minimized by aligning the area with the lateral head of the triceps muscle, the muscle part least likely to be recruited in our experiments. Additional design adjustments to the cuff are necessary to increase the uniformity of the electrode matrix configuration in further studies.

In our experiments, with 10 mm diameter electrodes, 20 mm center to center distance and 25 mm between columns, the mean correlation between monopolar signals of adjacent columns was 0.91. It was 0.48 after single differentiation, and 0.39 after double differentiation, suggesting the presence of a global signal influencing local measurements. With smaller electrodes, this mean

correlation could be reduced further. For instance, Harba and Lynn (1981) experimented with 4 pairs of surface electrodes (4.5 mm electrode diameter, inter-electrode distance of 6 or 9 mm) in a study of the human biceps muscle. They estimated that a relatively good signal-to-noise ratio and correlation coefficients in the order of 0.3 between single differential signals could be obtained when 20 mm or more separated each column of bipolar electrodes.

The explanation of Figure 4.3 constituted the main objective of the second protocol. From the first one, we expected to see roughly similar EMG RMS values from electrodes belonging to the same column (at the muscle belly), especially with electrodes of columns C, D and E, since the biceps brachii is one of the most clearly longitudinal muscles in the human body. However, we found two distinct groups displaying different EMG RMS profiles at the electrode columns aligned with the biceps muscle. Experimental conditions, transient noise, gain variations between different electrodes, equipment margins of error and bandwidth selection were found to have no significant influence on measurements.

We then retained two hypotheses to be verified in the second protocol, which was administered a few months later: the influence of the alignment between the electrode columns and muscle fibers, and arm cuff vertical positioning along the upper arm. After slightly angling the cuff to purposely misalign electrode columns with biceps muscle fibers, we found no influence of

misalignment on RMS profiles (Fig. 4.5). The results obtained from changing arm cuff angling may indicate that the RMS values found for the monopolar signals are representative of adjacent signal contamination. It is possible that the electrodes were large enough to record signals from laterally adjacent MUs. Only variation of arm cuff height along the muscle showed an influence which could explain our initial findings. Thus, this indicates that the zone of highest activity in the biceps muscle is located towards its longitudinal center, and that the exact location of this concentration zone varies from subject to subject (i.e. located ~3 cm higher along the upper arm for Group #1 than Group #2).

Another hypothesis to the results of protocol #1 is the influence of intrinsic parameters of individual arms. Schneider et al. (1989) modeled the influences of skin and superficial fat thickness variations, signals from neighboring MUs or muscles, and local changes in individual fiber depth within the muscle on muscle activity profiles. They found that these parameters could produce EMG data fluctuations (in this case, conduction velocity) of as much as 10%. As such, one of our 6 subjects had his arm imaged with magnetic resonance imaging (MRI) equipment. Although skin thickness variability proved to be insignificant for this particular subject, images showed significant fat thickness variations (0.1 to 12 mm) along the length and circumference of his arm (Zoabli et al., 1999). Rau et al. (1997a) cited uncontrollable variability in the properties of the limb volume conductor, and dynamic geometrical arrangements of muscle

cells, which may also be activated in complex interference patterns, as unpredictable factors that can cause variations in EMG signals.

Other factors may also have influenced the findings of protocol #1. Along with superficial fat thickness local variations, the fact that the cuff was only extensible in the lateral and not the longitudinal dimension may have influenced our findings. It is possible that a higher amount of superficial fat combined with a looser arm cuff fitting away from the muscle belly could have contributed to recording signals of lesser amplitude. However, for the subject representative of Group 2 in the second protocol, even though cuff fitting was tighter at the shoulder extremity, the RMS values recorded were smaller. Indeed, potential signal amplitude significantly decreases when the propagated signal reaches the muscle tendons due to its higher impedance (Roy et al., 1986), as can be seen on Figure 4.4 at the most distal electrode placements. It is also noteworthy that this decrease is relatively gradual. This could be due to the inhomogeneous muscle-tendon transition zone along the muscle-tendon unit, or to the increased depth of biceps muscle fibers within superficial fat layers as we near the origin and insertion of the muscle. Therefore, it seems that physiological and structural properties of muscles and the arm volume conductor are the most likely causes of our findings.

In summary, a simultaneous representation of muscular activity has been obtained from a near circular segment of the upper limb surface using the present

electrode matrix. We were able to localize zones of highest activity within the limb during various activities. The instrumented arm cuff proved to be relatively easy to manipulate in the present experiments, with minimal subject preparation time, no subject discomfort, and producing no physical restriction of the goal tasks. Its dimensions allowed a general picture of the upper arm muscle activity to be drawn. The perspective applications of this system are diverse. In particular, signals obtained can be used to solve the inverse problem which would help to optimize the electrode matrix configurations for the study of propagated signals within a limb. Also, signals obtained with the matrix can be useful to test the efficacy of decision algorithms of multi-functional myoelectric prostheses. Finally, the cuff makes possible the investigation of inter-muscular fatigue possibly leading to injuries during occupational working activities such as hammering or sawing.

CHAPITRE V ARTICLE II: INDICATION DE LA PRÉSENCE D'UN MINIMUM GLOBAL DANS L'EMG DURANT UNE TÂCHE DE MARTELAGE.

5.1 SITUATION DE L'ARTICLE DANS LA THÈSE

Les MRMS exigent la contribution coordonnée de plusieurs muscles. À cause du nombre élevé de muscles pouvant contribuer à produire un mouvement donné, le système fait face à une situation de redondance musculaire dans la production de mouvements. La façon dont le système gère cette redondance n'est pas très bien comprise. Feldman & Levin (1995) ont proposé un modèle selon lequel le système nerveux pourrait contrôler le mouvement en spécifiant une configuration corporelle de référence définie par l'ensemble des seuils de recrutement de chaque muscle du corps, quel que soit leur rôle dans le mouvement donné. L'activité musculaire serait alors fonction de la différence entre les configurations corporelles virtuelle (de référence) et réelle. Lors de mouvements cycliques ou incluant une phase de retour à la position initiale, cette hypothèse peut être vérifiée par la présence d'un minimum EMG global près du point de retour de direction du mouvement.

Cet article répond au deuxième objectif de cette thèse, soit de tester l'hypothèse de contrôle du mouvement à l'aide de la configuration de référence du corps. Nous avons analysé les profils EMG lors de variations d'un même

mouvement cyclique (martelage) pour mesurer l'influence de la direction du mouvement et du poids du segment terminal sur les caractéristiques du minimum EMG global. Nous avons observé des minima d'activation global dans l'ensemble de 20 muscles du bras dominant, du tronc et de la jambe dominante de l'ordre de 10% de l'activation maximale près du point de retour du mouvement. Ces observations ont été faites chez tous les sujets et pour toutes les variations du mouvement de martelage. Ces résultats supportent l'hypothèse du contrôle multi-musculaire actif du mouvement via la spécification d'un facteur global. Ceci suggère que le contrôle multi-musculaire est fonction de la tâche, s'opère à différents niveaux hiérarchiques, et ne peut pas être expliqué uniquement par la mécanique du mouvement.

The referent body configuration as a possible global factor in the control of multiple muscles: verification of the hypothesis for hammering

Julie N Côté, Pierre A Mathieu, and Anatol G Feldman

Department of physiology, Institute of biomedical engineering, University of Montreal; Center for Multidisciplinary Research in Rehabilitation (CRIR); Institute for Rehabilitation of Montreal; Montreal, Quebec, Canada.

Address for correspondence:

Julie N. Côté

Rehabilitation Institute of Montreal, 6300 Darlington ave. Montreal. Canada, H3S 2J4

Tel.: 514-340-2078

Fax: 514-340-2154

E-mail: cotej@igb.umontreal.ca

Acknowledgments: supported by IRSST; JNC supported by NSERC (Canada), FCAR.

Soumis pour publication dans: Experimental Brain Research

5.2 ABSTRACT

The referent body configuration hypothesis, an extension of the λ model for motor control, suggests that the nervous system controls multiple muscles by specifying a referent body configuration (R) related to the threshold angles at which skeletal muscles begin their recruitment. A testable prediction of this hypothesis is that in some cases of reversal in the movement direction, the referent and the actual (Q) configurations may match each other, resulting in minimization of the EMG activity of all skeletal muscles of the body. One aspect of this hypothesis is that the configuration of the body at which the global EMG minima are observed is not unique but task-dependent. Another prediction is that the minima can be observed regardless of the movement direction relative to gravity. While predicting that global minima may occur in some movements with reversal in direction, the R hypothesis does not suggest that minima should occur in all such movements and all cases of a change in movement direction. The criteria regulating the observation of global EMG minima should be found empirically. With this purpose, we recorded the EMG activity of 20 muscles of the arm, trunk and leg, and whole-body kinematics of 30 subjects during hammering towards a target on a table or on a wall. Subjects performed either hammering with an instrumented hammer or hammer-like movements (pointing) using a light stick. In addition to movement trajectories, body configurations and velocity profiles, two EMG curves characterising the overall activity of muscles were computed, one by averaging and the other by finding the maximal values across all rectified, normalized EMG signals at each point in time. Results show a

clear EMG minimization around the points of reversal in the movement direction (extreme points of the hammer trajectory at which velocity was close to zero). At the global EMG minimum location, global EMG activity was on average less than 10% of the maximum value in the hammering cycle, suggesting that the depth of the minima may be limited by some level of muscle coactivation. The body configuration at which the minima occurred was task-dependent. Minima also occurred whether or not the movement was produced along the direction of gravity, and whether it was performed with the hammer or with the light stick. The results suggest that mechanical factors alone, like the orientation of the movement in the gravitational field, or inertia of the hammer cannot be responsible for the EMG minimization. Our findings confirm the hypothesis that a global factor – the referent body configuration – may underlie the central control of multi-muscle activity. They also suggest that matching between R and Q is a tool used by the nervous system to take advantage of muscle properties and external forces, including gravity and inertia of segments, in optimizing EMG activity, muscle forces and energy costs in the movement production.

Keywords : lambda model – Multi-muscle control – Referent configuration – Redundancy problem – Human

5.3 INTRODUCTION

Various studies have investigated how the nervous system deals with biomechanical properties of individual muscles and motoneurons to produce motor actions (Feldman & Orlovsky, 1972; Houk, 1976). For example, the local aspects of motor unit recruitment and gradation following the size principle (Henneman, 1957) have been well described. The question of how the nervous system may control numerous skeletal muscles as a coherent whole has received comparatively less attention (Nichols, 1994; Rosenbaum et al., 1993; Tax et al., 1989). The reflex intermuscular interaction mediated by proprioceptive afferents might be an essential element causing individual muscles to function as a unit (Bernstein 1967; Gelfand and Tsetlin 1971). Some parameters characterizing this interaction may be under a central control, an assumption supported by regular findings that most descending pathways, as a rule, influence motoneurons predominantly via interneurons of proprioceptive loops mediating reflex interaction (Jankowska, 1992). The existence of direct, monosynaptic inputs of descending pathways to motoneurons does not conflict with this rule since motoneurons themselves are obviously a part of such loops. By modulating these parameters, the nervous system may orchestrate multiple muscles to produce voluntary actions.

One global factor guiding multiple muscles as a coherent whole has been suggested in a recent development of the λ model for motor control (Feldman &

Levin, 1995). It was assumed that the activity of each skeletal muscle depends on the difference between a referent configuration (R) of the body with its actual configuration (Q). This global factor, a control vector comprised of all muscle λ , is combined with local biomechanical and reflex factors to diversify the activity of muscles. Physiologically, in the specific case of the absence of coactivation of agonist and antagonist muscles, the R configuration represents the threshold configuration, that is, the configuration of the body described by the muscle length or respective joint angles at which skeletal muscles begin their recruitment.

When we coactivate, we maintain the same posture, suggesting that the mechanism of coactivation is dissociated from the control of posture. Based on this, it is assumed that coactivation does not influence the posture determined by the referent configuration. However, in the presence of coactivation, the referent configuration cannot be considered as a threshold configuration but the one at which muscles produce net zero torques at each degree of freedom. External forces and torques (e.g., gravity) deviate the body from the R configuration resulting in a change in muscle electromyographic (EMG) activity and forces. The body moves to an equilibrium posture at which a balance of external and muscle forces is reached. Active movement to another equilibrium posture can be produced by changing the R configuration.

Some aspects of the hypothesis are experimentally testable. Typically, in the presence of external forces, the actual and the referent configuration do not

match each other. However, transient matching of Q and R configurations may occur during movements with reversal in direction. Due to inertia of body segments, the changes in the actual body configuration (Q) are reversed only some time after reversal in the R configuration. In other words, in some movements with reversal in direction, there might be a period when the R and Q configurations move to and transiently match each other. The testable consequence of this encounter is that the activity of all muscles, regardless of their biomechanical function will be minimized with the depth of the minimum determined by the coactivation command. In particular, when coactivation is absent, the matching will reduce the activity of all muscles to zero. The presence of global EMG minima (GMs) has been experimentally shown for sit-to-stand-to-sit movements in humans (Feldman et al., 1998) and horizontal head rotations in monkeys (Lestienne et al. 2000).

While predicting that GMs may occur in some movements with reversal in direction, the R hypothesis does not suggest that minima should occur in all such movements and all cases of a change in movement direction. The criteria regulating the observation of global EMG minima should be found empirically. Three predictions of the hypothesis were tested in the present study. First, global minima may be observed in some cases of reversal in the movement direction. Second, the configuration of the body at which the minima observed is not unique but varies in a task-specific way. Third, the minima can be observed regardless of the influence of external forces on the movement or the direction of the

movement relative to that of gravity. This study also addresses the question of how the nervous system may take advantage of muscle properties and external forces, including gravity in movement production (Bernstein 1967). To test these predictions we analyzed EMG patterns of multiple muscles of the arm, trunk and legs during hammering in different directions performed with an instrumented hammer as well as during hammer-like movements performed with a light stick.

5.4 METHODS

5.4.1 Experimental procedures

Thirty healthy subjects (24 males, 6 females, mean age 35 ± 11 years old) signed informed consent forms approved by the institutional Ethics Committee to perform various kinds of hammering movements. Subjects were instructed to “hammer as naturally as possible by hitting the target” (a sticker of 5 cm in diameter) placed on a table located approximately at the waist height (Fig. 5.1) and covered with a shock-absorbing material. Movement precision was not emphasized. Subjects hammered at a self-paced rate (about 1-2 /s, 5 s in each trial, 3 trials in total).

To test the hypothesis that the configuration of the body at which the global EMG minimum occurs is not unique, the hammering task was varied. Nine of the 30 subjects hammered on a wall.

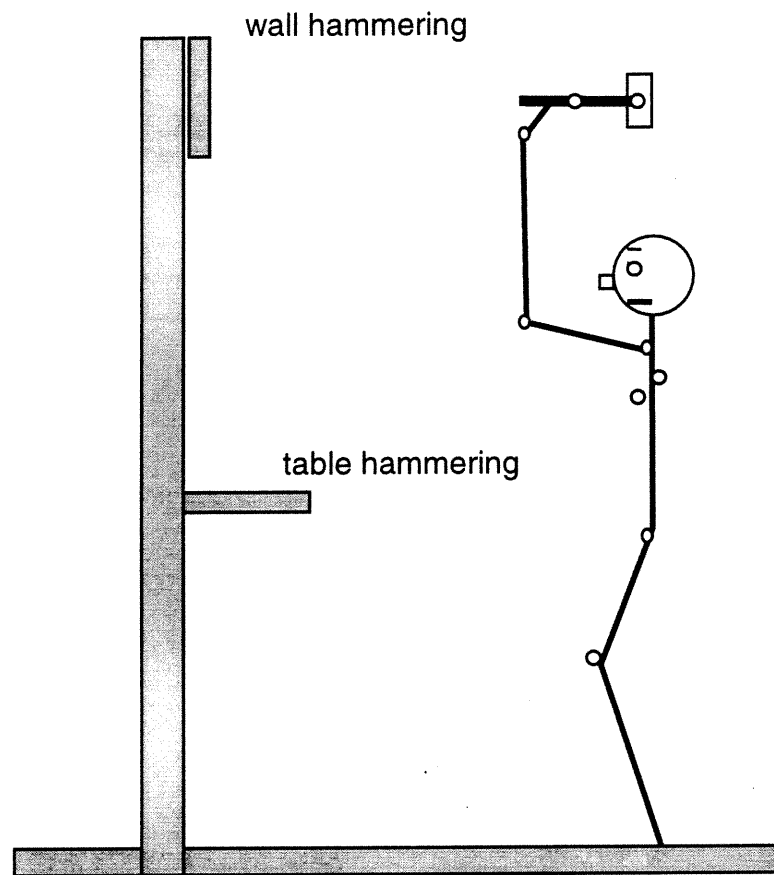


Fig. 5.1 : Schematics of the hammering experimental situation.

To estimate the role of the weight in the occurrence of EMG global minima, these movements were compared with hammer-like movements made with a light stick (about 20 g). Such movements were made towards the table (6 subjects) or the wall (4 subjects).

5.4.2 EMG activity

After proper skin preparation, bipolar surface EMG electrodes were fixed with adhesive tape on 20 muscles. A ground electrode was placed on the non-dominant upper arm. EMG of 20 muscles of the dominant upper limb, trunk and lower limb was recorded using Beckman-type bipolar surface electrodes (Grass Instrument Division, Astro-Med Inc., W. Warwick, Rhode Island, USA). EMG signals were collected from the following muscles: flexor carpi ulnaris (FCU), flexor carpi radialis (FCR), extensor carpi ulnaris (ECU), extensor carpi radialis (ECR), brachioradialis (BRA), long head of biceps brachii (BIC), lateral head of triceps brachii (TRI), upper part of trapezius (UTR), anterior part of the deltoid (DEL), clavicular portion of pectoralis major (PEC), infraspinatus (ISP), latissimus dorsi (LAT), lumbar portion of erector spinae (ERS), external oblique (EOB), rectus abdominis (RAB), gluteus maximus (GLU), rectus femoris (RFM), biceps femoris (BFM), medial head of gastrocnemius (GAS), and anterior tibialis (TIB). A ground lead was fixed on the non-dominant upper arm. Signals were filtered (30-500 Hz) and sampled at 1200Hz to avoid aliasing. Care was taken to minimize movement artifacts, in particular, by low-pass filtering (30 Hz) the

recorded EMG signals. To avoid cross-talk, EMG signals were inspected to ensure that each muscle can be activated in isolation, and that when muscles are active simultaneously, no synchronized spikes occurred in the EMG signals.

5.4.3 Kinematics and kinetics

Tri-dimensional movement kinematics was recorded using 3 high-speed cameras (Optotrak, Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Can.) and 10 markers (infra-red light emitting diodes). The cameras were placed within the sagittal field of view of subjects. Markers were fixed on the following anatomical landmarks of the dominant side: tip of the hammer, shaft of the hammer, head of the third metacarpal (hand), styloid process of the ulna (wrist), epicondyle of the humerus (elbow), antero-lateral border of the scapula (shoulder), spinous process of the 7th cervical vertebrae (neck), manubrium of the sternum (torso), greater trochanter of the femur (hip), and head of the fibula (knee) (see Fig. 5.1). Kinematic data was sampled at 100 Hz. Hammer force was also recorded (sampling rate about 1200 Hz) using a compression load cell fixed on the hammer tip (Intertechnology Inc., Montreal, Can., model #PCB 200C20 SN 3936, range = 0 – 90 kN, sensitivity = 56 mV/kN). The total weight of the hammer with the load cell was about 9 N. For each condition, 3 samples of 5-s data were acquired. Task difficulty was monitored using two Borg (1970, 1982) scale versions. In one, subjects rated general task difficulty (fatigue) by numbers from 6 to 20 (standard

scale), and in the other (category scale), they rated local task difficulty from 0 to 10, specifically for the shoulder.

5.4.4 Data analysis

Kinematic and EMG data were analyzed using Matlab software (National Instruments). The rectified EMG signals of each muscle were normalized to their maximal amplitudes in the same trial. Two integral curves were then computed. First, normalized EMG signals of all muscles were averaged for each moment of the trial (avg EMG). Second, using normalized EMG signals, we computed the maximal EMG amplitude across all the muscles for each moment of time (max EMG). Specifically, max EMG curve was computed as follows:

$$\max \text{EMG} (t) = \max [a_1(t), a_2(t), \dots, a_m(t)] \quad (1)$$

where m is the number of muscles; $a_i(t)$ ($i = 1, 2, \dots, m$) are individual EMG values at time t .

The values of the max EMG curve are comprised between 0 (no activity) and 1 (maximal activity). For example, if at a given moment in time, max EMG = 0.05 then the EMG activity of each muscle at this time did not exceed 5% of its individual maximal magnitude during the movement. GMs were identified as the points at which the mean EMG signal reached its smallest value and the max

EMG did not exceed 0.1 (i.e. 10%) in the vicinity of movement reversal or at other phases of movement. The same criterion was used to identify GMs at other phases of movement. The first and the last cycles were complicated by the necessity to initiate and terminate the movement and were excluded from the analysis. Therefore, the second to fourth cycles in each trial were analyzed. The coordinates of all markers were used to construct stick diagrams (body configurations) at the instants of the hit and at the other extreme position (a point of movement reversal) of the hammer. We also identified the body configurations at which global minima occurred. The position, tangential velocity, and acceleration of the hammer were calculated as well. Finally, we computed the absolute and relative (to the cycle duration) delay between the global EMG minimum and movement reversal (top of the hammer trajectory in the case of hammering on the table).

5.5 RESULTS

At least one GM was found in all trials, for each movement condition, in all subjects. Fig. 5.2 displays sample raw data from 2 hit cycles of one subject for the table hammering task. The top subplot displays the vertical position (z-coordinate) of the marker on the tip of the hammer. The next 12 subplots display filtered, normalized EMG signals of all muscles, and the bottom subplot displays the max EMG curve. Fig. 5.2 qualitatively shows that lower EMG signals generally occur around the reversal point (near the hammer marker's top z-

coordinates) for the table hammering task. Note that this phenomenon is observed when global signals are computed across all 20 muscles, but we chose to display only the first twelve (arm muscles) on Fig. 5.2 for better figure clarity. Also note that this subject displays a secondary global minima occurring at a moment of plateau in the hammer vertical travel (see hammer coordinates, top subplot).

Fig. 5.3 focusses on samples of the avg EMG and max EMG curves for all four movement conditions. The diagrams show GMs to be occurring at or near the point of reversal of the hammer trajectory (apex), with second GMs observed near the bottom of the hammer trajectory for hammering with light stick conditions. Table 5.I offers quantitative data to support the observation of GMs for all four tasks. Each movement task is indicated in the first column. As can be seen in the second column, the average depth of the global minimum for all movement conditions was around 0.1, corresponding to 10% of maximal activity. The last two columns of Table 5.I give an indication of the GM locations within movement cycles. They show that on average, GMs were located near movement reversal of direction. Negative signs for Vel_{rel} (and positive signs for Del_{rel}) indicate that the GM were located on average after the point of movement reversal, although with important standard deviation values.

Figure 5.4 shows the average distribution of GMs for each movement condition, relative to each movement's point of reversal. Most GMs are located near the point of reversal, with slightly more GMs shortly thereafter.

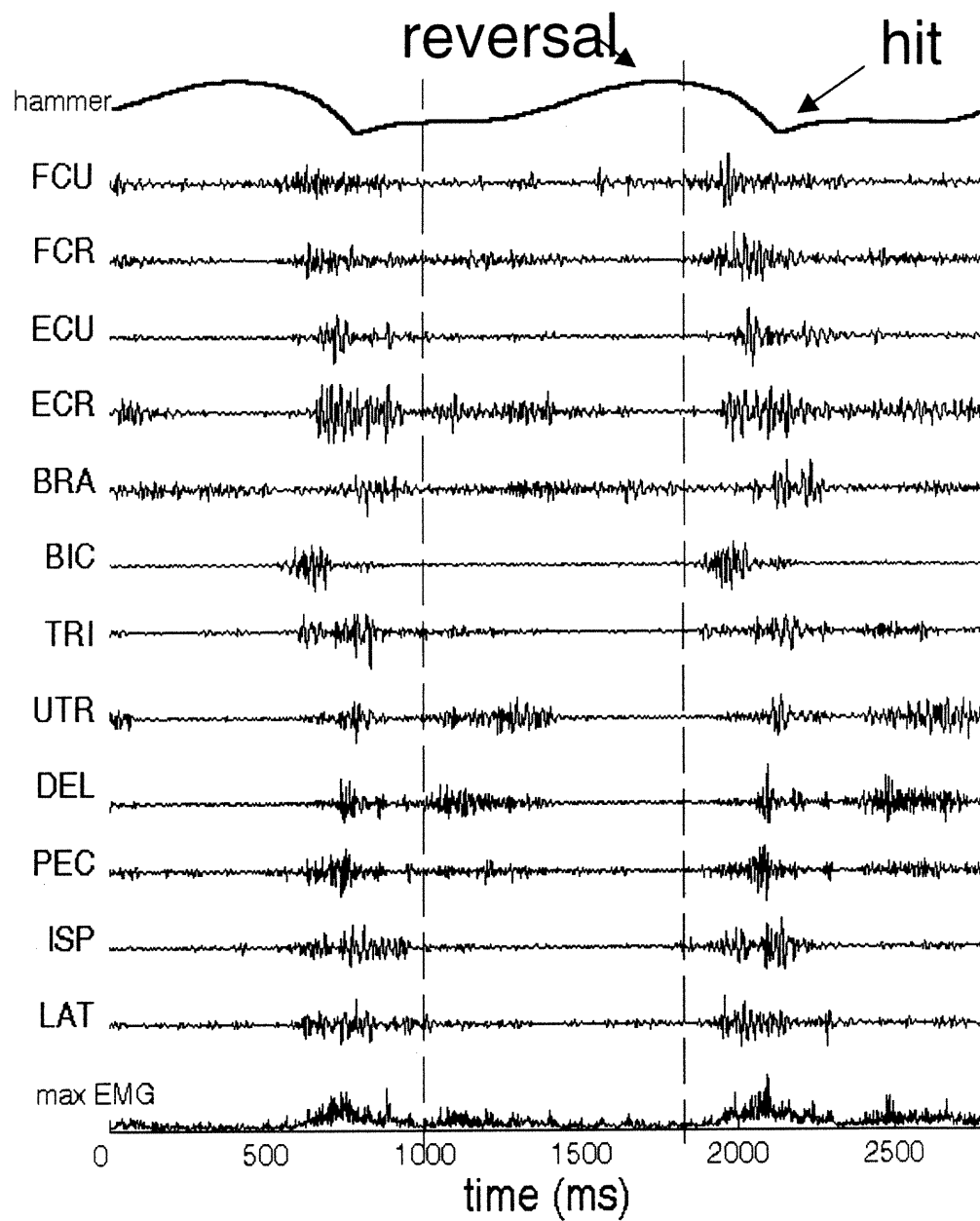


Fig. 5.2: Hammer vertical coordinates and normalized EMG activity of arm muscles of one typical subject during hammering on a table. Dashed cursors indicate where points of global EMG minima occur, which corresponds loosely with hammer motion pauses or reversal of direction. See Methods section for muscle abbreviations.

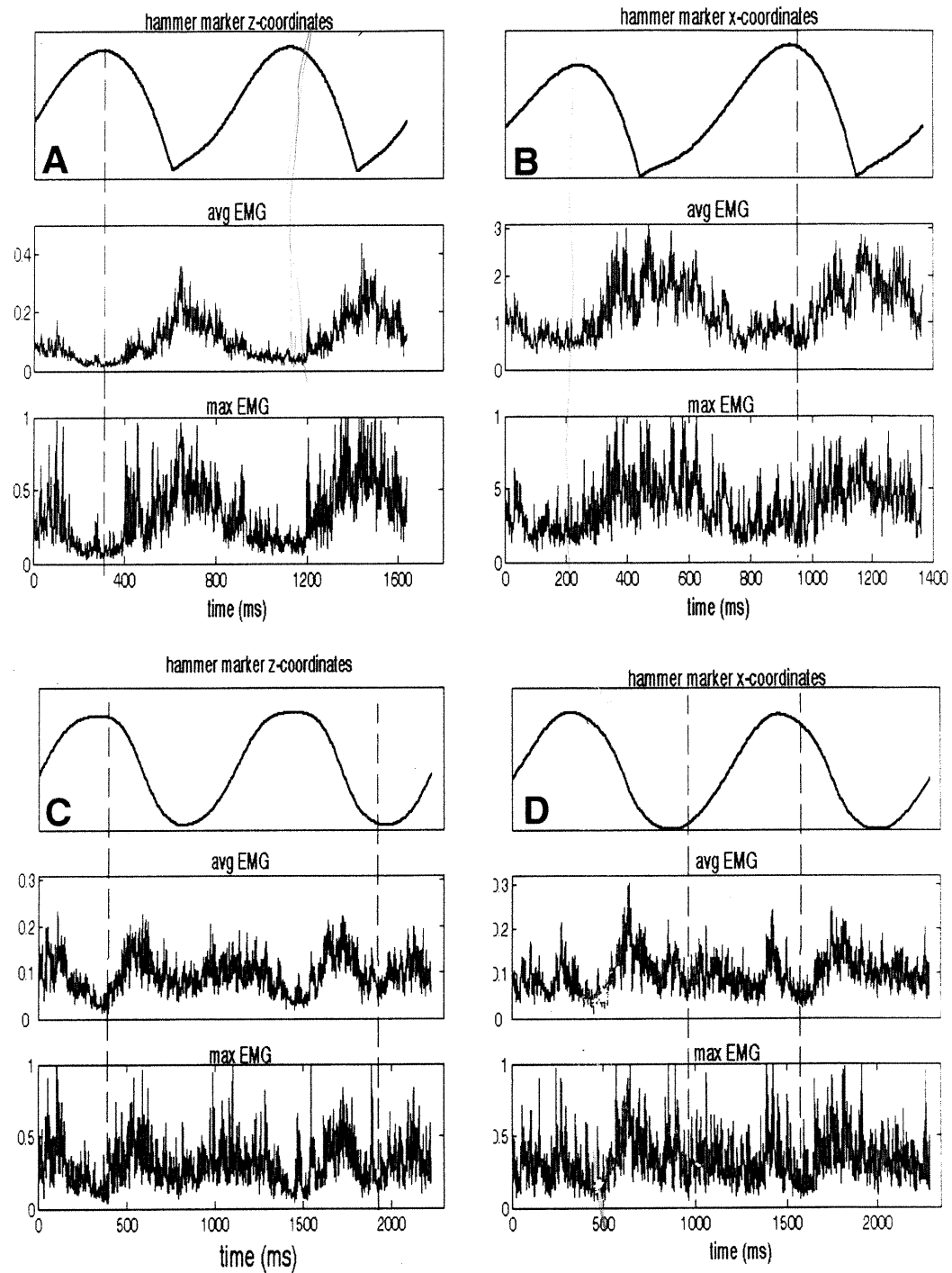


Fig. 5.3: Combined EMG profiles and localization of global minima relative to endpoint kinematics for all four movement conditions for one typical subject. Hammering on a table (**A**); Hammering on a wall (**B**); Pointing towards a table (**C**); Pointing towards a wall (**D**). Dashed cursors indicate zones of minimal global EMG.

Task	Avg GM (sd)	Avg Del _{rel} (sd) (%)	Avg Vel _{rel} (sd) (%)
Table hammer	0.087 (0.027)	5.75 (30.00)	-37.36 (48.68)
Table stick	0.090 (0.031)	1.48 (27.65)	1.01 (32.00)
Wall hammer	0.10 (0.026)	3.18 (26.44)	-25.37 (50.50)
Wall stick	0.11 (0.037)	7.14 (26.40)	-25.01 (56.43)

Table 5.I: Statistics of global EMG minima for each hammering task. The global minima (GM) values are expressed as a fraction of 1, where 1 is maximal activity. Del_{rel} indicates the relative time (in percent cycle duration) between the instant where a global minima is observed and the point of reversal of a movement. All delays are calculated relative to the corresponding cycle's duration, and resulting values are averaged across trials and subjects. Vel_{rel} indicates the velocity of the terminal segment at each point of global minimum in the vertical dimension in table hammering and pointing and in the horizontal dimension for wall hammering and pointing. Average values are calculated the same way as for Del_{rel}.

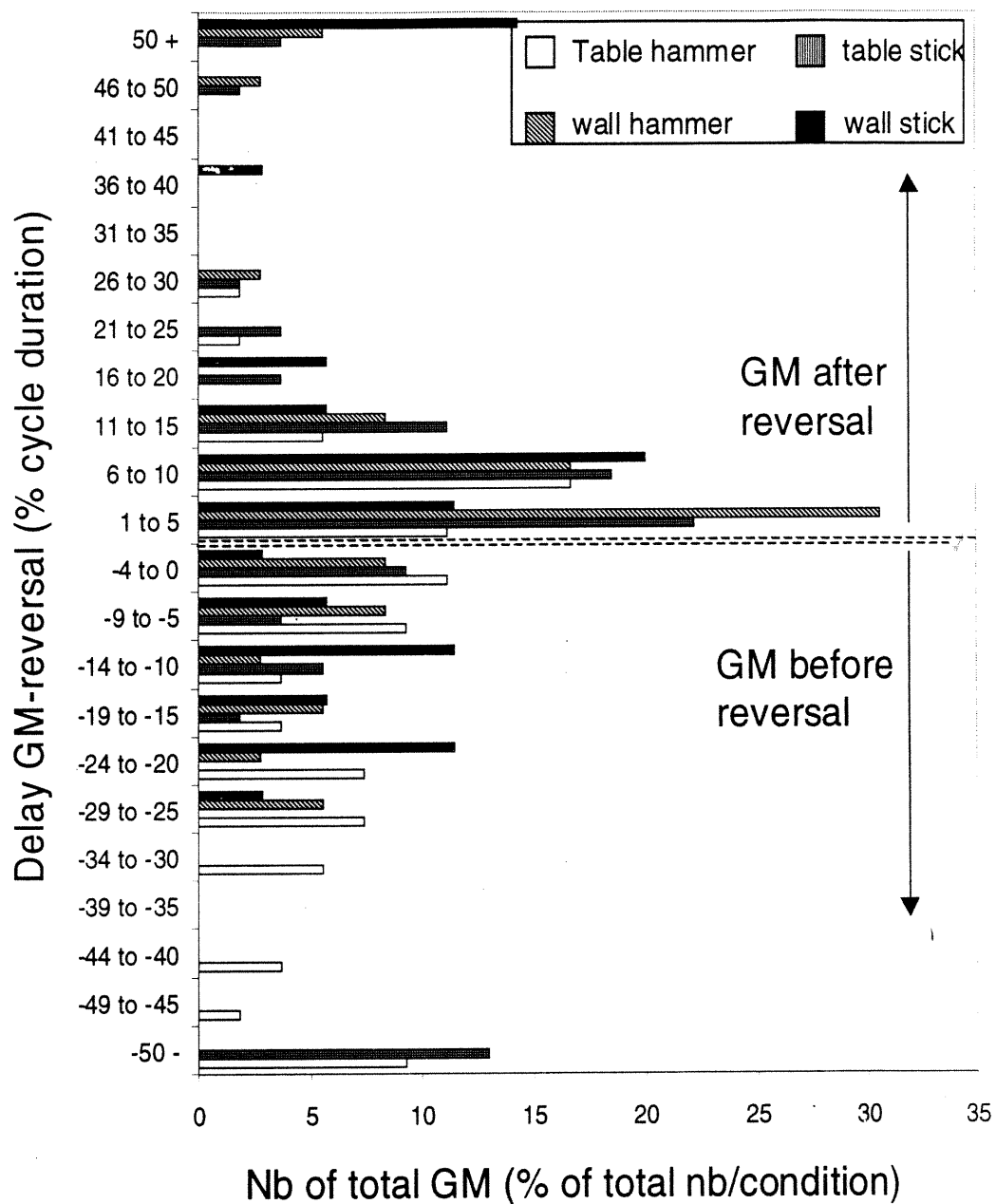


Fig. 5.4: Histogram of the distribution of GMs in time relative to a movement's point of reversal. Zero on the y-axis corresponds to the time of movement reversal and 50 (and -50) correspond to the time of hit.

Notice the few GMs observed at around 50% cycle duration for the wall and table stick conditions, indicating that some GMs were observed around the point of “hit” for the stick movement conditions. Figure 5.5 illustrates the point made previously by showing three sets of stick diagrams for each task. Diagrams linked with solid lines and square markers indicate sample whole-body configurations at the instant of hit, those linked with dashed lines and cross markers display configurations at the top of the movement trajectory (reversal point), and those linked with thick lines and diamond markers display configurations at moments when GM are reached. For both table and wall hammering with a light stick, there is close correspondence between GM and movement reversal whole-body configurations, whereas there is a more noticeable delay between the two sets of configurations for the table and wall hammering conditions.

5.6 DISCUSSION

5.6.1 Basic Findings

Several findings from this study are consistent with the referent body configuration hypothesis. First, the presence of a GM in all movement trials was a robust finding not only for the group of muscles acting as direct agonists and antagonists to the hammering movement but also for the group of postural stabilizers (muscles of the trunk and legs). Second, GMs were observed at different body configurations.

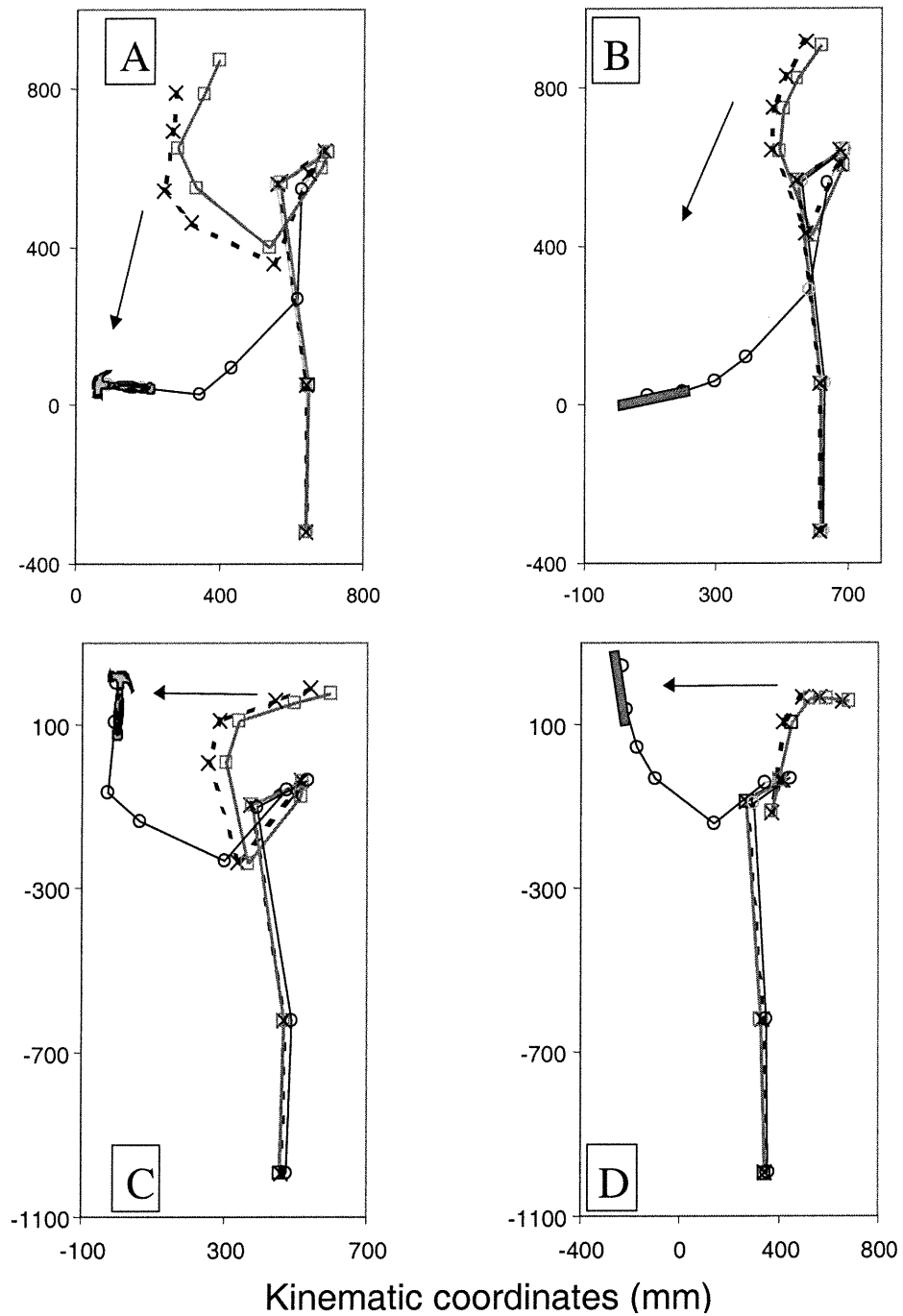


Fig. 5.5: Sample stick diagrams at the instant of hit, movement reversal and GM for each movement condition. Black lines with open circles: body configurations at the instant of hit; grey lines with square markers: configurations at the point of reversal; dashed lines with cross markers: configurations at the instant of GM. Table hammering (A); Table pointing (B); Wall hammering (C); Wall pointing (D).

Third, global EMG minima occurred whether the movement was produced along the gravity direction (vertical hammering or hammer-like movements) or perpendicular to it (horizontal hammering or hammer-like movements). Fourth, the number of global EMG minima per cycle could vary from one to two depending on the type of movement, subject and from cycle to cycle in the same trial. In particular, in most cases during hammering on the table, only one minimum was observed at the uppermost position of the hammer. However, in some cases, a second EMG minimum occurred at the elevation phase of movement, soon after the hit. During hammering on the wall, only one EMG minimum was observed near the extreme deviation of the hammer from the wall, when the movement of the hammer was reversed. During hammer-like movements, two EMG minima were observed in a substantial number of cycles, whether the movements were directed to the table or to the wall.

5.6.2 Explanations of the origin of EMG minima in terms of mechanics alone are not sufficient.

One may suggest that the nervous system minimizes the muscle activity at the apex of the hammer trajectory during hammering on the table to let gravity do the job of moving the hammer down, thus optimizing energy costs. Similarly, the occurrence of a GM at the elevation phase of movement might be a sign that the system uses the inertia of arm segments to additionally minimize the energy cost of movement. The observation of an EMG minimum in each cycle of hammering

on the wall suggests that the system takes advantage of the elastic energy accumulated in the stretched antagonist muscles to reverse the movement while minimizing muscle activation. This explanation may also be relevant to the observation of two EMG minima at each phase of reversal in horizontal head movements in monkeys (Lestienne et al. 2000). These EMG minima were observed each time the head reached a lateral position at which passive elastic resistance of the head-neck system tending to return the head to the neutral middle position is substantial. By minimizing EMG activity at these lateral positions, the control levels could let these passive forces produce the movement reversal. These mechanical explanations of the findings of GMs should not be considered as alternatives to the R hypothesis: rather, they are consistent with it. On the other hand, these explanations do not go far enough to address the question of how the neuromuscular system is controlled to take advantage of gravity, muscle elasticity and other passive forces acting on the body. In other words, the mechanical considerations just point out that EMG minimization could be useful for movement optimization but do not provide a clue on how the minimization and optimization are achieved.

The R hypothesis advances a step further by answering the question of the control strategy underlying these phenomena: gravity and other passive forces acting on the body during movement begin to play an important role in motor tasks when EMG activity is minimized due to matching the referent and the actual body configurations. Simultaneously, since the match is temporary, our

hypothesis explains why the EMG activity resumes even though some of these mechanical factors (for example, gravity in hammering on the table) continue to act in the direction of movement. Thus the R hypothesis implies that matching between R and Q may be a means allowing the nervous system to take advantage of muscle properties and external forces, including gravity and inertial forces, in movement production. The hypothesis also suggests that that matching may be the cause of EMG minimization even in those cases when the minimization of energy costs by using passive mechanical forces is not the issue. For example, it seems impossible to explain in mechanical terms why the activity of posture-stabilizing trunk and leg muscles is minimized together with the activity of arm muscles. Moreover, most studies investigating the control of muscles (Nichols, 1994; Rosenbaum et al., 1993; Tax et al., 1989) suggest local rather than global factors to coordinate multiple muscle actions and are not specific in terms of explanation of EMG patterns of whole body movements. In contrast, the notion of R configuration refers to all muscles of the body and, correspondingly, matching between the R and Q might be responsible for EMG minimization not only in arm but also trunk and legs muscles. The R hypothesis also implies that, by specifying, in a feed-forward manner, a referent body configuration, the nervous system may not only take care of muscles that act as effectors but also other muscles that provide postural stabilization and anticipatory adjustments of posture in response to forthcoming perturbations (Cordo and Nashner 1982; Bouisset and Zattara 1987; Brown and Frank 1987; Crenna et al. 1987).

hypothesis explains why the EMG activity resumes even though some of these mechanical factors (for example, gravity in hammering on the table) continue to act in the direction of movement. Thus the R hypothesis implies that matching between R and Q may be a means allowing the nervous system to take advantage of muscle properties and external forces, including gravity and inertial forces, in movement production. The hypothesis also suggests that this matching may be the cause of EMG minimization even in those cases when the minimization of energy costs by using passive mechanical forces is not the issue. For example, it seems impossible to explain in mechanical terms why the activity of posture-stabilizing trunk and leg muscles is minimized together with the activity of arm muscles. Moreover, most studies investigating the control of muscles (Nichols, 1994; Rosenbaum et al., 1993; Tax et al., 1989) suggest local rather than global factors to coordinate multiple muscle actions and are not specific in terms of explanation of EMG patterns of whole body movements. In contrast, the notion of R configuration refers to all muscles of the body and, correspondingly, matching between the R and Q might be responsible for EMG minimization not only in arm but also trunk and legs muscles. The R hypothesis also implies that, by specifying, in a feed-forward manner, a referent body configuration, the nervous system may not only take care of muscles that act as effectors but also other muscles that provide postural stabilization and anticipatory adjustments of posture in response to forthcoming perturbations (Cordo and Nashner 1982; Bouisset and Zattara 1987; Brown and Frank 1987; Crenna et al. 1987).

5.6.3 Referent configuration is task-specific

We found that GMs can be observed at different body configurations (table vs wall hammering or hammer-like movements). This is consistent with the assumption that the referent body configuration is not unique but may be modified according to the task demand. Previous studies (Lestienne and Gurfinkel, 1988a, b) emphasized the role of a vertical position of the body as a reference for postural stabilisation. Our results suggest that this position may be only one of numerous referent positions of the body, and that it may be specific for each motor task.

5.6.4 Why GMs are not observed in all cases of movement reversal

We would like to point out that while predicting that GMs may occur in some movements with reversal in direction, the R hypothesis does not suggest that minima should occur in all such movements and all cases of a change in movement direction. Indeed, in most cases during hammering on the table, only one EMG minimum was observed at the uppermost position of the hammer. Only in some cases was a second EMG minimum observed during the hammer elevation phase, after the hit (see fig. 5.2 for such an example). We can explain the frequent absence of a second GM during hammering in two ways. First, the necessity to counteract the weight of the hammer could require additional EMG activity thus complicating EMG minimization at the elevation phase of the

movement. Second, theoretically, the changes in the R configuration should be combined with a strong coactivation command to produce a high speed movement like a hit with a hammer (Feldman and Levin, 1995). Coactivation could continue some time after the hit thus masking EMG minimization near the beginning of the elevation phase. We tested these assumptions in hammer-like movements with a light stick, where these factors were diminished. The second EMG minimum appeared more regularly (see fig. 5.3), indicating that these factors, indeed, played a role in the occurrence of GMs. We also compared movements differently oriented with respect to gravity. This did not affect the appearance of GMs, ruling out the possibility that this factor played a major role in the occurrence of GMs.

To further elaborate on this, we use Fig. 5.6 showing a possible control strategy for hammering in the subject as in Fig. 5.2. For simplicity, we characterize the actual (observable) and the referent (control) configurations by the respective position (height) of the hammer at each moment of movement production. When these curves intersect (filled circles), the referent and the actual positions of the hammer coincide. The intersection points are the only points at which the actual and the referent configurations may potentially match. However, the matching is not entirely ensured since the number of degrees of freedom is redundant and the same height of the hammer can be associated with different body configurations. The subject whose kinematics are displayed in Fig. 5.6 was our strongest hitter.

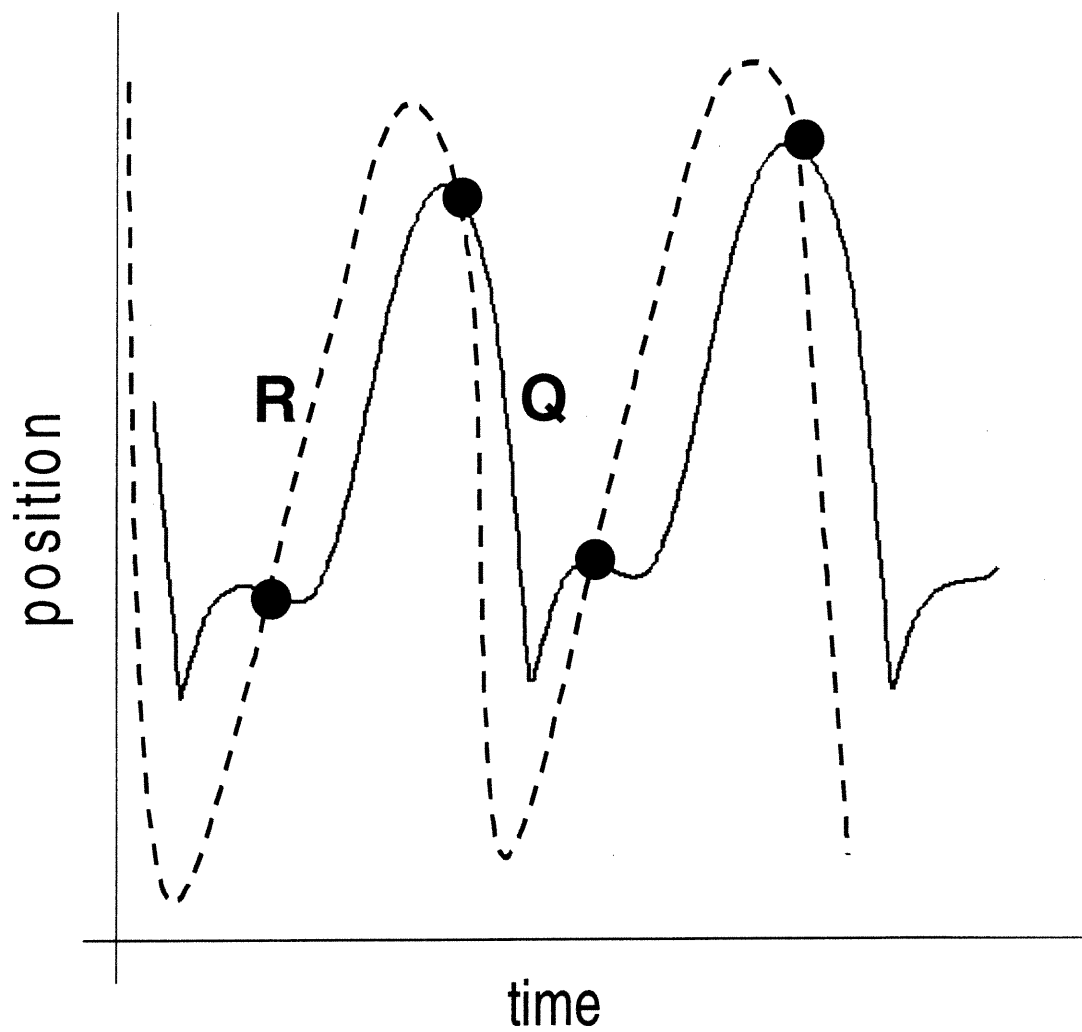


Fig. 5.6: Possible control strategy for hammering movements. Two curves representing the vertical displacement of the hammer are shown. One (solid curve) is associated with the actual configuration of the body (Q; subject as in Fig. 5.2) and the other (dashed) with a referent configuration (R) presumably specified by control levels. Global EMG minimization may occur at the points of intersection of the two curves (filled dots)

We hypothesize that, in order to produce a strong hit, he had to produce a substantial difference between Q and R before the hit, since the difference between these two configurations prescribes the strength of muscle activation and contraction at the instant of hit. Because of the strength of the hit and the inertia slowing the hammer motion up, the elevation phase of movement was extended giving the time to coactivation to recede. The matching between R and Q after the hit could not be complicated by coactivation, resulting in the GM at this phase. In other subject's cases where the depth of R was not as important (i.e. where the hit was not as strong) and the upward motion of the hammer after the hit was slower, the intersection point may have appeared earlier (i.e. around the point of hit) and thus a second minima may have been hidden by substantial muscle coactivation. Thus the finding that the number of GMs per cycle could vary does not conflict with the R hypothesis.

5.6.5 Combining global and local factors in muscle activation

Another point made forth by our findings regards the subordinate level control of multi-muscle behavior. Our data shows that whether movement is in a roughly vertical (table hammering) or horizontal (wall hammering) direction, GM are invariably observed around the point of hammer reversal. It is known that rapid unidirectional movements are associated with a tri-burst agonist-antagonist EMG burst pattern. In movements with reversal in direction which we studied, GMs were observed despite a high movement speed. This suggests that global

factors are given priority in the control of multi-joint behavior while at the same time keeping the compatible nature between global and local control levels of movement.

In summary, we observed EMG global minima in all variations of hammering movements performed in this study. This finding offers additional evidence to the whole-body nature of GMs, suggesting a link to multi-muscle control of movements as a coherent whole. The observation of GMs in different body configurations suggests that its control may be task-dependent. This implies that the system has the multi-level capacity to manipulate not only muscles acting as movement effectors, but also other muscles such as posture stabilizers by taking advantage of the feed-forward nature of the R specification and proprioceptive feedback in generating diverse EMG patterns. Our findings thus confirm a major idea of the R hypothesis: the referent body configuration specified by the nervous system may be a global factor orchestrating numerous skeletal muscles to function as a coherent whole.

CHAPITRE VI ARTICLE III: RÉORGANISATION DU MOUVEMENT POUR COMPENSER LA FATIGUE DURANT UNE TÂCHE DE SCIAGE.

6.1 SITUATION DE L'ARTICLE DANS LA THÈSE

De par leur nature répétitive, les MRMA sont souvent source de fatigue. Alors que plusieurs études ont documenté les effets de la fatigue sur les muscles individuels, peu est connu sur l'influence de la fatigue au niveau global du mouvement (contrôle central). Lors de mouvements multi-articulaires, on peut penser que le système pourrait agir sur les relations existantes entre les nombreux degrés de liberté du système pour maintenir une performance adéquate. Ces changements pourraient avoir lieu non seulement à l'intérieur d'une articulation mais également dans à travers plusieurs autres articulations du corps.

Cet article répond en partie à l'objectif 3 de cette thèse. On présente les principaux résultats cinématiques associés à l'influence de la fatigue sur le sciage. Avec la fatigue, la diminution de force de sciage et d'amplitude de mouvement au coude semblent être compensées par l'augmentation d'amplitude de mouvement au poignet, à l'épaule et au tronc. Malgré ces changements, la trajectoire de la scie et la durée moyenne d'un cycle de mouvement ont été maintenus constants à travers la fatigue. Ceci suggère que le système ajuste la relation entre ses degrés

de liberté pour maintenir constantes les caractéristiques globales du mouvement du segment terminal (i.e. scie).

Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing

Julie N Côté, Pierre A Mathieu, Mindy F Levin, and Anatol G Feldman

Department of physiology, Institute of biomedical engineering, University of Montreal; Center for Multidisciplinary Research in Rehabilitation (CRIR); Institute for Rehabilitation of Montreal; Montreal, Quebec, Canada.

Address for correspondence:

Julie N. Côté

Rehabilitation Institute of Montreal, 6300 Darlington ave. Montreal. Canada, H3S 2J4

Tel.: 514-340-2078

Fax: 514-340-2154

E-mail: cotej@igb.umontreal.ca

Acknowledgments: supported by IRSST; JNC supported by NSERC (Canada), FCAR.

Accepté pour publication le 14-06-02 dans: Experimental Brain Research

6.2 ABSTRACT

Peripheral (muscle) aspects of fatigue are well documented. However, little is known about the central aspects of fatigue that could influence, in particular, multi-joint coordination. To investigate the central aspects of fatigue, we compared the multi-joint kinematics of non-fatigued and fatigued individuals while sawing. Muscle fatigue was associated with decreases in sawing force and movement amplitude at the elbow whereas the basic characteristics of the saw trajectory, including the movement direction, extent and duration, remained invariant. This invariance was maintained by increasing the movement amplitude at the wrist, shoulder and trunk. The system thus takes advantage of the redundancy of the motor apparatus to maintain the endpoint trajectory despite fatigue.

Keywords: Motor control – Multi-joint coordination – Redundancy problem – Human

6.3 INTRODUCTION

When a movement is performed repetitively, muscle fatigue has been shown to translate into changes in local parameters of movement. Such changes may include decreased range of motion at the main agonist joint, decreased movement velocity and muscle force, and changes in the spectrum of muscle electromyogram (Enoka & Stuart, 1992). The possibility that muscle fatigue can lead to multi-muscle and multi-joint coordination changes and, in particular, movement reorganization has received little attention in previous studies. Forestier et al. (1998) found that in ball throwing, the temporal sequence of the arm joint peak velocities was modified with fatigue, with shorter delays between the peak velocities of movement at different body segments. In a study of repetitive hopping in humans, Bonnard et al. (1994) found that subjects used two strategies to adapt to fatigue: one, a redistribution of the muscular contributions across different joints involved in the motor task, and the other: changes in the contribution of single joints. Another study of repetitive load lifting (Sparto et al., 1997) reported decreased postural stability with fatigue, as well as decreased motion at distal joints (knee and hip) compensated by increased trunk motion. There is also considerable evidence of increased multi-muscle coactivation with fatigue in patients with low-back pain (Potvin & O'Brien, 1998). In the present study, we investigated the possibility of reorganization of multi-joint coordination with fatigue during repetitive sawing. We chose this whole-body, forceful motion since fatigue is an inherent part of the task when it is performed in repetition. We

hypothesized that the system could take advantage of its redundancy by modifying the relative contributions of various joints to compensate for fatigue.

6.4 MATERIALS AND METHODS

6.4.1 Experimental protocol

Thirty subjects (25 men, 5 women, average age = 34 ± 11 years old) signed informed consent forms approved by the institutional Ethics Committee. Nine infra-red emitting markers were placed on the proximal extremity of a saw and on the following anatomical landmarks of the dominant side of the body: head of the third metacarpal (hand), styloid process of the ulna (wrist), epicondyle of the humerus (elbow), antero-lateral border of the scapula (shoulder), spinous process of the 7th cervical vertebrae (neck), manubrium of the sternum (torso), greater trochanter of the femur (hip), head of the fibula (knee). A system for the analysis of movement (Optotrak, sampling rate 100 Hz) was used to record the kinematics of sawing movements. Tangential and normal saw forces were measured continuously during the movement using a custom-made load cell instrumented within the saw handle.

Initially, maximal voluntary contractions (MVCs) of elbow extensors were measured using a custom-made force transducer. The dominant arm was placed in a static configuration of 90° flexion at the shoulder and at the elbow so that the

forearm was vertical and the elbow was kept in contact with a support surface during contractions. The non-dominant hand was resting on the same support surface. Subjects were instructed to push during 3 s as hard as possible against the force transducer, which was placed against the dorsal side of the lateral maleolus of the ulna. After sufficient rest, the procedure was repeated twice, and the average of the three peak values in the 3 trials was used as the MVC. After approximately 10 min rest, all subjects sawed into a 2 x 4 inch log of wood fixed on a solid vertical frame located in front of them approximately at waist height (Fig. 6.1 A). Subjects were instructed to “saw continuously as naturally as possible while trying to cut a piece of wood from the log”. The non-moving hand was to rest on the log, and subjects were instructed to use it for balance but to lean on it as little as possible. Before fatigue was induced, 5 samples of 5 s each of data were recorded during 30 s of continuous sawing. Such intermittent, rather than continuous, recordings were made to facilitate data management during analysis.

The fatigue protocol consisted of two steps: first, fatigue was induced intermittently by 4 sequences of 15 s of sawing alternated with 15 s of isometric elbow extension contractions at 70% MVC (maintained using on-line monitoring) executed using the same arm configuration as described previously. After each sequence, fatigue was subjectively rated using scales (Borg, 1970) that assess general (6 to 20 points, with 7 corresponding to a “very, very light” task, and 19

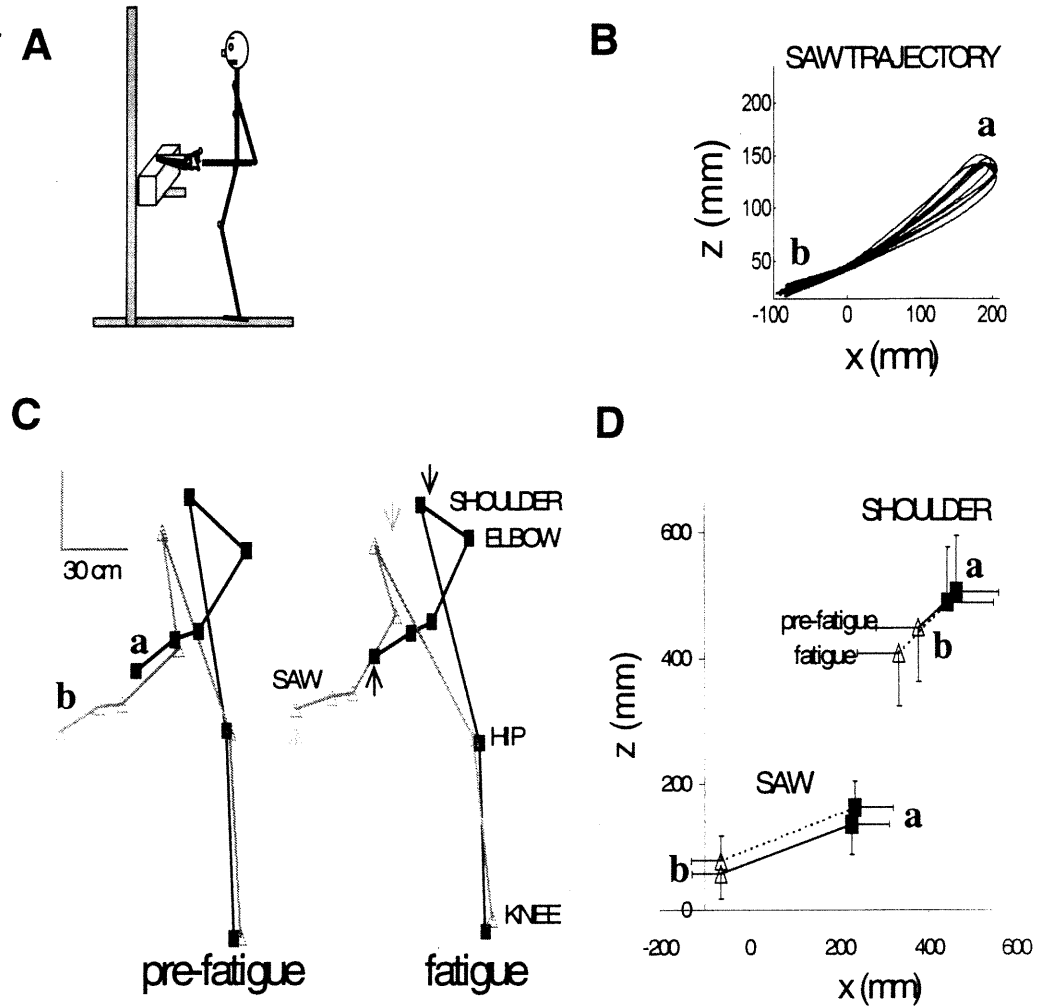


Fig. 6.1 Influence of fatigue on kinematics of sawing. **A** Schematics of the experiment. **B** Saw trajectories (pre-fatigue, 4 cycles; **a** refers to the “maximum pull” and **b** to the “maximum push” positions of the saw). **C** Typical configurations of the body at the saw motion extremes, **a** (filled squares) and **b** (open triangles), before (left panel) and during (right panel) fatigue; arrow heads in the right panel show extreme positions of the shoulder and the saw before fatigue, for reference; for this subject (the same as in **B**), fatigue resulted in a greater trunk inclination and a greater shoulder displacement. **D** Extreme saw and shoulder positions (mean \pm standard deviation) for the group of subjects before (solid line) and during (dotted line) fatigue.

to a “very, very hard” task) and localized (shoulder, 0, or “nothing to note”, to 10, or “cannot continue”) task difficulty. After the 4 sequences, if predetermined Borg scale ratings (general scale : 17; localized scale : 8, loosely corresponding to a “very difficult” task) were not reached, subjects were to saw continuously until they were. During this second step, blocs of 3 x 5 s data samples were recorded every minute. Fatigue data was taken from the last block of 3 x 5 s samples recorded during the protocol, after which subjects were asked to stop sawing.

The nature of the fatiguing task can influence the results of a fatigue study (Danion et al., 2001; Jaric et al., 1999). We used a combination of an isometric and a dynamic procedure to accelerate both local and global fatigue in this experiment. In pilot studies, we only used sawing to induce fatigue. However, we ran into great variability of endurance time between subjects, and some subjects couldn't report significant fatigue during a substantial amount of time. This created difficulty notably in data recording management. We then added intermittent isometric contractions of an agonist muscle group (elbow extensor muscles) to the fatiguing procedure. We assumed that these muscles substantially contribute to pressing the saw against the wood (together with wrist muscles) and fatiguing this muscle group could accelerate the onset of general fatigue elicited by sawing. This procedure also allowed us to estimate the differences in the forces produced by different subjects. Using this protocol, we succeeded in accelerating fatigue: all subjects reported local fatigue at the shoulder and overall (global) fatigue in the end of the protocol (using local and global Borg scales).

6.4.2 Data analysis

The middle three data samples of the five recorded before fatigue consisted the pre-fatigue data. This selection allowed us to avoid possible artifact emerging from using the initial (motion habituation effect) and final (possible fatigue effect) samples in data analysis. These data were compared with data from the three post-fatigue samples to evaluate the influence of fatigue on various parameters. Discrete movement cycles were identified using kinematics of the saw. Stick diagrams for the body were constructed by connecting coordinates of adjacent markers with lines and were projected on a sagittal plane. We specifically focused on the body configurations at the extreme positions of the saw trajectory (“maximum pull” and “maximum push”, i.e. **a** and **b**, Fig. 6.1). Joint angles were computed based on scalar products of the vectors joining the markers of the appropriate segments. The trunk segment, used in trunk inclination as well as hip angle measurements, was represented using two different sets of markers: first, using the torso and hip markers (trunk, hip angles), and second, using the shoulder and hip markers (trunk + scapula, hip + scapula). The use of the shoulder marker was estimated pertinent in order to account for possible shoulder girdle motion (e.g. shoulder protraction and elevation). The trunk inclination angle was calculated as the deviation of the trunk segment from the vertical. The hip angle was calculated as the angle between the trunk and leg segments (with the leg segment measured between the hip and knee markers). Joint motion amplitudes were calculated as the difference between the maximum

and minimum joint angle in each cycle, and averaged across cycles in each trial. Saw force was calculated for each motion cycle considered as the sum of maximum pull force and the maximum push (tangential) force. Quantitative data were averaged across all 30 subjects, and the statistical analysis was made using Student's paired T-tests, comparing non-fatigued and fatigued data of each subject. Mean relative differences between non-fatigued and fatigued data were calculated as the average of individual relative changes with fatigue. All reported results are statistically significant ($p \leq 0.05$).

6.5 RESULTS

For 70% of subjects, fatigue was significantly associated with a decrease in sawing force by about 13% (Table 6.I). However, the average saw trajectory amplitude was not affected by fatigue (Fig. 6.1), with no differences between longitudinal (fore-aft, or "x"), or vertical (cephalo-caudal, or "z") saw excursion amplitudes. . These data also imply that the endpoint movement direction was not affected by fatigue. Yet another variable that remained constant despite fatigue was the cycle duration (about 0.62 s). Despite these movement invariances, further analysis revealed some significant effects of fatigue (Table 6.I). First, the amplitude of shoulder displacement increased by 3.2 cm (43% of pre-fatigue displacement amplitude), and second, the forward extreme position of the

Parameter	Pre-fatigue Subject Avg	Post-Fatigue Subject Avg	Avg. Difference	
			Absolute	Relative(%)
Saw force	95.66 N	67.87 N	- 27.8 N	- 12.52 *
Saw motion amplitude (x)	29.41 cm	29.54 cm	+ 1.27 cm	+ 1.47
Saw motion amplitude (z)	9.11 cm	9.4 cm	+ 0.29 cm	+ 9.38
Movement duration	0.62 s	0.64 s	+ 0.015 s	+ 3.89
Shoulder displacement range	10.58 cm	13.83 cm	+ 3.24 cm	+ 43.18 *
Min. Distance shoulder-saw (x)	37.91 cm	33.58 cm	- 4.33 cm	- 11.53 *
Min. Distance shoulder-saw (z)	45 cm	40.9 cm	- 4.1 cm	- 8.63 *
Elbow motion amplitude	37.2 deg	30.04 deg	- 7.16 deg	- 18.67 *
Wrist motion amplitude	10.71 deg	13.44 deg	+ 3.08 deg	+ 34.95 *
Shoulder motion amplitude	30.66 deg	34.01 deg	+ 3.35 deg	+ 15.88 *
Trunk motion amplitude	4.77 deg	6.45 deg	+ 1.68 deg	+ 38.74 *

* p < 0.05

Table 6.I: Quantitative influence of fatigue on sawing components

shoulder (in the “maximum push” body configuration) was closer to the target, i.e. more forward and lower.

With fatigue, a significant decrease in the elbow motion amplitude is associated with an increase in the motion amplitudes at all other joints (wrist, shoulder, trunk and hip; Fig. 6.2). Elbow amplitude decreased in 93% of subjects. If not compensated, this would result in a decrease of saw trajectory amplitude by approximately 4 cm, which represents about 13% of the initial value in the fore-aft dimension (calculated by disregarding shoulder and wrist displacement, and using an upper arm segment length of 30 cm). The decrease of motion amplitude at the elbow was therefore compensated by relatively small but significant increases in the motion amplitude at all other joints (3, 3, and 2° for the wrist, shoulder and trunk, respectively).

6.6 DISCUSSION

In our study, we used a combination of two fatigue procedures (isometric contractions of elbow extensors and sawing). Note, however, that although we primarily fatigued the elbow extensors (assuming that they substantially contribute to pressing the saw against the wood), the local fatigue was associated with the shoulder, not elbow muscles during the protocol (local Borg scale, see Methods). Thus fatigue of shoulder muscles could be the primary cause of the reorganization of multi-joint coordination. One may also suggest that the fatigue elicited by

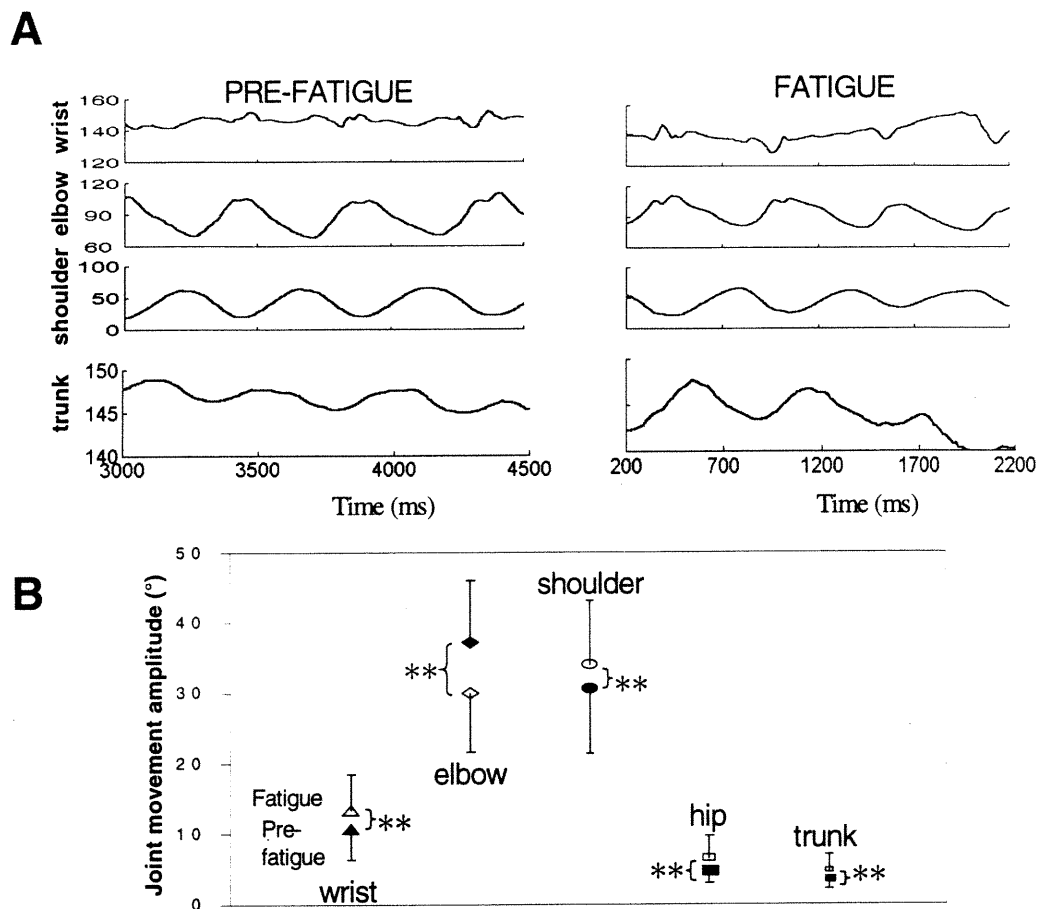


Fig. 6.2 Influence of fatigue on joint motion extent during sawing. **A** Pre-fatigue (left) and fatigued (right) sample angular displacement profiles of wrist, elbow, shoulder and trunk joints in time. **B** Average (\pm standard deviation) angular motion extent at the wrist, elbow, shoulder, trunk and hip during pre-fatigue (open symbols) and fatigued (filled symbols) sawing. Angular motion extent is decreased with fatigue at the elbow and increased at all other joints. Double asterisks indicate significant differences (Paired T-tests, $p \leq 0.05$).

isometric elbow torque exertion just accelerated fatigue elicited by sawing itself, eventually accelerating global fatigue, as estimated by the global Borg scale.

Our data shows that despite the decreased motion amplitude at the elbow and of force output at the hand, the system maintained some spatial and temporal characteristics of motion (endpoint trajectory and cycle duration) despite fatigue. The major changes observed in parallel with fatigue are that motion amplitudes decreased at the elbow and increased at all other joints (wrist, shoulder, trunk). These changes suggest that in the presence of a decreased response to the motor command at the fatigued joints, a reorganization of motion occurs in response to fatigue, which is indicative of a sharing adjustment strategy at a central level, a hypothesis which has received comparatively small attention in literature. Our results are reminiscent of one of the two strategies outlined in the study of Bonnard et al. (1994), where with fatigue, the system relied on proportionally greater knee compared to ankle muscles during hopping. Similarly, during repetitive load lifting (Sparto et al., 1997), subjects tended to compensate for fatigue by decreasing the activity of the knee and hip extensors while increasing trunk motion. These studies demonstrate that to compensate for fatigue, subjects increase the contribution of joints other than the one fatigued. Our data can also be explained by assuming that the system might sense reduced contribution of the elbow joint to the overall movement of the effector, and in order to prolong adequate overall performance, increase the trunk flexion-extension motion amplitude in the sagittal plane. This strategy might also help in using the body

weight to partially compensate for the decrease in the force applied to the saw. Moreover, since the moment arms relative to the saw for proximal joints are greater, the system may find more mechanical advantage in increasing the contribution of these joints to overall motion.

Yet another possibility is that fatigue could influence the force production not only in muscles of the upper limbs but also lower limbs and trunk. As a consequence, fatigue could decrease the stability of the trunk position and thus increase trunk motion, which is consistent with our findings. A similar phenomenon was observed in a study of repetitive load lifting by Sparto et al. (1997). They found an increase in center of mass excursion with fatigue and concluded that the apparently decreased body stability could be considered as an injury risk factor. In our task, however, trunk destabilization alone could not be responsible for the rearrangement in the multi-joint coordination and the invariant features of movement trajectory. It seems more likely that the increased involvement of the trunk resulted from the specific constraints during sawing. In particular, to comply with the task demand, subjects had to transmit sufficient force and power to the effector despite fatigue. They thus could perform better when using more cyclical trunk motion and body weight. Note that although the endpoint movement trajectory in the medial-lateral dimension was constrained by the penetration of the saw into the wood, the task itself did not fully constrain the saw trajectory amplitude and direction. Nevertheless, despite the fact that all individual joint amplitudes were modified with fatigue, the average saw trajectory

changes with fatigue in the sagittal plane were negligible. This suggests that the system prefers to change the interjoint coordination to maintain endpoint trajectory constant despite fatigue and that this strategy could be an important aspect of motor planning and regulation of complex multi-joint movements (Adamovich et al. 2001).

CHAPITRE VII ARTICLE IV: LA RELATION ENTRE LA BLESSURE À L'ÉPAULE ET LA FATIGUE DURANT LE MARTELAGE RÉPÉTITIF.

7.1 SITUATION DE L'ARTICLE DANS LA THÈSE

Le dernier aspect des MRMA étudié dans le cadre de cette thèse est l'influence de la blessure à l'épaule. Ce sujet a retenu beaucoup d'attention lors des dernières années. Dans certains milieux de travail, jusqu'à 40% des individus peuvent être ou avoir été victimes de blessures reliées à la nature répétitive de leur travail (Guidotti, 1992). Les blessures à la coiffe des rotateurs (Viikari-Juntura, 1998), et celles reliées au syndrome d'accrochage (Hawkins & Hobeika, 1983) sont des plus communes dans la pratique d'activités recrutant le bras.

Le mécanisme de ces blessures est mal compris et peut relever de plusieurs facteurs (Malchaire et al., 1996). La fatigue est fréquemment citée comme facteur pouvant être associé à l'apparition d'une blessure. Cependant, le lien entre le mouvement fatigué et le mouvement blessé n'a été décrit que qualitativement mais aucune mesure n'a été effectuée jusqu'à présent.

Parallèlement aux études sur la fatigue, plusieurs études sur les blessures aux épaules ont décrit les conséquences locales associées aux muscles de l'articulation. Toutefois, peu d'études ont mesuré l'influence d'une blessure sur la

coordination d'un mouvement et sur les possible compensations multi-musculaires ou multi-articulaires qui peuvent être adoptées pour continuer à effectuer une tâche donnée.

Cet article comporte deux objectifs principaux. Le premier est de mesurer la biomécanique d'un mouvement répétitif tant au niveau uni-articulaire que multi-articulaire et multi-musculaire chez les sujets souffrant de blessures à l'épaule. Le deuxième est de comparer la biomécanique de mouvement des sujets blessés aux sujets sains non-fatigués et fatigués (correspondant à l'objectif 4 de cette thèse). Les résultats démontrent que lors du martelage répétitif, les sujets souffrant de blessure à l'épaule isolent le mouvement à l'épaule par rapport aux autres articulations du bras en comparaison aux sujets sains. De plus, ils semblent moins compenser leur déficit à l'épaule en recrutant le poignet et le tronc, ce qui constitue une stratégie observée chez les sujets sains fatigués. Cependant, plusieurs paramètres sont communs entre les sujets blessés et les sujets sains fatigués, dont une trajectoire du marteau réduite et un profil d'activation multi-musculaire moins cyclique comparé à ceux des sujets sains non-fatigués. Ceci démontre que certaines stratégies de mouvement peuvent être communes entre les sujets sains fatigués et les sujets blessées alors que chaque groupe a également recours à des stratégies qui lui sont propres.

Common indices of fatigue and shoulder injury in the performance of repetitive hammering

Julie N. Côté¹, Mindy F. Levin^{2,4}, Denis Raymond⁵, Pierre A. Mathieu¹, and Anatol G. Feldman^{1,2,4}

¹Institute of Biomedical Engineering, ²School of Rehabilitation, ³Department of Physiology, University of Montreal; ⁴Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation (CRIR); ⁵Rehabilitation Institute of Montreal, Montreal, Quebec, Canada.

Address for correspondence:

Julie N. Côté

Rehabilitation Institute of Montreal, 6300 Darlington Ave. Montreal. Canada, H3S 2J4

Tel.: 514-340-2078

Fax: 514-340-2154

E-mail: cotej@igb.umontreal.ca

Acknowledgments: supported by IRSST; JNC supported by NSERC (Canada), FCAR.

Soumis pour publication dans: Electromyography and Clinical Neurophysiology

7.2 ABSTRACT

The etiology of work-related muscular skeletal disorders (WMSDs) is not well known. Work characteristics such as a high number of movement repetitions, inadequate or static posture, non-ergonomic environment, muscular imbalance, and fatigue have been associated with WMSDs. The general goal of this study was to measure a potential link between fatigue and WMSDs. Since most work tasks involve many joints, this was done by quantifying not only local, but also global aspects of movement occurring in healthy unfatigued, healthy fatigued and patients with shoulder injuries during the performance of hammering. Activity of 20 muscles, kinematics of 10 markers, and hammering force was recorded from subjects of all three groups. Locally, patients displayed smaller wrist and trunk motion amplitude than both healthy groups, they showed elbow motion amplitude similar to that of healthy fatigued subjects, and shoulder motion amplitude was not different between all three groups. Globally, the hammer trajectory of injured subjects was similar to that of fatigued subjects. The patients' shoulder angular velocity was isolated from the kinematic chain compared to healthy subjects, and the multi-muscle activation profile of injured subjects was similar to that of fatigued subjects and less cyclical than that of non-fatigued subjects. These results suggest that the influence of shoulder injury can be observed at the local as well as the global levels of movement.

Keywords: Work-related muscular skeletal disorders – multi-joint coordination – multi-muscle coactivation – compensation – Human

7.3 INTRODUCTION

In the past few decades, the incidence of Work-related Muscular Skeletal Disorders (WMSDs) has steadily grown to achieve epidemic proportions in industrialized countries (Guidotti, 1992; Ireland, 1998). WMSDs affect approximately 15-20% of Americans in the workplace (Melhorn, 1998). The etiology of WMSDs is not well known and is thought to be multifactorial. Work task characteristics such as a high number of movement repetitions, inadequate or static posture, non-ergonomic environment, muscular imbalance and fatigue have been associated with WMSDs (Guidotti, 1992; Malchaire et al., 1996; Novak and Mackinnon, 1997; Sommerich et al., 1993; Sparto et al., 1997; Viikari-Juntura, 1998). The body part most often affected by WMSDs is the upper limb, with rotator cuff tendinitis, lateral epicondylitis, tenosynovitis or peritendinitis of the wrist or forearm, and carpal tunnel syndrome most often linked to WMSDs (Viikari-Juntura, 1998). Moreover, repetitive use of the arm above the horizontal level which induces fatigue, a regular occurrence in occupational activities such as carpentry and in competitive sports such as swimming, tennis, throwing and pitching, may produce an impingement syndrome (Hawkins & Hobeika, 1983). In this study, we focus specifically on the potential link between fatigue and the development of shoulder injury.

Enoka and Stuart (1992) describe fatigue as a gradual phenomenon that leads to both the inability to maintain the production of a force, and to an

increased perception of task difficulty. The state of fatigue is associated with changes at local, as well as central levels of the neuromuscular system. Local aspects of fatigue include decreased muscle force, decreased velocity of muscle contraction, increase in the amplitude of electromyographic (EMG) activity in a muscle, shift in frequencies of the EMG signal towards lower levels of the spectrum, and, indirectly, decreased range of joint motion (Enoka & Stuart, 1992). Central aspects of fatigue are not as well described. The most often measured aspect of central fatigue is increased coactivation observed in knee flexor muscles induced after repetitive knee extensions (Psek & Cafarelli, 1993) and in trunk muscles of patients with low-back pain (Potvin & O'Brien, 1998). Most studies however have focussed on quantifying EMG levels of individual muscles or muscle pairs, and few have tried to measure the influence of fatigue on the activity of neighboring muscles across the same or different joints, to account for possible inter-muscle compensations with fatigue.

Some studies have tried to establish a link between fatigue and multi-joint coordination. Forestier et al. (1998) studied the temporal sequence of peak velocity of arm joints and found that in forceful ball throwing a movement reorganization, from a proximo-distal sequence to that of a rigidly linked system, emerged with fatigue. In a study on repetitive hopping in humans, Bonnard et al. (1994) found that subjects used either of two coordination strategies to adapt to fatigue. One is organized across the joints of the kinetic chain, with greater reliance on proximal muscles with fatigue. The other is organized within joints

already active in the movement, consisting of earlier activation of fatigued muscles. Another study on repetitive load lifting (Sparto et al., 1997) reported decreased postural stability with fatigue, as measured from increased body center of mass excursion, and decreased motion of distal joints (knee and hip) compensated by increased trunk motion. Nevertheless, few other studies have addressed the possibility of reorganization across different joints of the body with fatigue.

For the shoulder, the occurrence of WMSDs has been studied using specific biomechanical parameters of movement with little emphasis on changes in the intermuscular or interjoint coordination movements in patients with chronic injury. In the workplace, a link between shoulder injury and sustained shoulder abduction and flexion has been suggested (Viikari-Juntura, 1998, Hagberg & Kvarnstrom, 1984). A study of arm injuries due to throwing in professional athletes (Fleisig et al., 1996) has identified the arm cocking and arm deceleration phases of throwing as critical components of injury production. Authors have identified the proper use of the kinetic chain as an essential property of healthy throwing movement. Madeleine et al. (1999) have measured greater postural muscle EMG and a tendency towards reduction of activity in the painful muscle compensated by increased arm and trunk movements, during repetitive cutting using a knife in subjects suffering from experimentally induced trapezius muscle pain. Similarly, during prolonged mopping and scrubbing, Sjogaard and Sogaard (1998) have suggested that varying the endpoint speed of the mop or brush

delayed the onset of shoulder muscle fatigue, possibly due to a better rotation in motor unit recruitment patterns.

Most often, the tasks associated with WMSDs of the shoulder are not only highly repetitive but also involve the coordinated actions of many muscles and joints for adequate performance. The general goal of this study was to describe a hypothetical link between fatigue and the development of WMSDs. This was done by quantifying not only local, but also global aspects of fatigue in both healthy fatigued subjects and in patients with shoulder injuries during the performance of a repetitive, multi-joint arm task. Our hypothesis was that similar changes in indices of local and global fatigue would be found in healthy subjects with experimentally induced fatigue and in patients with chronic shoulder injury.

7.4 MATERIALS AND METHODS

7.4.1 Experimental protocol

Thirty healthy subjects (24 males, 6 females, mean age = 35 ± 11 years old) and 15 individuals with chronic shoulder injuries (11 males, 4 females, mean age = 51 ± 8 years old) signed informed consent forms approved by the institutional Ethics Committee. In healthy subjects, after recording three repetitions of 5 s maximal voluntary contractions (MVCs) of shoulder flexor muscles with a custom-made force transducer, subjects were instructed to

“hammer as naturally as possible in the direction of the target” from a standing position. Hammering was performed with a wooden hammer with a metal head instrumented with a compression load cell at its tip. The total weight of the hammer was approximately 850 g. The target consisted of a 30 cm long by 15 cm wide by 5 cm thick horizontal beam fixed on a rigid structure located at approximately waist height (movement precision was not emphasized). Data were recorded before and after the onset of fatigue. Pre-fatigue data consisted of 5, 5 s samples recorded during 30 s of continuous hammering. Then, the muscles of the arm were deliberately fatigued. First, subjects were asked to perform four 15 s hammering sequences alternating with 15 s of shoulder flexion isometric contractions at 70% MVC (maintained using on-line monitoring). After each sequence, the subject’s perception of the difficulty of the task was subjectively rated using clinical rating scales (Borg, 1970, 1982). The first scale assessed general fatigue using a 20 point scale. On this scale, a score of 7 corresponded to « very, very light » task difficulty, and a score of 19 reflected a « very, very hard » task. The second measure consisted of a 10-point numeric scale that assessed task difficulty specifically at the shoulder. A score of 0 corresponded to « nothing at all », and a score of 10 indicated that the task difficulty for the shoulder was « extremely strong ». Clinical experience and previous studies (Hagberg, 1981; Hammarskjöld & Harms-Ringdahl, 1992; Hasson et al., 1989) suggested that scores of 17 on the general scale and 8 on the localized scale corresponded to states of fatigue. Thus, after the 4 sequences, if these predetermined Borg scale ratings were not reached, subjects were asked to hammer continuously until they

were. During this second part of the protocol, 3 x 5 s data samples were recorded every minute. Fatigue data were taken from the last block of 3 x 5 s samples recorded during the protocol, after which subjects were asked to stop hammering.

7.4.2 Patients with shoulder injury

Fifteen patients suffering from chronic rotator cuff tendonitis or impingement syndrome in the dominant arm for at least three months were recruited through local physiatric referral. Patients were excluded if they had concomittent medical pathology that could interfere with the execution of the hammering task, if the intensity of pain or inflammation rendered the hammering protocol counter-indicated as juged by a medical evaluator, if they were involved in a medico-legal litigation, if they were suffering from shoulder capsulitis, if they had partial paralysis of the dominant arm, or if they had received a significant pain relieving steroid injection or supra-ulnar nerve block during the month or week preceding the experiment, respectively.

Prior to participating in the experiment and to insure that patients could safely perform the protocol, the shoulder of the patients was evaluated by a physical therapist. Passive and active range of motion of the non-injured and injured shoulder were assessed in flexion-extension, abduction-adduction and internal-external rotation ranges using a goniometer, and the force of prime muscles of both shoulders and arms (deltoid, trapezius, rhomboids, latissimus

dorsi, pectoralis major, biceps, triceps, wrist flexors and extensors) was evaluated using a hand-held Nicholas dynamometer. 69% of patients had been diagnosed with shoulder tendonitis, and 31% with a partial ligament tear. 46% had received at least one cortisone injection in the past, and 46% had had physiotherapy treatment. The main functional deficits observed was in external rotation, with an average loss of 25° of active range of motion, and an average grade of 4 (out of 5) in external rotator muscle strength.

To assess subjective pain and disability at the shoulder, we used the long form of the McGill Pain Questionnaire (MPQ) and the Shoulder Pain And Disability Index (SPADI) paired with a vertical Visual-Analog scale (VAS). The MPQ consists of three classes of word descriptors (sensory, affective and evaluative) that are read to the patient who agrees or not whether each word adequately describes the sensation (Melzack, 1975). This questionnaire has been widely used in clinical conditions and in conjunction with a wide variety of pain conditions (Katz and Melzack, 1999; Turk et al., 1985). In the SPADI, the patient marked on a VAS scale the level of pain or disability elicited by a given situation (example, “what is your level of shoulder pain when you reach for your back pocket with the injured arm?”). After evaluation, patients were instructed to hammer for 30 s towards the target. Patients reported their ratings on the Borg general and local fatigue rating scales every 10 s. Patients were allowed to stop at any time during the hammering sequence if unusual pain or discomfort was felt or if they evaluated the task difficulty above 17 (global) or 8 (local) on Borg scales.

7.4.3 Muscle activity

Activity of 20 muscles of the arm, trunk and lower limb was recorded using Beckman-type bipolar surface electrodes (Grass Instrument Division, Astro-Med Inc., W.Warwick, Rhode Island, USA). After standard skin preparation (shaved, cleaned with isopropyl alcohol, lightly rubbed), electrodes were fixed on the bellies of the appropriate muscles using surgical tape. Signals were collected from the following muscles: flexor carpi ulnaris (FCU), flexor carpi radialis (FCR), extensor carpi ulnaris (ECU), extensor carpi radialis (ECR), brachioradialis (BRA), long head of biceps brachii (BIC), lateral head of triceps brachii (TRI), upper part of trapezius (UTR), anterior part of the deltoid (ADE), clavicular portion of pectoralis major (PEC), infraspinatus (INF), latissimus dorsi (LDO), lumbar portion of erector spinae (ERS), external oblique (EOB), rectus abdominis (RAB), gluteus maximus (GMA), rectus femoris (RFM), biceps femoris (BFM), medial head of gastrocnemius (GAS), and anterior tibialis (TIB). Signals were recorded from muscles of the dominant side in all cases except for the external oblique muscle, where preliminary studies demonstrated clearer and more cyclical EMG profiles on the muscle of the non-dominant side. A reference electrode was fixed on the non-dominant upper arm. EMG signals were filtered between 10 and 500 Hz and sampled ($F_{S_{EMG}}$) at 1200Hz.

7.4.4 Kinematics and kinetics

Tri-dimensional movement kinematics were recorded using a high-speed optical tracking system (Optotrak, Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Can.) and 10 infra-red markers fixed on the following points and landmarks of the dominant side: tip of the hammer, shaft of the hammer, head of the third metacarpal (hand), styloid process of the ulna (wrist), epicondyle of the humerus (elbow), antero-lateral border of the scapula (shoulder), spinous process of the 7th cervical vertebrae (neck), manubrium of the sternum (torso), greater trochanter of the femur (hip), and head of the fibula (knee). Kinematic data were acquired at 100 Hz. Finally, the force of impact of the hammer on the wooden block was recorded using a compression load cell fixed on the hammer tip (Intertechnology Inc., Montreal, Can., model #PCB 200C20 SN 3936, range = 0 – 88.96kN, sensitivity = 56.2 mV/kN). The hammer force data was sampled at 1200 Hz.

7.4.5 Data Analysis

For the clinical data, answers to each question on the SPADI scale were measured as the distance in cm between the initial and indicated values on the VAS scale. All values were summed them to obtain a total pain index for each patient. Scores from the MPQ were computed using standard procedures (Melzack, 1975). For the kinematic data, using the displacement of the hammer in the sagittal plane, discrete movement cycles were identified and isolated within

the 5 s acquisition samples and their durations were calculated. Data from the three middle cycles of each sample were used in calculations (each 5 s sample contained approximately 5 to 7 cycles). Shoulder, elbow and wrist joint angles were computed based on scalar products of the vectors joining the markers of the appropriate segments in the sagittal plane. Maximal joint excursions were computed as the maximum minus the minimum joint angle in each selected cycle. Hammer trajectories were also calculated in the sagittal plane. To quantify inter-joint coordination, for each subject's pre-fatigue and fatigue data, we calculated the time delay between instants where maximal angular velocities were reached at each upper body joint (wrist, elbow and shoulder) and the instant of the corresponding hammer hit. To account for inter-subject differences in hammering movement rhythm, all time delays were divided by the corresponding hammering cycle duration. Data were averaged across subjects and then multiplied by the mean values of cycle durations. All computations were performed on pre-fatigued as well as fatigued data.

Raw EMG samples were inspected for quality control and signals that were partly saturated were discarded. Then, raw data from individual muscles of each subject were rectified and normalized. Two global EMG average curves were computed for blocks of 3 consecutive movement cycles extracted in the middle of each selected sample. First, EMG data were averaged across all muscles at each instant of EMG data files, in each trial and for each subject, to give an average signal (**AvgEMG**) where:

$$\mathbf{AvgEMG} = \left(\frac{1}{m} \sum_1^m A_{t_1}, \frac{1}{m} \sum_1^m A_{t_2}, \dots, \frac{1}{m} \sum_1^m A_{t_n} \right)$$

m = number of muscles

A = individual muscle EMG values (normalized)

t = time samples (= time duration of hit period / $F_{S_{EMG}}$)

The result is a vector of dimension equal to the duration of the current hit period $\times F_{S_{EMG}}$. Second, the highest EMG data point was found across all muscles at each instant of each selected block of 3 consecutive movement cycles, where:

$$\mathbf{MaxEMG} = \left(\max(A_1, \dots, A_m)_{t_1}, \max(A_1, \dots, A_m)_{t_2}, \dots, \max(A_1, \dots, A_m)_{t_n} \right)$$

The resulting vector is of the same dimension as **AvgEMG**, with values between 0 (no activity) and 1 (maximal activity). Except but for a few cases, $m = 20$ for each subject. Specific parameters were extracted from these two coactivation signals. Maximum, minimum and mean values were found in both combined signals. We calculated the standard deviation of the points comprising **AvgEMG** to obtain an indication of the combined signal's cyclical profile. To account for coactivation levels, the amount of **MaxEMG** data points above 0.4 (value chosen arbitrarily after trial and error computations) was obtained in each selected sample. Figure 7.1 illustrates both combined EMG signals and approximate corresponding phases of the hammering movement. Comparisons between data of non-fatigued (HNF), fatigued (HF) and injured (SI) groups were performed using non-paired Student t-Tests with unequal variance.

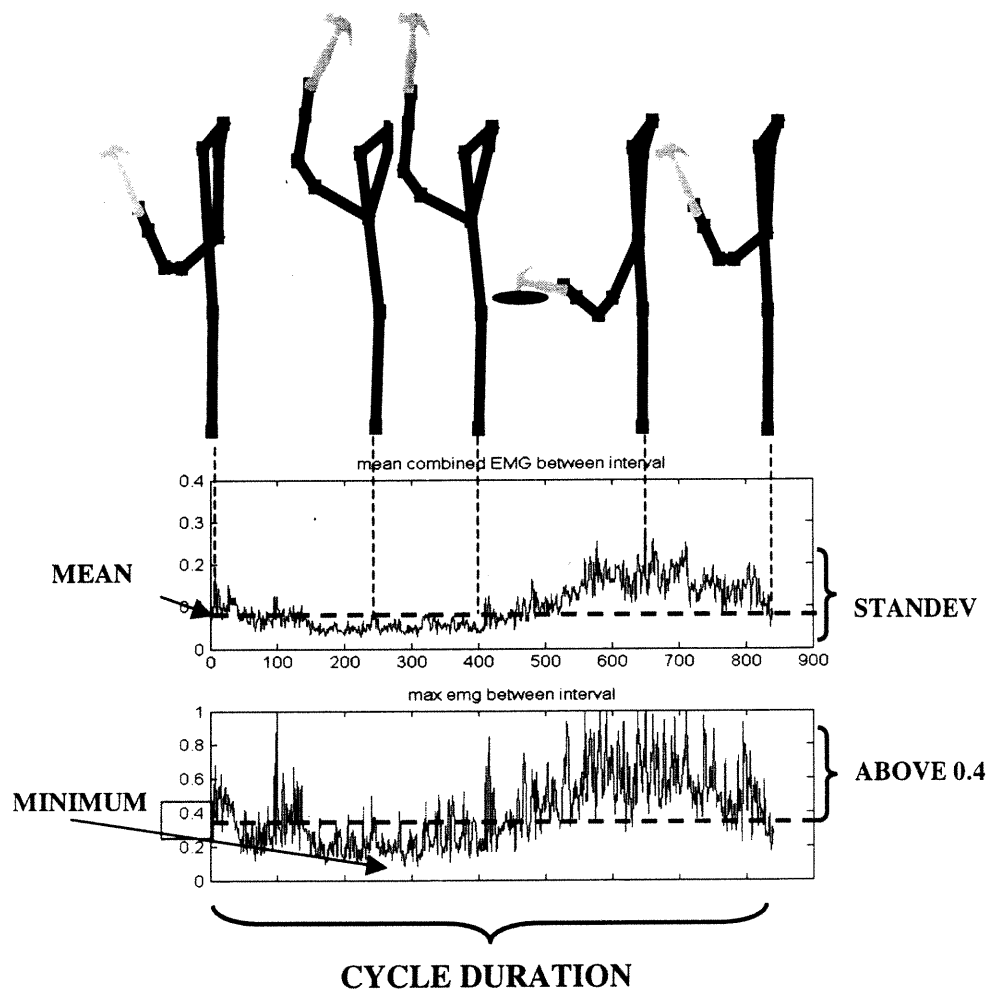


Fig. 7.1: Hammering schematics and EMG combined signals. The upper panel shows sample schematics of a hammering cycle, with sample combined EMG signals (middle panel: **AvgEMG**, lower panel: **MaxEMG**). Dashed lines relate hammering motion phases to approximate corresponding instants of global EMG. Parameters of both combined signals are indicated on the graphics. See text for explanation of the parameters.

Significance values of $p < 0.05$ were used for all tests. Finally, for the subjects with shoulder injuries, correlations were computed between all kinematic, kinetic and EMG variables and scores on the MPQ and the SPADI index using Spearman coefficients.

7.5 RESULTS

7.5.1 Individual joints

During hammering, shoulder motion amplitude in the sagittal plane was not significantly different between all three groups (Table 7.I). Elbow motion amplitude and angular velocity of the SI group was similar to that of the HF group, and significantly smaller than that of HNF. Wrist and trunk motion amplitude of the SI group were significantly smaller than those of both HNF and HF groups (Fig. 7.2).

Angular velocity of wrist and shoulder was similar between all three groups (Fig. 7.3). The SI group angular acceleration and deceleration values were smaller than HNF and HF subjects for almost all joints. Other measures include the duration of the hammering cycle and the force produced during hammering, which were influenced by neither fatigue nor injury (approximate duration: 0.8 s; approximate force: 280 N).

Parameter		HNF	HF	SI
Amplitude (°)	Wrist	34 (13)	35 (18)	22 (9) *&
	Elbow	50 (17)	40 (13) \$	34 (22) *
	Shoulder	18 (18)	20 (15)	12 (14)
	Trunk	4 (5)	5 (6) \$	2 (2) *&
Maximum velocity (°/s)	Wrist	357 (166)	361 (220)	341 (152)
	Elbow	645 (156)	512 (166) \$	378 (253) *
	Shoulder	196 (174)	183 (126)	119 (142)
Minimum velocity (°/s)	Wrist	-194 (83)	-211 (94)	-169 (49)
	Elbow	-420 (77)	-360 (105)) \$	-270 (147) *&
	Shoulder	-147 (93)	-155 (117)	-102 (100)
Maximum acceleration (°/s ²)	Wrist	14659 (6303)	13993 (7035)	8976 (4499) *&
	Elbow	9901 (4640)	8365 (3645) \$	5876 (3945) *&
	Shoulder	4149 (3089)	4161 (2462)	2575 (2325) &
Minimum acceleration (°/s ²)	Wrist	-18038 (6407)	-17036 (8322)	-11409 (5451) *&
	Elbow	-21093 (7155)	-16431 (6072) \$	-12262 (8059) *
	Shoulder	-4386 (3169)	-4130 (2834)	-2470 (2273) *&

\$: p < 0.05 between healthy pre-fatigue and healthy fatigued

* : p < 0.05 between healthy pre-fatigue and injured subjects

& : p < 0.05 between healthy fatigued and injured subjects

Table 7.I: Influence of fatigue and injury on hammering : individual joint parameters (mean ± SD)

Parameter		Correlation SPADI	Correlation McGill
Amplitude (°)	Wrist	-.19	.042
	Elbow	-.63	-.23
	Shoulder	-.32	-.074
	Trunk	-.031	-.10
Maximum velocity (°/s)	Wrist	-.39	.039
	Elbow	-.66	-.26
	Shoulder	-.27	-.072
Minimum velocity (°/s)	Wrist	-.052	.032
	Elbow	.58	.22
	Shoulder	.28	.059
Maximum acceleration (°/s ²)	Wrist	-.61	-.072
	Elbow	-.54	-.22
	Shoulder	-.32	-.16
Minimum acceleration (°/s ²)	Wrist	.48	.11
	Elbow	.61	.32
	Shoulder	.22	.10

Table 7.II: Correlation coefficients between individual joint parameters and self-rate indices of shoulder pain and disability.

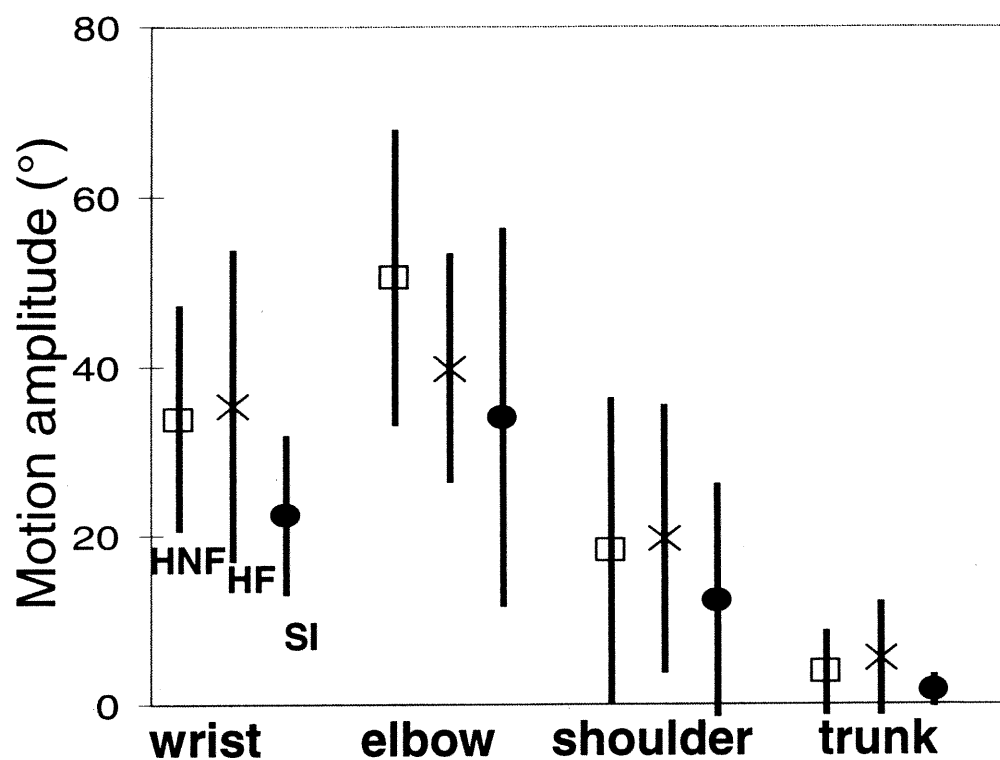


Fig. 7.2: Average (\pm standard deviation) angular motion extent at individual joints during hammering for HNF, HF and SI subjects during hammering. Wrist motion amplitude is smaller in SI than both HNF and HF. Elbow motion amplitude is greater in HNF than both HF and SI. Shoulder motion amplitude is similar between all three groups. Trunk motion amplitude is greater in HF than both HNF and SI.

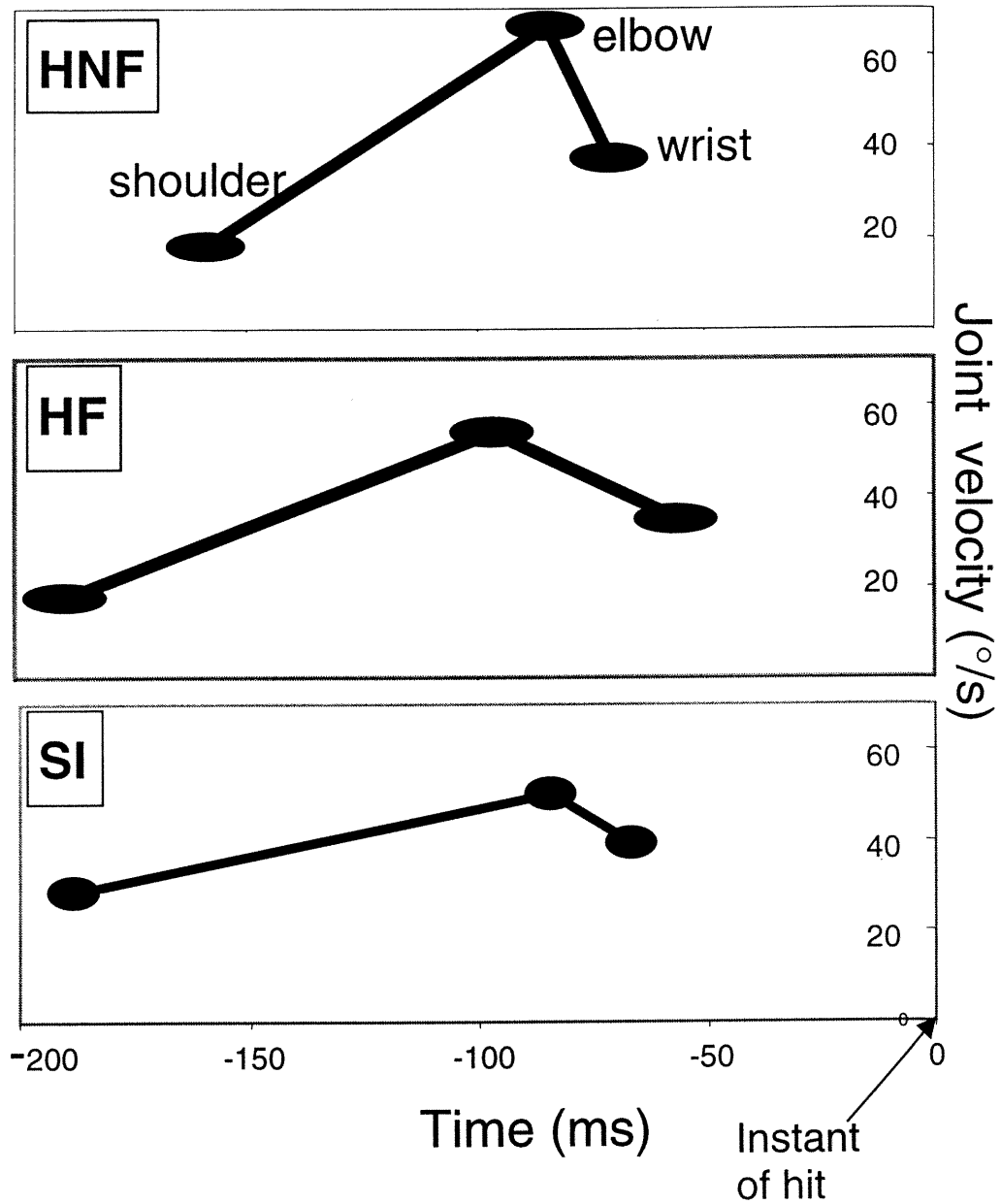


Fig. 7.3: Average time delays between reaching maximal velocity at arm joints, and the instant of hammer hit for HNF, HF, and SI subjects during hammering. In all conditions, the coordination sequence of arm joint maximal velocities is proximo-distal: maximal velocity is reached first at the shoulder (extreme left marker), then at the elbow (middle marker), at the wrist (extreme right marker), and finally the subject hits. The time delay between reaching maximal angular velocity of the elbow and wrist is smaller in SI subjects (lower panel) compared to HF (middle panel) subjects (top panel: HNF subjects). A greater isolation of the shoulder joint is seen in SI subjects.

7.5.2 Global markers of movement

The hammer trajectory during hammering was similar in SI subjects to that of HF subjects, and smaller than that of HNF, in both dimensions of the sagittal plane (Table 7.III). The sequence of coordination of the upper limb kinematics was proximo-distal for all three groups, meaning that maximal velocity was first reached at the shoulder, then at the elbow, then at the wrist, all occurring before the instant of hit. The time delay between elbow and wrist maximal angular velocity of the elbow and wrist was smaller in SI subjects compared to HF subjects (Fig. 7.3). All time delays between other joints were not significantly influenced by the presence of the injury. The SD of the AvgEMG signal was significantly smaller in SI patients compared to HNF subjects, and similar to subjects of the HF group. Other parameters extracted from the combined EMG signals were not significantly influenced by the presence of injury.

7.5.3 Correlations with self-rate indices of shoulder pain and disability

SPADI scores were negatively correlated with elbow motion amplitude (table 7.II), indicating that the larger the perceived shoulder pain and disability, the smaller the elbow range of motion during hammering. SPADI scores were also negatively correlated with elbow maximal velocity and acceleration.

Parameter		HNF	HF	SI
Hammer	Cycle duration (s)	0.84 (0.33)	0.8 (0.32)	0.77 (0.22)
	Force (N)	247 (147)	261 (219)	318 (182)
	Trajectory « x » (cm)	31 (19)	24 (18) \$	19 (16) *
	Trajectory « z » (cm)	65 (21)	60 (21) \$	47 (27) *
Delay	Shoulder-elbow (s)	0.082 (0.073)	0.1 (0.078)	0.099 (0.037)
	Elbow-wrist (s)	0.011 (0.03)	0.043 (0.043) \$	0.014 (0.038) &
	Wrist-hit (s)	0.067 (0.029)	0.057 (0.021) \$	0.063 (0.032)
Avg-EMG	Mean	0.083 (0.014)	0.081 (0.012)	0.085 (0.014)
	SD	0.033 (0.0068)	0.03 (0.0077) \$	0.029 (0.0041) *
Max-EMG	Minimum	0.074 (0.022)	0.078 (0.021) \$	0.088 (0.029)
	Above 0.4	0.45 (0.13)	0.51 (0.14) \$	0.51 (0.15)

\$: p < 0.05 between healthy pre-fatigue and healthy fatigued

* : p < 0.05 between healthy pre-fatigue and injured subjects

& : p < 0.05 between healthy fatigued and injured subjects

Table 7.III: Influence of fatigue and injury on hammering: coordination parameters (mean ± SD)

Parameter		Correlation SPADI	Correlation McGill
Hammer	Cycle duration (s)	-.29	.026
	Force (N)	-.23	.18
	Trajectory « x » (cm)	-.44	-.022
	Trajectory « z » (cm)	-.37	.046
Delay	Shoulder-elbow (s)	.15	-.13
	Elbow-wrist (s)	-.28	.024
	Wrist-hit (s)	-.34	.0024
Avg-EMG	Mean	.34	.65
	SD	.31	.68
Max-EMG	Minimum	.39	.62
	Above 0.4	.35	.40

Table 7.IV: Correlation coefficients between coordination parameters and self-rate indices of shoulder pain and disability.

Finally, they were positively correlated with elbow maximal negative velocity and maximal deceleration, meaning that those negative values approached zero with increasing shoulder pain and disability. MPQ scores were positively correlated with shoulder maximal negative velocity, meaning that with increasing pain perception, that negative value approached zero (had a decreased absolute value). MPQ scores were also positively correlated with the Mean and the SD of the **AvgEMG** curve, and with the minimum value of the **MaxEMG** curve (Table 7.IV). This indicates that with increased pain perception, some multi-muscle coactivation indices were increased.

7.6 DISCUSSION

These results demonstrate that during hammering, subjects suffering from shoulder injury display some movement characteristics that are similar, and some that are different, than healthy subjects. Perhaps surprisingly, shoulder motion amplitude and velocity during hammering was similar in all three groups. However, SI subjects shoulder acceleration was smaller compared to that of the HF group, and most notably, SI subjects shoulder deceleration was smaller than that of both HNF and HF groups. These results are in concordance with those revealed by the analysis of overhand throwing, suggesting that most injuries are believed to occur during the shoulder deceleration phase of throwing (Fleisig et al., 1996). Elbow motion amplitude, maximal velocity and deceleration of SI patients were similar to that of HF subjects and smaller than that of HNF subjects.

This is not surprising since some studies have shown correlations between impingement syndrome diagnostics and biceps tendon lesions (Hawkins & Hobeika, 1983). Neer et al. (1977) have shown that about one third of subjects suffering from rotator cuff tears exhibit biceps lesions. Since the biceps is a biarticular muscle, spanning both the shoulder and elbow joints, the injured muscle could act as a link between both joints, and thus elbow motion could be indirectly affected by shoulder injury. These findings could also indicate an adaptation strategy in the recruitment of elbow muscle motor units, more specifically a proportionally increased recruitment of slow motor unit to compensate for fatigue of fast motor units, as suggested by Sjogaard & Sogaard (1998). Finally, all individual joint accelerations and decelerations of SI subjects are smaller than at least HNF subjects, and in all cases but elbow decelerations, smaller than HF subjects as well. This suggests that SI patients attempt to minimize large forces induced on the arm, most probably as a protection strategy.

The main influences of the injury on joint motion amplitude were observed at the wrist and trunk, where injured subjects show smaller motion amplitude than both groups of healthy subjects. This suggests that SI subjects reorganize their inter-joint patterns so as to maintain motion amplitude at the injured joint towards values of healthy subjects, and that this may be accomplished by decreasing the motor command at the wrist and trunk. These changes are sufficient to maintain the hammer trajectory similar to that of healthy

fatigued subjects, but not enough to produce a trajectory of the same amplitude as unfatigued subjects.

Other changes observed in parallel with the injury were a temporal segmentation of the shoulder, revealed by a shorter delay between reaching maximal angular velocity at the elbow and wrist compared to healthy subjects. This suggests that subjects suffering from injury at the shoulder attempt to isolate this joint in the kinetic chain, perhaps to better stabilize it relative to other joints. A strategy of increased stability is also suggested by the increased standard deviation of the global EMG signal, which is indicative of greater whole-body multi-muscle coactivation. This last observation is consistent with findings of studies dealing with fatigue (Potvin & O'Brien, 1998), which have reported increased agonist-antagonist coactivation. However, the procedure highlighted in this study accounts for activation patterns simultaneously occurring at muscles of the arm, trunk and leg, suggesting interjoint compensations and changes at the multi-muscle, central level. Other components of hammering which are constant across all groups are movement duration and force. This suggests that these aspects of the hammering movement, along with shoulder motion amplitude, may be important parameters that the system may prioritize in planning the hammering movements in the presence of injury.

Finally, the correlational analysis between pain and disability scores and biomechanical markers of hammering suggests that there is a close

correspondance between elbow motion and shoulder pain and disability (SPADI) scores. As explained above, shoulder injury may be linked to biomechanical limits at the elbow, possibly occuring because of concomittent biceps lesions. Thus, the elbow mechanics are not only correlated with shoulder injury diagnostics but also self-rate shoulder and pain disability scores. This finding may have implications in the use of questionnaires like the SPADI in the clinical settings. However, MPQ scores didn't show any correlation with elbow movement, or any other aspects of hammering kinematics. Rather, they showed correlation with multi-muscle indices of coactivation. Taken together, these findings indicate that more work is needed in order to validate self-rate pain and disability questionnaires as biomechanical analysis tools.

DISCUSSION

Les études réalisées dans le cadre de cette thèse visaient à mieux décrire la biomécanique du bras ainsi que celle d'autres segments corporels impliqués dans les mouvements répétitifs du bras. Nos objectifs étaient de mieux comprendre le mouvement du membre supérieur dans quatre contextes:

- en situation isométrique et dynamique,
- aux niveaux intra- et inter-musculaires,
- aux niveaux uni- et multi-articulaires,
- lors de mouvements avec et sans fatigue et en présence de blessure.

Voyons maintenant comment chacun de nos objectifs directeurs a été atteint.

8.1 OBJECTIF 1: MATRICE D'ÉLECTRODES

L'objectif était d'expérimenter une matrice d'électrodes de surface comme instrument de mesure de l'activité musculaire captée tout autour du bras lors de contractions isométriques et isotoniques. Les acquisitions effectuées à l'aide du brassard décrit à l'article 1 offrent une représentation dans le plan horizontal de l'activité des principaux muscles superficiels du bras. Cette cartographie de surface présente des distributions de potentiels qui varient chez les différents sujets et selon les types de contractions réalisées. Comme les patrons EMG de

surface semblent varier selon les caractéristiques anatomiques et physiologiques, ce système peut capter des images personnalisées de l'EMG de surface. Au point de vue fonctionnel, l'utilisation du brassard requiert peu de temps de préparation, aucun inconfort pour les sujets et peu de restriction au niveau du bras.

Cependant, des limites reliées aux dimensions du brassard réduisent sa fiabilité. L'ajout de velcro pour fixer le brassard au bras et d'un connecteur pour rejoindre la carte d'acquisition a empêché la répartition uniforme des électrodes autour du bras. De plus, les caractéristiques du brassard ont résulté en une corrélation relativement élevée entre les signaux d'électrodes voisines. Les signaux obtenus sont donc indicatifs de phénomènes locaux et globaux (communs aux muscles du bras). Nous pourrions vérifier le lien entre ces deux sources en mesurant la vitesse de conduction d'un signal lu à deux électrodes voisines. Pour mieux décrire l'activité locale, les dimensions des électrodes devraient être réduites et l'échantillonnage spatial augmenté. Finalement, le matériel constituant le brassard est extensible seulement en longueur. Des modifications seraient donc souhaitées pour le rendre encore plus ajustable à l'anatomie de chaque sujet. De plus, les distributions de potentiels décrivent une perspective bi-dimensionnelle des signaux EMG de surface et ne permettent pas une discrimination en profondeur des signaux. L'EMG des muscles plus profond ou de muscles dont le plan d'origine-insertion n'est pas parallèle à la surface de la peau peut induire une marge d'erreur qu'il est difficile d'évaluer à l'aide de ce système. En effet, Rau et al. (1997a) ont cité les variabilités incontrôlables dans les propriétés du volume

conducteur du bras, ainsi que les arrangements géométriques dynamiques des cellules musculaires, qui peuvent être activées selon des patrons d'interférence complexes, comme des facteurs imprévisibles pouvant causer des variations dans le signal EMG de surface. De plus, Schneider et al. (1989) ont trouvé que les variations d'épaisseurs de la peau et du gras superficiel, les signaux provenant d'UMs ou de muscles voisins, et les variations locales de profondeurs de fibres musculaires pouvaient induire une marge d'erreur d'environ 10% sur l'EMG de surface.

Idéalement, l'application du brassard aurait pû se faire lors de mouvements, et il aurait été souhaitable de l'utiliser lors des protocoles de martelage et de sciage. Ceci nous aurait permis de bénéficier des avantages reliés au brassard en relation avec le mouvement, la fatigue et la blessure. Pour ce faire, il aurait fallu augmenter les capacités du système d'acquisition utilisé pour les protocoles de martelage et de sciage. Comme les deux expériences ont été réalisées dans deux laboratoires différents, il n'a donc pas été possible de combiner les deux systèmes d'acquisition dans le cadre de cette thèse. Cette intégration s'inscrit au titre des recommandations futures.

Malgré les réserves associées au système du brassard et le fait qu'idéalement il aurait été intégré aux protocoles de martelage et de sciage, nous pensons qu'il permet d'illustrer adéquatement une dimension unique de la biomécanique du bras. De plus, il apporte un point de vue nouveau sur son profil

musculaire qui est facilement intégrable dans le cadre de cette thèse. Les résultats de cette étude démontrant la variabilité des patrons EMG selon les sujets apportent une autre dimension au problème de redondance musculaire du système. Ces résultats suggèrent que le système ne bénéficie pas seulement d'un élément de flexibilité (redondance) inter-musculaire mais également intra-musculaire qui pourrait être exploité par exemple pour pallier aux effets de la fatigue ou d'une blessure.

8.2 OBJECTIF 2 : HYPOTHÈSE DE CONFIGURATION DE RÉFÉRENCE

L'objectif ici était de vérifier pour plusieurs variations de mouvement l'hypothèse de configuration de référence du modèle λ par la présence de minima EMG globaux dans certaines phases d'un mouvement répétitif. À l'origine, ces expériences avaient été élaborées pour revisiter un paradigme de Bernstein (1967), qui a étudié le martelage pour tenter de mieux comprendre le contrôle de mouvements complexes. Selon Bernstein, la coordination d'un mouvement signifie la maîtrise du nombre redondant de degrés de liberté de l'organisme en mouvement et sa conversion en un système contrôlable. La coordination serait alors une activité garantissant l'homogénéité, l'intégration et l'unité structurale. Elle serait basée non pas sur l'activité de neurones individuels mais sur une organisation déterminée de leur activité. L'hypothèse de l'existence d'une configuration de référence s'inscrit bien dans cette vision globale du contrôle du mouvement.

Les principaux résultats de notre analyse de l'activité musculaire corporelle lors de certains types de mouvements de martelage sont:

- 1- Nous avons observé des MG de l'ordre de moins de 10% de l'activation maximale dans tous les mouvements non seulement chez les muscles contribuant directement au martelage, mais également chez les muscles posturaux (muscles du tronc et de la jambe).
- 2- Des MGs ont été observés à différentes configurations corporelles.
- 3- Des MGs ont été observés indépendamment du poids du segment terminal.

Nous avons varié les conditions de mouvements de martelage dans le but de tester certains aspects précis de l'hypothèse de configuration de référence. Par exemple, l'hypothèse énonce que la configuration corporelle à laquelle un MG peut avoir lieu n'est pas unique mais dépend de la tâche. En effet, certaines études ont suggéré des configurations corporelles absolues comme référence pour la stabilisation posturale (Lestienne and Gurfinkel, 1988a, b). Nous avons vérifié cet aspect en mesurant l'activité des muscles du corps lors de deux variations de directions du mouvement de martelage: le martelage sur une table et le martelage sur le mur. Nos analyses ont démontré que des MGs étaient observés près des points extrêmes de la trajectoire du marteau dans les deux cas, soient au sommet

de la trajectoire du marteau lors du martelage sur la table, ou au point de la trajectoire le plus près du corps lors du martelage vers le mur. À ces deux points, les configurations du corps sont différentes, ce qui nous permet de valider cet aspect de l'hypothèse. Ceci implique que le contrôle multi-musculaire se base sur les caractéristiques spécifiques de la tâche à l'aide de processus cognitifs et de rétroaction.

De plus, ceci suggère que le contrôle multi-musculaire a prééminence hiérarchique sur le contrôle des muscles individuels, ce qui apporte une dimension nouvelle aux hypothèses du contrôle des muscles individuels (Nichols, 1994; Rosenbaum et al., 1993; Tax et al., 1989). En effet, la notion de configuration de référence implique tous les muscles du corps indépendamment de leur fonction dans le mouvement. De cette façon, les actions de tous les muscles dépendent de la spécification de R, des muscles agonistes à ceux responsables de la stabilisation posturale et des ajustements posturaux anticipatoires répondant aux éventuelles perturbations (Cordo and Nashner 1982; Bouisset and Zattara 1987; Brown and Frank 1987; Crenna et al. 1987).

Un autre aspect de l'hypothèse est que l'émergence de GM n'est pas uniquement une conséquence mécanique du mouvement dictée par l'action de la gravité. Ceci avait été suggéré en conséquence des observations de MGs au point le plus haut de la trajectoire de mouvements allant de haut en bas (Feldman et Levin, 1995). Notre observation de MGs lors du martelage sur le mur démontre

que des MGs peuvent être observés même lorsque le corps ne se déplace pas uniquement dans le sens de la gravité. Ceci suggère plutôt que dans le cas du martelage sur le mur, le système utilise l'énergie élastique accumulée dans les muscles antagonistes étirés pour rediriger le mouvement en minimisant l'activité musculaire. Ceci supporte les observations de MGs lors de rotations horizontales de la tête chez le singe (Lestienne et al., 2000). Il est à noter que l'hypothèse de configuration de référence ne néglige pas l'importance de la gravité dans le mouvement. Au contraire, l'hypothèse suggère que le rôle de la gravité et des autres forces passives agissant sur le corps durant le mouvement est mis à contribution de façon importante dans le contrôle du mouvement lorsque l'activité musculaire est minimisée aux points de rencontre des configurations réelles et de référence du corps. De cette façon, les points de rencontre des deux configurations peuvent être un moyen utilisé par le système pour doser les contributions des forces passives et actives (forces musculaires) dans le mouvement.

Bien que l'hypothèse de configuration de référence prédit l'atteinte de MGs à des phases spécifiques de certains mouvements avec retour de direction, elle ne prédit pas ces observations pour toutes les conditions du mouvement cyclique. Lors du martelage avec un marteau, un deuxième MG a rarement été observé au point de frappe, qui constitue également un point de retour de direction du mouvement. Ceci peut être dû à l'influence de l'inertie du marteau et aux forces musculaires considérables de co-contraction visant à protéger le bras devant les forces externes élevées résultant de l'impact du marteau sur la surface

de martelage. Pour tester ces hypothèses, nous avons mesuré l'activité musculaire globale lors de mouvements s'apparentant au martelage (sur le mur ainsi que sur la table) mais avec un bâton léger et sans contact avec la surface de frappe (pointage répétitif). Lors de ces mouvements, ce second MG est observé, ce qui nous permet de penser que l'inertie du segment terminal et les forces d'interaction et de co-contraction résultantes ont une influence non-négligeable sur l'observation du second MG au point de frappe du marteau.

Enfin, certaines analyses additionnelles des observations de MGs ont été réalisées dans le cadre de cette thèse. Ces résultats non-publiés permettent d'étoffer la discussion sur les points énoncés plus haut et de suggérer des nouveaux paradigmes visant à tester d'autres aspects de l'hypothèse de configuration de référence. Nous avons trouvé que les MGs associés au groupe des muscles du bras et de l'épaule étaient atteints significativement après l'atteinte du sommet de la trajectoire du marteau alors que ceux des autres groupes (avant-bras, tronc, jambe) étaient atteints au point maximal de la trajectoire. Ceci a été observé pour les quatre variations du mouvement de martelage. Cependant, avec la fatigue, les MGs de tous les groupes musculaires étaient situés au sommet de la trajectoire du marteau. Ceci suggère que bien que l'hypothèse de configuration de référence spécifie une configuration unique et globale pour l'ensemble du corps, on peut penser qu'en fonction des critères de la tâche et de l'état du système, le corps peut choisir de segmenter certaines commandes du contrôle multi-musculaire ou d'insérer des délais entre les

différentes commandes. Cette hypothèse permet un élément de flexibilité qui peut être souhaitable dans certaines circonstances du mouvement multi-musculaire. En effet, l'hypothèse dans sa forme actuelle ne peut affirmer que le contrôle de la configuration de référence est opéré de façon simultanée à travers tous les muscles. Les délais de transmission des commandes et les aspects anatomiques et mécaniques propres à chaque muscle permet de croire en cette flexibilité de coordination entre les différentes composantes musculaires du système.

8.3 OBJECTIF 3 : INFLUENCE DE LA FATIGUE SUR LA PERFORMANCE

Pour mesurer l'influence de la fatigue sur la performance d'un MRMA, des marqueurs locaux et globaux (multi-musculaires, multi-articulaires) du mouvement ont été utilisés. Les articles 3 et 4 font état des résultats relatifs à cet objectif. Ils démontrent que tant au niveau multi-articulaire que multi-musculaire, des changements sont observés chez certains paramètres du mouvement répétitif fatigué. Lors du sciage (article 3), les diminutions d'amplitude de mouvement au coude suite à la fatigue sont compensées par des augmentations aux autres articulations, suggérant des changements dans les commandes centrales pour pallier à la fatigue. Ceux-ci visent peut-être à conserver invariantes certaines caractéristiques du mouvement, comme la trajectoire de la scie ou la durée d'un cycle de mouvement.

Lors du martelage (article 4), les changements observés dans la cinématique du coude suite à la fatigue (diminutions d'amplitude de mouvement, et de vitesse et d'accélération maximales) sont compensés par l'augmentation d'amplitude de mouvement du tronc pendant le martelage. Lorsque le sujet se prépare à frapper, la séquence de la chaîne cinématique du bras lors du martelage est comme suit: en premier, la vitesse maximale de l'épaule est atteinte, suivie de celle au coude, et finalement celle au poignet juste avant l'instant de frappe. Avec la fatigue, l'ordre de cette séquence est maintenu mais les délais sont augmentés (les délais coude-poignet, et poignet-frappe sont significativement plus long, et le délai épaule-frappe est également plus long). Ceci ne peut être expliqué par un ralentissement général du mouvement car la durée moyenne d'un mouvement de martelage ne change pas avec la fatigue. On peut alors penser que les délais accrus sont des conséquences de la diminution de force musculaire générale ou des limites de vitesse de transmission inter-articulaires des forces musculaires avec la fatigue (conséquences passives). En effet, on sait qu'avec la fatigue, la vitesse de propagation des potentiels d'action des signaux EMG est diminuée et la mécanique de contraction musculaire est ralentie (Bigland-Ritchie et al., 1983; Enoka et Stuart, 1992). On peut aussi penser que l'augmentation de délais inter-articulaires vise à augmenter le temps de stabilisation de chaque articulation impliquée dans le mouvement (conséquence active) pour prévenir les blessures.

Au niveau multi-musculaire, la diminution de l'écart-type du signal EMG combiné indique que le profil multi-musculaire est moins cyclique avec la fatigue

durant le martelage fatigué. Ceci peut être indicatif de deux phénomènes: l'augmentation de l'amplitude de certains signaux EMG qui ne sont pas activés habituellement en phase avec les principaux muscles agonistes (hypothèse d'augmentation d'amplitude de certains signaux), ou un changement de synchronisation entre les différents signaux (hypothèse de désynchronisation). Les résultats énoncés plus haut concernant l'augmentation d'amplitude du tronc avec la fatigue supportent la première hypothèse, mais les changements de délais dans la chaîne cinématique peuvent également supporter la deuxième. Pour réconcilier les deux, on peut penser que les changements de coordination spatiale et temporelle des signaux efférents représentent deux variables globales du mouvement que le système peut choisir de manipuler, et que le choix entre celles-ci peut peut-être dépendre des caractéristiques de la tâche.

Lors du sciage, aucun des paramètres des signaux EMG combinés et de la chaîne cinématique du mouvement n'est modifié avec la fatigue (résultats non-publiés). Pourtant, des changements de coordination avec la fatigue durant le sciage sont fortement suggérés par les modifications d'amplitude de mouvement aux différentes articulations. Ces résultats conflictuels peuvent être expliqués entre autres par les caractéristiques de la tâche. Possiblement à cause des forces de friction constantes entre la scie et le bois, les signaux EMG étaient moins cycliques au départ lors du sciage. De plus, une différence majeure entre les tâches de martelage et de sciage est la contrainte constante du mouvement du segment terminal durant le sciage (chaîne fermée) alors que lorsque le marteau

n'est pas en contact avec la surface de frappe, son mouvement est moins contraint (chaîne ouverte). Ceci peut suggérer que le système est moins libre de changer les séquences temporelles entre ses différentes composantes durant le sciage.

Finalement, il est possible que les paramètres utilisés dans ce projet pour analyser les changements de coordination avec la fatigue ne soient pas assez sensibles pour illustrer certains aspects de coordination durant le martelage et le sciage. Par exemple, nous avons mesuré la coordination inter-articulaire uniquement à l'aide des paramètres de vitesse angulaire maximale et d'amplitude de mouvement. D'autres aspects de la cinématique du mouvement peuvent peut-être démontrer des influences de la fatigue. Par exemple, les diagrammes de phase illustrent les profils de vitesse articulaire durant la totalité du mouvement (Li et al., 1999). De plus, les aspects de stabilité de la cinématique des articulations n'ont pas été mesurés. Ceci aurait pu apporter une dimension pertinente à l'analyse de l'influence de la fatigue, de même que celle de la blessure. Les mêmes critiques peuvent être énoncées quand à l'approche d'analyse multi-musculaire, où l'information sur les délais d'activations inter-musculaires auraient pu ajouter une dimension à l'analyse performée. Cependant, les paramètres d'analyse que nous avons utilisés ont quand même réussi à offrir une perspective nouvelle des aspects globaux de l'influence de la fatigue sur le mouvement et nous ont permis de formuler certaines hypothèses sur le contrôle multi-articulaire et multi-musculaire.

8.4 OBJECTIF 4 : INFLUENCE D'UNE BLESSURE À L'ÉPAULE

Cet objectif visait à mesurer l'influence d'une blessure à l'épaule sur la performance d'un MRMA à l'aide de marqueurs locaux et globaux (multi-musculaires, multi-articulaires) du mouvement. L'article 4 résume les résultats de cette étude pour le mouvement de martelage.

Au point de vue uniarticulaire, les sujets blessés semblent moins utiliser la contribution des articulations autres que celle blessée dans le mouvement de martelage et de sciage, avec une moins grande amplitude de mouvement au poignet et au tronc. De plus, les accélérations maximales de toutes les articulations du bras, et les accélérations minimales du poignet et de l'épaule sont moins grandes chez les sujets blessés, phénomènes également observés lors du sciage. Ceci suggère que les patients tentent de minimiser les forces agissant sur les articulations du bras, illustrant possiblement une stratégie de protection du membre blessé.

Au niveau multi-articulaire, une stratégie propre aux sujets blessés par rapport aux sujets sains non-fatigués et fatigués est l'isolement accru du mouvement de l'épaule dans la chaîne cinématique, ce qui est également observé lorsque les sujets blessés scient. En effet, leur vitesse maximale à l'épaule est atteinte significativement plus tôt relativement aux autres articulations (la vitesse maximale du coude est atteinte plus tard et plus près de l'instant d'atteinte de

vitesse maximale du poignet). Ceci peut servir à permettre aux muscles de l'épaule de mieux stabiliser l'articulation blessée en prévision du choc d'impact lors de la frappe, ou des forces de réactions provenant du mouvement des autres articulations.

Nous avons également observé des caractéristiques de mouvement communes entre les sujets sains fatigués et les sujets blessés, qui sont différentes de celles des sujets sains non-fatigués. Lors du martelage, l'amplitude de mouvement au coude est moindre, et lors du martelage et du sciage, la vitesse maximale et l'accélération minimale du coude sont diminuées. En effet, les blessures à l'épaule sont souvent associées à des lésions du biceps (Hawkins et Hobeika, 1983; Neer et al., 1977), donc on peut s'attendre à ce que des déficits au coude apparaissent en relation avec des blessures à l'épaule. De plus, la trajectoire du marteau des deux groupes est plus petite que celle des sujets sains non-fatigués, alors que celle de la scie est semblable entre les trois groupes. Au niveau multi-musculaire, le profil combiné EMG des sujets blessés est semblable à celui des sujets fatigués, et moins cyclique que celui des sujets sains non-fatigués. Ceci suggère l'augmentation de coactivation multi-musculaire avec la fatigue et la blessure, phénomène bien documenté pour les paires de muscles agonistes-antagonistes avec la fatigue (Potvin & O'Brien, 1998).

Malgré la fatigue et la blessure, certains paramètres du mouvement demeurent invariants. Les forces de martelage sont inchangées en présence de

fatigue et de blessure. Ceci suggère que les différences observées au niveau des autres caractéristiques du mouvement peuvent contribuer à maintenir la caractéristique de force déployée constante malgré les baisses de rendement associées à la fatigue et à la blessure. Lors du martelage, les autres principaux paramètres constants chez les trois groupes de sujets sont l'amplitude de mouvement à l'épaule, et la durée d'un cycle de martelage, alors que lors du sciage, l'amplitude de mouvement au coude et au tronc et la trajectoire de la scie sont inchangées parmi les trois conditions de mouvement. Ceci suggère que, dépendamment de la tâche, certaines caractéristiques du mouvement peuvent être maintenues malgré les déficits associés à la fatigue et à la blessure. Par exemple, les contraintes sur la trajectoire du mouvement sont plus importantes lors du sciage que lors du martelage. Le système peut donc choisir de maintenir la trajectoire du mouvement constante au détriment de la vitesse des articulations et de la durée du mouvement. La trajectoire du marteau n'étant pas autant contrainte que celle de la scie, le système peut prioriser le maintien d'autres variables telles la durée du mouvement ou la coordination des vitesses articulaires au détriment de l'amplitude de trajectoire du marteau.

Enfin, il est à noter que certains paramètres d'analyse que nous avons utilisés sont corrélés ensemble. En effet, les variations d'amplitude de trajectoire du segment terminal sont associées avec certains changements dans les délais inter-articulaires de la chaîne cinématique et avec les changements d'écart-

type du signal EMG combiné. Ceci suggère que tous ces paramètres représentent fidèlement des aspects inter-reliés de la coordination du mouvement.

CONCLUSION

Les travaux entrepris dans le cadre de cette thèse nous ont permis de mieux comprendre comment certains mouvements du bras pourraient être contrôlés. Au niveau intra-musculaire, il semblerait que ce contrôle s'opérerait au niveau des différentes parties d'un même muscle. La dynamique de ce contrôle originerait de commandes centrales, telle la spécification d'une configuration corporelle de référence, ce qui pourrait contribuer à solutionner le problème de redondance musculaire. Lorsque l'état du système est perturbé comme en situation de fatigue ou de blessure, il y aurait modification de certains paramètres locaux et globaux de la coordination du mouvement visant à maintenir la performance du système. La redondance du système, illustrée à plusieurs niveaux dans cette thèse, peut être exploitée pour prioriser certaines caractéristiques du mouvement selon la nature de la tâche.

Dans ce travail, notre contribution originale a été d'élaborer des outils de mesure des phénomènes biomécaniques du bras et ce à plusieurs niveaux du système moteur. Ainsi, un nouvel appareil de mesure de l'EMG de surface du bras a été décrit. Certains aspects de l'hypothèse de configuration de référence du modèle λ ont été précisés ce qui a contribué à mieux définir son cadre d'application. Des paramètres originaux ont été proposés pour décrire la coordination multi-musculaire et multi-articulaire lors de mouvements complexes. Ces paramètres ont également servi à décrire le même mouvement en situation de

fatigue et en présence de blessure. Nous avons été les premiers à démontrer que les différences entre ces types de mouvements peuvent être caractérisées non seulement au niveau local des éléments fatigués ou blessés, mais aussi au niveau de la coordination du mouvement.

À l'aide du brassard d'électrodes de surface, nous avons mis en évidence que la distribution des signaux EMG en surface peuvent varier d'un sujet à l'autre. On pourrait se servir d'un tel système pour étudier le problème inverse et optimiser les configurations de matrices d'électrodes de surface dans le but de mieux comprendre comment les signaux EMG se propagent dans un segment corporel. Ce système pourrait aussi servir à tester l'efficacité des algorithmes décisionnels pouvant servir au contrôle de prothèses multi-fonctionnelles. Finalement, avec des modifications mineures, le brassard pourrait aussi être utile lors de protocoles d'acquisition de données biomécaniques en milieu clinique ou de travail.

Quant à l'analyse des patrons EMG globaux lors de différentes variations du martelage, elle a permis de tester certains aspects de l'hypothèse de configuration de référence du modèle λ du contrôle moteur. Nos résultats peuvent contribuer à mieux faire comprendre le contrôle multi-musculaire du mouvement. Les précisions apportées au modèle pourraient aussi contribuer à mieux expliquer comment certaines caractéristiques du mouvement complexe telles la redondance

du système musculaire et l'influence de la fatigue et de la blessure sont gérées par le contrôle moteur.

L'analyse de l'influence de la fatigue sur le mouvement répétitif multi-articulaire nous a permis d'identifier certains paramètres de coordination sensibles à la fatigue et certaines compensations inter-articulaires qui sont apportées au mouvement pour possiblement pallier aux effets de la fatigue locale. Les mêmes conclusions s'appliquent à l'influence de la blessure locale sur le mouvement global. De plus, nous avons établi des parallèles entre la biomécanique du mouvement normal, du mouvement avec fatigue et du mouvement en présence de blessure. Ces connaissances pourraient être exploitées dans plusieurs domaines. Par exemple, en performance sportive, certains patrons de coordination "efficaces" pourraient être identifiés selon la tâche sportive. En physiothérapie par exemple, une approche holistique (traitant non seulement les parties blessés mais tout le corps au complet) et personnalisée est souhaitable. Nos résultats peuvent être utilisés pour justifier des modifications aux techniques de réadaptation habituellement utilisées. Finalement, le domaine de l'ergonomie pourrait bénéficier de nos résultats pour adapter les environnements et conditions de travail de manière à prévenir la fatigue et les blessures.

Suite à nos travaux, nous sommes en mesure de faire certaines recommandations pour de futures études dans ce domaine. Pour augmenter la qualité des signaux EMG de surface, nous suggérons de diminuer la grosseur des

électrodes insérées dans le brassard décrit dans cette étude. De plus, on pourrait accroître les dimensions du brassard et d'utiliser un matériel qui soit flexible dans les deux dimensions. Ceci nous permettrait d'insérer plus d'électrodes et de mieux adapter le brassard à des segments corporels dont les dimensions peuvent varier de façon importante entre sujets. Au niveau des applications, on pourrait considérer utiliser le brassard en situation dynamique pour vérifier si les profils EMG varient aussi d'un individu à l'autre. Des acquisitions en conditions de fatigue et de blessure pourraient aussi être faites pour vérifier si en plus des changements aux niveaux des muscles individuels et de la coordination, des changements peuvent être observés au niveau intra-musculaire.

Pour poursuivre la vérification de l'hypothèse de configuration de référence, nous recommandons d'analyser les patrons EMG lors de mouvements impliquant plusieurs plans de l'espace et où plusieurs muscles du corps sont recrutés. Il serait aussi important de comparer des patrons expérimentaux à ceux obtenus d'un modèle dynamique où la spécification des variables de contrôle correspond aux paramètres musculaires et de l'interaction entre eux. Il serait également intéressant de poursuivre l'analyse de différents groupes de muscles et mesurer l'influence des délais de propagation des signaux EMG sur l'aspect global des MGs. De plus, une analyse plus en profondeur de l'influence de la fatigue et de la blessure sur les MGs pourrait non seulement nous aider à mieux tester l'hypothèse de configuration de référence, mais également à mieux

comprendre l'aspect de contrôle multi-musculaire du mouvement fatigué et blessé et peut-être à identifier des aspects pathologiques associés aux MGs.

Finally, l'étude de la coordination du mouvement multi-articulaire sain, fatigué et blessé serait plus complète avec l'inclusion de l'analyse de phase du mouvement. On relierait ainsi le déplacement à la vitesse angulaire d'une articulation et l'analyse de phase relative, i.e. les déplacements angulaires de deux articulations. Pour mieux mesurer la coordination multi-musculaire, il y a lieu de mesurer les délais d'activation entre les différents muscles lors du mouvement et l'influence de la fatigue et de la blessure sur ceux-ci. Ceci pourrait aussi nous aider à mieux comprendre les caractéristiques des MGs.

Dans cette thèse, nous avons démontré l'importance d'analyser les mouvements complexes en utilisant des paramètres pouvant décrire un contrôle multi-hiérarchique. En effet, compte tenu de la redondance du système musculo-squelettique, il est important de l'analyser tant localement que dans son ensemble. C'est seulement de cette façon que nous pourrions représenter de façon adéquate les mécanismes de contrôle et leurs interactions lors de mouvements complexes.

RÉFÉRENCES

- Adamovich SV, Ghafouri M, Levin MF, Poizner H, Feldman AG (2001) Hand trajectory invariance in reaching movements involving the trunk. *Exp Brain Res* 138:288-303
- Allen DG, Lee JA, Westerblad H (1989) Intracellular calcium and tension during fatigue in isolated single muscle fibres from *Xenopus laevis*. *J Physiol* 415: 433-458
- Asatryan DG, Feldman AG (1965) Functional tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture – I. Mechanographic analysis of the work of the joint on execution of a postural task. *Biofizika* 10(5): 837-846
- Aymard C, Katz R, Lafitte C, Le Bozec S, Pénicaud A (1995) Changes in reciprocal and transjoint inhibition induced by muscle fatigue in man. *Exp Brain Res* 106: 418-424
- Bak K, Fauno P (1997) Clinical findings in competitive swimmers with shoulder pain. *Am J Sports Med* 25(2): 254-260
- Balestra C, Duchateau J, Hainaut K (1992) Effects of fatigue on the stretch reflex in a human muscle. *Electroencephal Clin Neurophysiol* 85: 46-52
- Barkaus PE, Nandedkar SD (1994) Recording characteristics of the surface EMG electrodes. *Muscle Nerve* 17:1317-1323
- Basmajian JV, DeLuca CJ (1985) *Muscles alive : their functions revealed by electromyography*, 5e édition, Baltimore, Maryland : Williams & Wilkins
- Belhaj-Saïf A, Fourment A, Maton B (1996) Adaptation of the precentral cortical command to elbow muscle fatigue. *Exp Brain Res* 111: 405-416
- Bernstein N (1967) *The coordination and regulation of movements*. New York: Pergamon Press
- Bigland-Ritchie B, Johansson RS, Lippold OCJ, Woods JJ (1983) Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *J Neurophysiol* 50: 313-324
- Bizzi E, Accornero N, Chapple W, Hogan N (1982) Arm trajectory formation in monkeys. *Exp Brain Res* 46(1): 139-143
- Bock O, Arnold K (1993) Error accumulation and error correction in sequential pointing movements. *Exp Brain Res* 95(1): 111-117.
- Bonnard M, Sirin AV, Oddsson L, Thorstensson A (1994) Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. *Neurosci Lett* 166: 101-105

Borg G (1970) Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand J Rebad Med* 2: 92-98

Borg G. (1982) A category scale with ratio properties for intermodal and interindividual comparisons. In : *Psychophysical Judgement and the Process of Perception*. Geisler H-G, Petzold P, editors. Berlin : VEB Deutscher Verlag der Wissenschaft, 25-34.

Bouisset S, Zattara M (1987) Biomechanical study of programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J Biomech* 20(8): 735-42

Boulay C, Lafortune M, Guardo R (1995) A high throughput controller for a 256-channel cardiac potential mapping system. *Proc Can Cong Elec & Comp Eng, Montréal, Vol 1*: 539-542

Brown JE, Frank JS (1987) Influence of event anticipation on postural actions accompanying voluntary movement. *Exp Brain Res* 67(3): 645-50

Byl NN (2000) The neural consequences of repetition. *Neurol Rep* 24(2), 60-70

Christakos CN, Windhorst U (1986) Spindle gain increase during muscle unit fatigue. *Brain Res* 365: 388-392

Christensen H (1986) Muscle activity and fatigue in the shoulder muscles during repetitive work. *Eur J Appl Physiol* 54: 596-601

Christensen H, Pedersen MB, Sjogaard G (1995) A national cross-sectional study in the Danish wood and furniture industry on working postures and manual materials handling. *Ergonomics* 38(4): 793-805

Cordo PJ, Nashner LM (1982) Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J Neurophysiol* 47(2): 287-302

Crenna P, Frigo C, Massion J, Pedotti A (1987) Forward and backward axial synergies in man. *Exp Brain Res* 65(3): 538-48

Danion F, Latash ML, Li ZM, Zatsiorsky VM (2001) The effect of a fatiguing exercise by the index finger on single- and multi-finger force production tasks. *Exp Brain Res* 138(3):322-9

De Luca CJ (1984) Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng* 11(4):251-79

De Luca CJ, Mambrito B (1987) Voluntary control of motor units in human antagonist muscles: coactivation and reciprocal activation. *J Neurophysiol* 58(3): 525-542

De Luca CJ (1997) The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 13: 135-163

Disselhorst-Klug C, Rau G, Schmeer A, Silny J (1999) Non-invasive detection of the single motor unit action potential by averaging the spatial potential distribution triggered on a spatially filtered motor unit action potential. *J Electromyog Kines* 9: 67-72

Edwards RHT, Harris RC, Hultman E, Kaijser L, Koh D, Nordesjö L-O (1972) Effect of temperature on muscle energy metabolism and endurance during successive isometric contractions, sustained to fatigue, of the quadriceps muscle in man. *J Physiol* 220: 335-352

Enoka RM, Stuart DG (1992) Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* 72(5): 1631-1648

Erdelyi A, Sihvonen T, Helin P, Hänninen O (1988) Shoulder strain in keyboard workers and its alleviation by arm supports. *Int Arch Occup Environ Health* 60: 119-124

Feldman AG (1966a) Functional tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture - II. Controllable parameters of the muscles. *Biofizika* 11(3): 498-508

Feldman AG (1966b) Functional tuning of the nervous system during control of movement or maintenance of a steady posture - III. Mechanographic analysis of the execution by man of the simplest motor tasks. *Biofizika* 11(4) : 667-675

Feldman AG, Orlovsky GN (1972) The influence of different descending systems on the tonic stretch reflex in the cat. *Exp Neurol* 37 : 481-494

Feldman AG (1986) Once more on the equilibrium-point hypothesis (λ model) for motor control. *J Motor Behav* 18(1) : 17-54

Feldman AG, Levin MF (1993) Control variables and related concepts in motor control. *Concepts in Neurosci* 4: 25-51

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

Feldman AG, Levin MF, Mitniski AM, Archambault P (1998) Multi-muscle control in human movements. *J Electromyog Kines* 8 : 383-390

Ferdjallah M, Wertsch JJ (1998) Anatomical and technical considerations in surface electromyography. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 9(4): 925-931

Fleisig GS, Barrentine SW, Escamilla RF, Andrews JR. (1996) Biomechanics of overhand throwing with implications for injuries. *Sports Med* 21(6), 421-437.

Forestier N, Nougier V (1998) The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. *Neurosci Let* 252: 187-190

Garland SJ, McComas AJ (1990) Reflex inhibition of human soleus muscle during fatigue. *J Physiol* 429: 17-27

Gelfand IM, Tsetlin ML (1971) On mathematical modeling of mechanisms of central nervous system. In: Gelfand IM, Gurfinkel VS, Fomin SV, Tsetlin ML (eds) *Models of the structural-functional organization of certain biological systems*. MIT Press, Cambridge, pp. 1-22

Georgopoulos AP, Kalaska JF, Caminiti R, Massey JT (1982) On the relations between the direction of two-dimensional arm movements and cell discharge in primate motor cortex. *J Neurosci* 2: 1527-1537

Georgopoulos AP, Ashe J, Smyrnis N, Taira M (1992) The motor cortex and the coding of force. *Science* 233: 1416-1419

Guidotti TL (1992) Occupational repetitive strain injury. *Am Fam Phys* 45(2): 585-592

Hagbarth K-E, Bongiovanni LG, Nordin M (1995) Reduced servo-control of fatigued human finger extensor and flexor muscles. *J Physiol* 485(3): 865-872

Hagberg M (1981) Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions. *Am J Phys Med* 60(3): 111-121

Hagberg M, Kvarnstrom S (1984) Muscular endurance and electromyographic fatigue in myofascial shoulder pain. *Arch Phys Med Rehab* 65: 522-525

Hagberg M, Wegman DH (1987) Prevalence rates and odds ratios of shoulder-neck diseases in different occupational groups. *Brit J Ind Med* 44: 602-610

Hagg GM, Suurküla J, Liew M (1987) A worksite method for shoulder muscle fatigue measurements using EMG test contractions and zero crossing technique. *Ergonomics* 30(11): 1541-1551

Hammar skjöld E, Harms-Ringdahl K (1992) Effect of arm-shoulder fatigue on carpenters at work. *Eur J Appl Physiol* 64: 402-409

Hansson G-A, Stromberg U, Larsson B, Ohlsson K, Balogh I, Moritz U (1992) Electromyographic fatigue in neck/shoulder muscles and endurance in women with repetitive work. *Ergonomics* 35(11): 1341-1352

Harba MIA, Lynn PA (1981) Optimizing the acquisition and processing of surface electromyographic signals. *J Biomed Eng* 3: 100-106

Hasson SM, Williams JH, Signorile JF (1989) Fatigue-induced changes in myoelectric signal characteristics and perceived exertion. *Can J Sports Sci* 14(2): 99-102

Hawkins RJ, Hobeika PE (1983) Impingement syndrome in the athletic shoulder. *Clin Sports Med* 2(2): 391-405

Helal J-N, Bouissou P (1992) The spatial integration effect of surface electrode detecting myoelectric signal. *IEEE Trans Biomed Eng* 39(11): 1161-1167

Henneman E (1957) Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Sci Wash DC* 126: 1345-1347

Hill JA (1983) Epidemiologic perspective on shoulder injuries. *Clin Sports Med* 2(2): 241-246

Hogan N, Bizzi E, Mussa-Ivaldi FA, Flash T (1987) Controlling multijoint motor behavior. *Ex Sports Sci Rev* 15: 153-189

Hollerbach JM, Atkeson CG (1987) Inferring limb coordination strategies from trajectory kinematics. *J Neurosci Methods* 21(2-4): 181-194

Houk JC (1976) An assessment of stretch reflex function. *Prog Brain Res* 44: 303-314

Huppertz H-J, Disselhorst-Klug C, Silny J, Rau G, Heimann G (1997) Diagnostic yield of noninvasive high spatial resolution electromyography in neuromuscular diseases. *Muscle Nerve* 20: 1360-1370

Huxley HE, Hanson J (1954) Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature* 173: 978-987

Ireland DCR (1998) Australian repetition strain injury phenomenon. *Clin Orthop Rel Res* 351: 63-73

Jankowska E (1992) Interneuronal relay in spinal pathways from proprioceptors. *Prog Neurobiol* 38: 335-78

Jaric S, Blesic S, Milanovic S, Radovanovic S, Ljubisavljevic M, Anastasijevic R (1999) Changes in movement final position associated with agonist and antagonist muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 80(5): 467-71

- Jenkins DB, (1998) Hollinshead's Functional Anatomy of the Limbs and Back, W.B. Saunders company (7e édition, 1998)
- Jones LA, Hunter IW (1983) Effect of fatigue on force sensation. *Exp Neurol* 81: 640-650
- Jurell KC (1998) Surface EMG and fatigue. *Phys Med Rehab Clin N Am* 9(4): 933-947
- Katz J, Melzack R (1999) Measurement of pain. *Surg Clin North Am* 79(2): 231-52
- Kilbom A, Persson J (1987) Work technique and its consequences for musculoskeletal disorders. *Ergonomics* 30: 273-279
- Kirsch RF, Rymer WZ (1987) Neural compensation of muscular fatigue: evidence for significant force regulation in man. *J Neurophysiol* 57: 1893-1910
- Komi PV, Nicol C, Marconnet P (1992) Neuromuscular fatigue during repeated stretch-shortening cycle exercises. Dans: Marconnet P, Komi PV, Saltin B, Sejersted OM (eds) *Muscle fatigue mechanisms in exercise and training*. Basel: Karger, *Med Sport Sci* 34: 172-181
- Larsson S-V, Bengtsson A, Bodegard L, Henriksson KG, et Larsson J (1988) Muscle changes in work-related chronic myalgia. *Acta Orthop Scan* 59(5): 552-556
- Lestienne FG, Gurfinkel VS (1988a) Postural control in weightlessness: a dual process underlying adaptation to an unusual environment. *TINS* 11: 359-363
- Lestienne FG, Gurfinkel V (1988b) Posture as an organizational structure based on a dual process: a formal basis to interpret change of posture in weightlessness. *Prog Brain Res* 102: 393-406
- Lestienne FG, Thullier F, Archambault P, Levin MF, Feldman AG (2000) Multi-muscle control of head movements in monkeys: the referent configuration hypothesis. *Neurosci Lett* 283 : 65-68
- Li L, Van Den Bogert ECH, Caldwell GE, Van Emmerik REA, Hamill J. (1999) Coordination patterns of walking and running at similar speed and stride frequency. *Hum Mov Sci* 18: 67-85
- Madeleine P, Lundager B, Voigt M, and Arendt-Nielsen L (1999) Shoulder muscle co-ordination during chronic and acute experimental neck-shoulder pain. An occupational pain study. *Eur J Appl Physiol* 79, 127-140.

Malchaire JB, Cock NA, Robert AR. (1996) Prevalence of musculoskeletal disorders at the wrist as a function of angles, forces, repetitiveness and movement velocities. *Scand J Work Environ Health* 22(3): 176-81

Masuda T, Miyano H, Sadoyama T (1983) The propagation of motor unit action potential and the location of neuromuscular junction investigated by surface electrode arrays. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 55(5):594-600

Masuda T, Sadoyama T (1986) The propagation of single motor unit action potentials detected by a surface electrode array. *Electroencephal Clin Neurophysiol* 63: 590-598

Masuda T, Sadoyama T, Shiraishi M (1996) Dependence of average muscle fibre conduction velocity on voluntary contraction force. *J Electromyogr Kinesiol* 6(4): 267-276

Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S (1999) Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 9: 39-46

Mathieu PA, Petit M, Akl-Chedid S (1998) Multi-electrode recordings from the arm: preliminary findings. 12th ISEK Congress Proceedings, Montréal: 100-101

Mathieu PA, Aubin CE (1999) [Back muscle activity during flexions/extensions in a second group of normal subjects] *Ann Chir* 53(8): 761-72 (Français)

McAndrew D, Brown JMM (1998), Muscles within muscles, inter- and intra-muscle segment coordination. *Isek XII98 Proceedings*, 98-99

McMahon T, Pianta T, Couch L, Wolf S, Segal R, Mason L, Craft T, English A, Catlin P (1991) Normalized electromyographic activity patterns in human extensor carpi radialis longus and flexor carpi radialis muscles: differential activity. *Electromyogr Kines* 22, 39-42

Melhorn JM (1998) Cumulative trauma disorders and repetitive strain injuries. *Clin Orthop Rel Res* 351: 107-126

Melzack R (1975) The McGill Pain Questionnaire: major properties and scoring methods. *Pain* 1(3): 277-99

Milner-Brown HS, Mellenthin M, Miller RG (1986) Quantifying human muscle strength, endurance and fatigue. *Arch Phys Med Rehabil* 67: 530-535

Monster AW, Pittore J, Barrie W (1980) A system for the rapid acquisition of surface potential maps of human skeletal muscle motor units. *IEEE Trans Biomed Eng BME-27*: 110-112

Morlock MM, Bonin V, Müller G, Schneider E (1997) Trunk muscle fatigue and associated EMG changes during a dynamic iso-inertial test. *Eur J Appl Physiol* 76: 75-80

Nakata M, Hagner I-M, Jonsson B (1991) Effects of simulated light repetitive work. *Electromyog Kines* 4, 157-159

Neer CS, Bigliani LW, Hawkins RJ (1977) Rupture of the long head of the biceps related to subacromial impingement. *Orthop Trans* 1: 111

Netter, F.H. : Atlas d'Anatomie Humaine, Novartis (2e édition, 1999)

Nichols TR (1994) A biomechanical perspective on spinal mechanisms of coordinated muscle action: an architecture principle. *Acta Anat* 151: 1-13

Novak CB, Mackinnon SE. (1997) Repetitive use and static postures: a source of nerve compression and pain. *J Hand Ther* 10(2): 151-9

O'Brien PR, Potvin JR (1997) Fatigue-related EMG responses of trunk muscles to a prolonged, isometric twist exertion. *Clin Biomech* 12(5): 306-313

Oksa J, Ducharme MB, Rintamäki H (2002) Combined effect of repetitive work and cold on muscle function and fatigue. *J Appl Physiol* 92: 354-361

Plonsey R (1995) Volume conductor theory. Dans : *Biomedical Engineering Handbook*, Bronzino ed., CRC et IEEE Press, 119-125

Potvin JR, O'Brien PR (1998) Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions. *Spine* 23(7): 774-781

Psek JA, Cafarelli E (1993) Behavior of coactive muscles during fatigue. *J Appl Physiol* 74, 170-175

Rau G, Disselhorst-Klug C, Silny J (1997a) Noninvasive approach to motor unit characterization: muscle structure, membrane dynamics and neuronal control. *J Biomech* 30(5): 441-446

Rau G, Disselhorst-Klug C (1997b) Principles of High-Spatial-Resolution surface EMG (HSR-EMG): single motor unit detection and application in the diagnosis of neuromuscular disorders. *J Electromyogr Kinesiol* 7(4): 233-239

Reucher H, Rau G, Silny J (1987a) Spatial filtering of noninvasive multielectrode EMG : Part I—Introduction to measuring technique and applications. *IEEE Trans Biomed Eng BME-34(2)*: 98-105

Reucher H, Rau G, Silny J (1987b) Spatial filtering of noninvasive multielectrode EMG : Part II— Filter performance in theory and modeling. *IEEE Trans Biomed Eng BME-34(2)*: 106-113

Roeleveld K, Stegeman DF, Vingerhoets HM, Van Oosterom A (1997a) Motor unit potential contribution to surface electromyography. *Acta Physiol Scand* 160: 175-183

Roeleveld K, Stegeman DF, Falck B, Stalberg EV (1997b) Motor unit size estimation: confrontation of surface EMG with macro EMG. *Electroencephal Clin Neurophysiol* 105: 181-188

Roeleveld K, Stegeman DF, Vingerhoets HM, Van Oosterom A (1997c) The motor unit potential distribution over the skin surface and its use in estimating the motor unit location. *Acta Physiol Scand* 161: 465-472

Rosenbaum DA, Engelbrecht SE, Bushe MM, Loukopoulos LD (1993) A model for reaching control. *Acta Psychol (Amst)* 82(1-3): 237-250

Roy SH, DeLuca CJ, Schneider J (1986) Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J Appl Physiol* 61: 1510-17

Schneider J, Rau G, Silny J (1989) A noninvasive EMG technique for investigating the excitation propagation in single motor units. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 29: 273-280

Sergio LE, Kalaska JF (1998) Changes in the temporal pattern of primary motor cortex activity in a directional isometric force versus limb movement task. *J Neurophysiol* 80: 1577-1583

Sjogaard G, Sogaard K (1998) Muscle injury in repetitive motion disorders. *Clin Orthop Rel Res* 351: 21-31

Smits MP (1996) Myoelectric activity during voluntary elbow movements in above-elbow amputees. *J Electromyogr Kinesiol* 6(3): 215-224

Soechting JF, Terzuolo CA (1986) An algorithm for the generation of curvilinear wrist motion in an arbitrary plane in three-dimensional space. *Neuroscience* 19(4): 1393-1405

Sommerich CM, McGlothlin J, Marras WS (1993) Occupational risk factors associated with soft tissue disorders of the shoulder: a review of recent investigations in the literature. *Ergonomics* 36: 697-717

Sparto PJ, Parnianpour M, Reinsel TE, Simon S. (1997) The effects of fatigue on multijoint kinematics and load sharing during a repetitive lifting task. *Spine* 22(22): 2647-2654

Suurkula J, Hägg GM (1987) Relations between shoulder-neck disorder and EMG zero crossing shifts in female assembly workers using the test contraction method. *Ergonomics* 30: 1553-1564

Tax AAM, Denier van der Gon JJ, Gielen CCAM, van den Tempel CMM (1989) Differences in the activation of m. biceps brachii in the control of slow isotonic movements and isometric contractions. *Exp Brain Res* 76: 55-63

Trafimow JH, Schipplein OD, Novak GJ, Andersson GBJ (1993) The effects of quadriceps fatigue on the technique of lifting. *Spine* 18(3): 364-367

Triolo RJ, Moskowitz GD (1989) The experimental demonstration of a multi-channel time-series myoprocessor: system testing and evaluation. *IEEE Trans Biomed Eng* 36(10):1018-27

Turk DC, Rudy TE, Salovey P (1985) The McGill Pain Questionnaire reconsidered: confirming the factor structure and examining appropriate use. *Pain* 21(4): 385-97

Viikari-Juntura E (1998) Risk factors for upper limb disorders. *Clin Orthop Rel Res* 351: 39-43

Woods J, Furbush F, Bigland-Ritchie B (1987) Evidence for a fatigue-induced reflex inhibition of motoneurone firing rates. *J Neurophysiol* 58: 125-137

Yamada M, Kumagai K, Uchiyama A (1987) The distribution and propagation pattern of motor unit action potentials studied by multi-channel surface EMG. *Electroencephal Clin Neurophysiol* 67: 395-401

Zoabli G, Mathieu PA, Mallouche H, Bertrand M (1999) Géométrie des muscles du bras à partir d'images de résonance magnétique. *Proc. 25th CMBEC London Ont* 40-41



INSTITUT DE RÉADAPTATION DE MONTRÉAL

Centre hospitalier de réadaptation affilié à l'Université de Montréal

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE

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

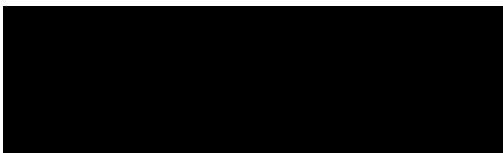
"Changements dans la coordination multi-musculaire et multi-articulaire par suite à la fatigue lors des mouvements répétitifs".

présenté par : Anatol G. Feldman, Mindy F. Levin et l'Hoccine Yahia.

Le comité composé de :

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

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



Ronald Riopel
Président du comité d'éthique

RR /fl

Date 98/06/12

Message d'origine -----

De : Julie Cote

À [REDACTED]

18:03

Objet : permission for publication

Hello,

I am trying to locate the editor of the journal Electromyography and Clinical Neurophysiology. I published an article in that journal in 2000:

Mapping of the human upper arm muscle activity with an electrode matrix. J. Côté, and P.A. Mathieu
Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 40, 215-223

My department requires that I obtain the editor's permission to include this article in my PhD thesis.

Could you please forward this to the editor, or tell me how I can get in touch with him.

Thank you in advance,

Sincerely,

Julie Côté

There is no problem, we are the publisher of the above mentioned journal EMG & clin. neurophysiology and you have our permission to reproduce the paper published in 2000, volume 40

very sincerely yours

Stéphane Rouget - managing director of Nauwelaerts publishing cy

[REDACTED]

PERMISSION OF THE JOURNAL EDITOR

1. Journal identification

Journal name : Electromyography and Clinical Neurophysiology

Address: Nauwelaerts Publishing House, Rue De L'eglise St-Sulpice 19, B-5998
Beauvechain, Belgium

2. Editor identification

Prof. Roselle,



3. Article identification

Authors : Julie Côté, Pierre A. Mathieu

Title : Mapping of the human upper arm muscle activity with an electrode matrix

Journal number : 40

Pages : 215-223

Year : 2000

The student Julie Côté is authorized to include the above mentioned article in her doctoral thesis entitled : « Control of repetitive movements of the arm : influence of fatigue and injury ».

(Éditeur)

(Signature)

(Date)

DÉCLARATION DES CO-AUTEURS D'UN ARTICLE POUR INSERTION DANS
UNE THÈSE DE DOCTORAT

1. Identification de l'étudiant et du programme

Nom de l'étudiante : Julie Côté

Titre du programme : PhD Génie Biomédical

2. Description de l'article

Auteurs : Julie N. Côté, Pierre A. Mathieu

Titre: Mapping of the human upper arm muscle activity with an electrode matrix

Publié dans: *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 40: 215-223 (2000)

3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Julie Côté inclut cet article dans sa thèse de doctorat, qui a pour titre : « Contrôle de mouvements répétitifs du membre supérieur : influence de la fatigue et de la blessure ».

PIERRE-A. MATHIEU
(Coauteur)



19/07/02
(Date)

DÉCLARATION DES CO-AUTEURS D'UN ARTICLE POUR INSERTION DANS
UNE THÈSE DE DOCTORAT

1. Identification de l'étudiant et du programme

Nom de l'étudiante : Julie Côté

Titre du programme : PhD Génie Biomédical

2. Description de l'article

Auteurs : Julie N Côté, Pierre A. Mathieu, Anatol G Feldman

Titre: The referent body configuration as a possible global factor in the control of multiple muscles: verification of the hypothesis for hammering

Soumis pour publication dans: *Experimental Brain Research* (à venir)

3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Julie Côté inclut cet article dans sa thèse de doctorat, qui a pour titre : « Contrôle de mouvements répétitifs du membre supérieur : influence de la fatigue et de la blessure ».

PIERRE - A. MATHIEU

(Coauteur)

(Signature)

15/08/02

(Date)

Anatol Feldman

(Coauteur)

(Signature)

(Date)

MINDY LEVIN

(Coauteur)

(Signature)

Aug 5/02

(Date)

DÉCLARATION DES CO-AUTEURS D'UN ARTICLE POUR INSERTION DANS
UNE THÈSE DE DOCTORAT

1. Identification de l'étudiant et du programme

Nom de l'étudiante : Julie Côté

Titre du programme : PhD Génie Biomédical

2. Description de l'article


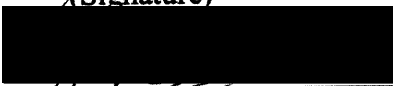

Auteurs : Julie N Côté, Pierre A Mathieu, Mindy F Levin Anatol G Feldman

Titre: Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing

Accepté pour publication dans: *Experimental Brain Research* le 27 avril 2002

3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Julie Côté inclut cet article dans sa thèse de doctorat, qui a pour titre : « Contrôle de mouvements répétitifs du membre supérieur : influence de la fatigue et de la blessure ».

PIERRE-A. MATHIEU		15/08/02
(Coauteur)	(Signature)	(Date)
Anatol Feldman		
(Coauteur)	(Signature)	(Date)
MINDY LEVIN		Aug 5/02
(Coauteur)	(Signature)	(Date)

DÉCLARATION DES CO-AUTEURS D'UN ARTICLE POUR INSERTION DANS
UNE THÈSE DE DOCTORAT

1. Identification de l'étudiant et du programme

Nom de l'étudiante : Julie Côté

Titre du programme : PhD Génie Biomédical

2. Description de l'article

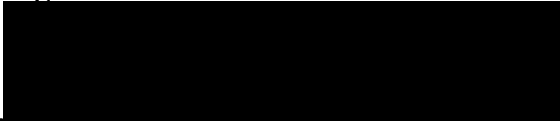



Auteurs : Julie N Côté, Pierre A. Mathieu, Denis Raymond, Mindy F. Levin, Anatol G Feldman

Titre: Common indices of fatigue and shoulder injury in the performance of repetitive hammering

Soumis pour publication dans: *Experimental Brain Research* (à venir)

3. Déclaration de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de coauteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Julie Côté inclut cet article dans sa thèse de doctorat, qui a pour titre : « Contrôle de mouvements répétitifs du membre supérieur : influence de la fatigue et de la blessure ».

<u>DENIS RAYMOND</u>		<u>15/08/02</u>
(Coauteur)	(Signature)	(Date)
<u>PIERRE-A. MATHIEU</u>		<u>15/08/02</u>
(Coauteur)	(Signature)	(Date)
<u>MINDY LEVIN</u>		<u>Aug 5/02</u>
(Coauteur)	(Signature)	(Date)
<u>Anatol Feldman</u>		<u></u>
(Coauteur)	(Signature)	(Date)