

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE

PRÉSENTÉ À

L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE

DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR

ALAIN PLOURDE

LES MUSCLES BIFONCTIONNELS ET LA CHARGE

MUSCULAIRE À L'ÉPAULE

MAI 1991

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

TABLE DES MATIERES

	Page
Liste des tableaux	iv
Liste des figures.....	v
Résumé.....	vii
Introduction.....	1
Méthodologie.....	10
Sujets	10
Mouvements étudiés.....	10
Appareillage	12
Analyse musculaire.....	13
Tâche du sujet.....	15
Procédure.....	16
Traitement statistique.....	17
Résultats et discussion	18
Adduction: deltoïde antérieur.....	18
Adduction: grand pectoral	25
Adduction: deltoïde postérieur.....	29
Abduction: deltoïde antérieur.....	34
Abduction: grand pectoral	36
Abduction: deltoïde postérieur.....	38
Conclusion.....	42

Références.....	4 4
Annexe	
Test d'Edinburg.....	4 9

LISTE DES TABLEAUX

	Page
3.1 Résumé de l'analyse de variance pour le deltoïde antérieur lors de l'adduction du bras.....	2 2
3.2 Résumé des effets simples pour le deltoïde antérieur lors de l'adduction du bras.....	2 3
3.3 Résumé de l'analyse de variance pour le grand pectoral lors de l'adduction du bras.....	2 7
3.4 Résumé de l'analyse de variance pour le deltoïde postérieur lors de l'adduction du bras.....	3 2
3.5 Résumé des effets simples pour le deltoïde postérieur lors de l'adduction du bras.....	3 3
3.6 Résumé de l'analyse de variance pour le deltoïde antérieur lors de l'abduction du bras.....	3 6
3.7 Résumé de l'analyse de variance pour le grand pectoral lors de l'abduction du bras.....	3 9
3.8 Résumé de l'analyse de variance pour le deltoïde postérieur lors de l'abduction du bras.....	4 1

LISTE DES FIGURES

	Page
1.1 Position du sujet et des forces (modifié de Fujiwara et Basmajian, 1975).....	6
2.1 Illustration du mouvement d'adduction horizontale du bras à partir d'une vue sagittale (A) et d'une vue en plongée(B).....	11
2.2 Illustration des trois positions accessoires utilisées par le sujet A - rotation externe; B - position médiale; C - rotation interne.....	12
2.3 Schéma du bras mécanique.....	14
3.1 Illustration de la comparaison des patrons d'activation musculaire du deltoïde antérieur lors de l'adduction en fonction des trois positions accessoires.....	21
3.2 Illustration de la comparaison des patrons d'activation musculaire du grand pectoral lors de l'adduction en fonction des positions accessoires.....	26
3.3 Illustration de la comparaison des patrons d'activation du deltoïde postérieur lors de l'adduction en fonction des positions accessoires.....	30

	Page
3.4 Illustration de la comparaison des patrons d'activation musculaire du deltoïde antérieur lors de l'abduction en fonction des trois positions accessoires.....	3 6
3.5 Illustration de la comparaison des patrons d'activation musculaire du grand pectoral lors de l'abduction en fonction des positions accessoires.....	3 8
3.6 Illustration de la comparaison des patrons d'activation musculaire du deltoïde postérieur lors de l'abduction en fonction des positions accessoires.....	4 1

RÉSUMÉ

Le but de la présente étude est d'évaluer l'importance relative de l'utilisation simultanée des deux fonctions des muscles bifonctionnels sur la charge musculaire. Le mouvement balistique étudié consiste en un déplacement horizontal du bras (adduction et abduction) sur une distance de 100 degrés. Afin de vérifier l'influence de la seconde fonction du muscle bifonctionnel, trois positions accessoires du bras ont été utilisées soit: la rotation interne, la position médiale et la rotation externe. Les signaux électromyographiques du deltoïde antérieur, du grand pectoral (adducteur du bras et rotateur interne) et du deltoïde postérieur (abducteur du bras et rotateur externe) ont été recueillis par électromyographie de surface. L'analyse des résultats laisse voir que la manipulation de la fonction accessoire n'influence pas les patrons d'activation musculaire. Par contre, les niveaux d'activation musculaire sont significativement affectés par la manipulation de la fonction accessoire. L'influence de la fonction accessoire sur l'activation musculaire globale du muscle est plus importante lorsque le muscle est raccourci. Il apparaît que la manipulation de la fonction accessoire joue un rôle important sur la charge musculaire.

Introduction

Plusieurs travailleurs utilisent principalement leurs membres supérieurs (main, avant-bras et bras) pour réaliser les tâches qui leurs sont dévolues. Ce type de travail est souvent de nature répétitive, s'exécute avec une élévation des bras, demande une grande précision d'exécution et est réalisé dans une position assise. Ces caractéristiques sont susceptibles d'entraîner différents problèmes musculo-squelettiques principalement au niveau de l'épaule. Ainsi, le fait de travailler dans une position assise, restreint la surface potentielle de travail. Il en résulte donc une grande utilisation des membres supérieurs (pour réaliser la tâche répétitive), et ce, souvent pour des mouvements de grande amplitude (pour aller chercher ou porter une pièce). Les risques de blessures au niveau des membres supérieurs sont donc très élevés. Les nombreuses blessures recensées par la CSST (24 %) au niveau des membres supérieurs témoigne de ce phénomène. Il faut aussi noter que comme ce type de travail demande souvent une grande précision d'exécution, la surface de travail est élevée afin de la rapprocher des yeux. Le travail s'effectue donc dans une position où les coudes sont relevés. Cette position de travail est potentiellement dangereuse car elle

surcharge certains groupes musculaires dont notamment ceux de la ceinture scapulaire. Dans le passé, les études électromyographiques ont révélé qu'il y avait une augmentation de la fatigue musculaire locale de plusieurs muscles de l'épaule lorsque les mains étaient maintenues à la hauteur de l'épaule ou au-dessus (Kadefor et al., 1976; Hagber, 1981-a). D'après la littérature, l'élévation des bras et les mouvements répétés de l'épaule avec les bras en position élevée sont les deux facteurs qui ont une influence marquée sur la charge musculaire à l'épaule (Hagber, 1981-b; Sigholm et al., 1984). Les auteurs définissent la charge musculaire à l'épaule comme tout travail que les muscles de la ceinture scapulaire doivent effectuer pour réaliser le mouvement. Il est évident que l'outil que manipule le travailleur influence également la charge musculaire à l'épaule (Herberts et al. 1981). Comme nous l'avons mentionné précédemment les blessures aux membres supérieurs, principalement à l'épaule, sont très fréquentes en milieu de travail. L'articulation de l'épaule est complexe parce qu'elle permet des mouvements dans les trois plans de mouvement. De plus, les diverses structures (clavicule, omoplate et humérus) et les nombreux muscles entourant l'articulation la rendant encore plus complexe. En effet plusieurs muscles de l'épaule peuvent jouer

plus d'un rôle. Par exemple, le deltoïde postérieur est un abducteur horizontal et un rotateur externe du bras.

En reprenant l'exemple du deltoïde antérieur imaginons un travailleur qui doit aller chercher une pièce quelconque à sa droite en faisant une abduction horizontale du bras mais à cause de l'environnement de travail il doit exécuter simultanément une rotation externe du bras. L'ajout de la seconde fonction du muscle viendra augmenter la charge musculaire à l'épaule. Cette double utilisation musculaire peut-elle être la source de certains problèmes à l'épaule ? Est-ce que la double utilisation augmente significativement l'activation musculaire ? Si tel est le cas, l'utilisation simultanée des deux fonctions du muscle devra, à juste titre, être considérée dans la liste des facteurs pouvant causer des problèmes à l'épaule.

Un muscle, en plus de la possibilité d'être bifonctionnel, peut aussi traverser deux articulations. Un muscle biarticulaire est celui qui, de son origine à son insertion parcourt deux articulations; par exemple, le couturier dont l'origine est l'épine iliaque antérieure et supérieure et l'insertion est la face médiale du tibia sous la tubérosité. Tous les muscles biarticulaires sont nécessairement bifonctionnels. Il est à noter que plusieurs muscles mono-articulaires sont également

bifonctionnelles. En effet, comme nous l'avons mentionné précédemment, le deltoïde postérieur est un abducteur et un rotateur externe du bras.

Très peu d'études se sont intéressées à la problématique des muscles bifonctionnels. Markee et al. (1955) ont été parmi les premiers à s'intéresser au comportement des muscles biarticulaires. Au niveau des membres inférieurs, ils ont observé que des mouvements biarticulaires peuvent être produits par la contraction simultanée de tous les muscles de la cuisse qui croisent l'articulation du genou et de la hanche. Lorsque le mouvement se limite à une seule articulation, ils ont émis l'hypothèse que les muscles biarticulaires peuvent produire de la tension à une seule extrémité, pendant qu'à l'autre extrémité le muscle est au repos. Si cette hypothèse est vraie, il faudrait retrouver quelque part au centre du muscle, un point d'ancre où le muscle peut s'appuyer pour exécuter le mouvement. Basmajian (1957) affirme que la contraction d'un muscle biarticulaire n'est jamais limitée à une seule extrémité du muscle.

Dans des contextes statiques (Figure 1.1), Fujiwara et Basmajian (1975) ont observé, pour des mouvements monoarticulaires, que le rectus femoris (origine: épine iliaque antérieure et inférieure et gouttière suscotyloïdienne;

insertion: rejoint un tendon commun s'insérant à la base de la rotule et de la tubérosité du tibia) est actif dans la flexion de la hanche de même que durant l'extension du genou, mais que l'activation musculaire est plus importante durant l'extension du genou. Ils ont également constaté qu'il y a plus d'activation musculaire dans le biceps femoris durant la flexion du genou que pendant l'extension de la hanche. Dans les mouvements biarticulaires, l'activité du rectus femoris est moindre durant l'extension du genou (agoniste) accompagnée d'une flexion de la hanche (agoniste) que dans la seule extension du genou. Aucune activation musculaire n'est observée dans le rectus femoris durant la flexion du genou (antagoniste) accompagnée d'une flexion de la hanche (agoniste). Ces résultats de Fujiwara et Basmajian nous démontrent que lorsqu'un muscle travaille pour réaliser un mouvement à une extrémité seulement , il agit d'une façon déterminée. Par contre, lorsque les deux fonctions du muscles sont requises, il n'agit de la même façon. Ces différences se retrouvent pour le biceps femoris qui, d'une part, montre un maximum d'activité durant l'extension de la hanche (agoniste)¹.

¹ Nous ne faisons pas de distinction entre agoniste principal et agoniste accessoire puisque c'est le rôle agoniste qui influence l'activation musculaire.

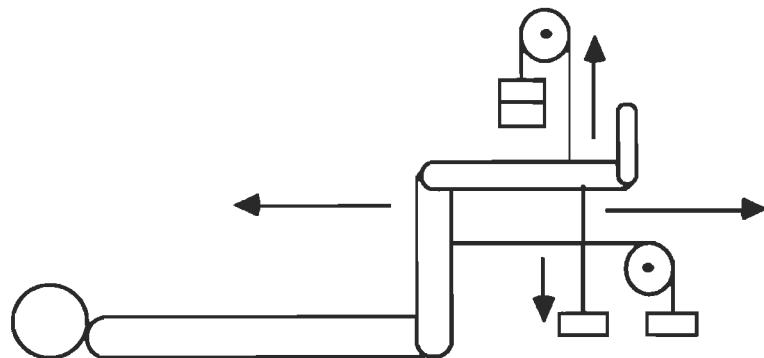


Figure 1.1. Position du sujet et des forces (modifié de Fujiwara et Basmajian, 1975).

D'autre part, l'activation musculaire du rectus femoris est diminuée pendant la flexion de la hanche (antagoniste) combinée à la flexion du genou (agoniste). Les auteurs ont conclu que lorsque des muscles biarticulaires participent au mouvement d'une seule articulation, la coopération avec d'autres muscles est nécessaire. En d'autres mots, un muscle biarticulaire ne peut être l'agoniste principal lorsqu'une seule articulation est impliquée dans le mouvement. De toute évidence, lorsqu'un muscle biarticulaire est activé, la tension se développe aux deux extrémités, étant donné que ce sont les deux seuls points d'attache.

Kazai et al. (1978) ont tenté d'élucider le rôle antagoniste de certains muscles biarticulaires de la cuisse dans des

mouvements de la hanche et du genou. Ils ont utilisé un système de poulies et de poids à l'instar de Fujiwara et de Basmajian (1975). Pour le rectus femoris, ils ont observé que peu importe la charge, il y a plus d'activité électrique quand il agit comme agoniste lors de l'extension du genou que comme fléchisseur de la hanche. De plus, l'activation musculaire est plus marquée quand le rectus femoris agit comme agoniste de l'extension du genou et de la flexion de la hanche que lorsqu'il agit à une seule articulation. Il est important de souligner que l'activation musculaire du rectus femoris diminue de façon marquée ou disparaît quand la charge est augmentée du côté antagoniste (même jambe), en dépit d'une charge constante du côté agoniste. Pendant que le rectus femoris participe à l'extension du genou (avec une charge constante) on applique d'autres charges pour produire une extension de la hanche (fonction antagoniste du rectus femoris). Même si le rectus femoris participe à l'extension du genou, son activation diminue de façon marquée lorsque la charge augmente pour l'extension de la hanche (inhibition réciproque par les ischio-jambiers). Pendant ce temps, on ne remarque aucun changement du vastus médialis (muscle monoarticulaire). Il apparaît donc que lorsqu'une des fonctions d'un muscle biarticulaire est agoniste (par exemple le rectus femoris à l'articulation du genou) et que l'autre est antagoniste (hanche),

c'est l'influence antagoniste qui prédomine ce qui amène une inhibition du muscle.

En résumé, pour les muscles bifonctionnels, dans des contextes statiques, les muscles biarticulaires semblent plus disposés à l'inhibition réciproque qu'à la coactivation musculaire.

Dans un contexte dynamique, Suzuki et al. (1982) ont étudié l'activité EMG dans des muscles monoarticulaires et biarticulaires durant des mouvements cycliques à différentes vitesses. Ils ont examiné la relation entre l'activation EMG des muscles antagonistes monoarticulaires et biarticulaires, avec pour objectif de déterminer la nature du comportement réciproque pour des mouvements réalisés à différentes vitesses sous-maximales ou qui se rapprochent de leur vitesse maximale. Lorsque les sujets pédalent à des vitesses lentes, les auteurs ont remarqué un comportement d'inhibition réciproque, c'est-à-dire que la contraction des muscles agonistes et celle des muscles antagonistes alternent. Lors des passages des vitesses lentes aux vitesses rapides, l'activation musculaire des muscles biarticulaires (rectus femoris, biceps femoris et gastrocnemius) tend à passer d'un mode d'inhibition réciproque à un mode de coactivation, pendant que les patrons d'activation des muscles monoarticulaires (tibialis antérieur et

vastus médialis) demeurent inchangés. Les auteurs allèguent que ce changement de comportement des muscles biarticulaires peut refléter la contribution de ces muscles aux mouvements de flexion de même qu'aux mouvements d'extension.

Que ce soit dans des contextes statiques ou dynamiques, le comportement des muscles biarticulaires affiche donc des caractéristiques particulières différentes des muscles monoarticulaires. L'utilisation simultanée des deux fonctions du muscle semble également augmenter, de façon importante, la charge musculaire à l'épaule. Cet aspect du problème est important puisque plusieurs postes de travail obligent une adduction horizontale du bras (ou abduction), en même temps qu'une rotation interne ou externe du bras. D'un autre côté, il apparaît également que l'utilisation simultanée de la fonction antagoniste d'un muscle bifonctionnel aurait pour effet de diminuer l'activation musculaire et par le fait même réduire la charge musculaire à l'épaule.

Le but de la présente étude est d'évaluer l'importance relative de l'utilisation simultanée de deux fonctions de muscles bifonctionnels sur la charge musculaire.

Méthodologie

Sujets

Huit sujets masculins ont participé à cette expérience. Ces sujets étaient tous droitiers et étudiants au département des sciences de l'activité physique de l'Université du Québec à Trois-Rivières. La latéralité des sujets (94 %) a été évaluée par le test d'Edinburg¹ (voir annexe). Ce résultat signifie que 94 % des sujets se sont révélés de latéralité droite.

Mouvements étudiés

Les mouvements étudiés consistent en un déplacement horizontal du bras (adduction et abduction) (Fig. 2.1) sur une distance de 100 °. Ces mouvements sont effectués à vitesse maximale. Tout au long du mouvement, le coude demeure en extension complète. Trois positions différentes du bras (Figure 2.2) ont été utilisées afin d'évaluer l'influence de la fonction accessoire des muscles:

- a) rotation externe maximale
- b) position médiale (position neutre)
- c) rotation interne maximale

¹ La traduction du test d'Edinburg est une réalisation de Louis Laurencelle professeur.

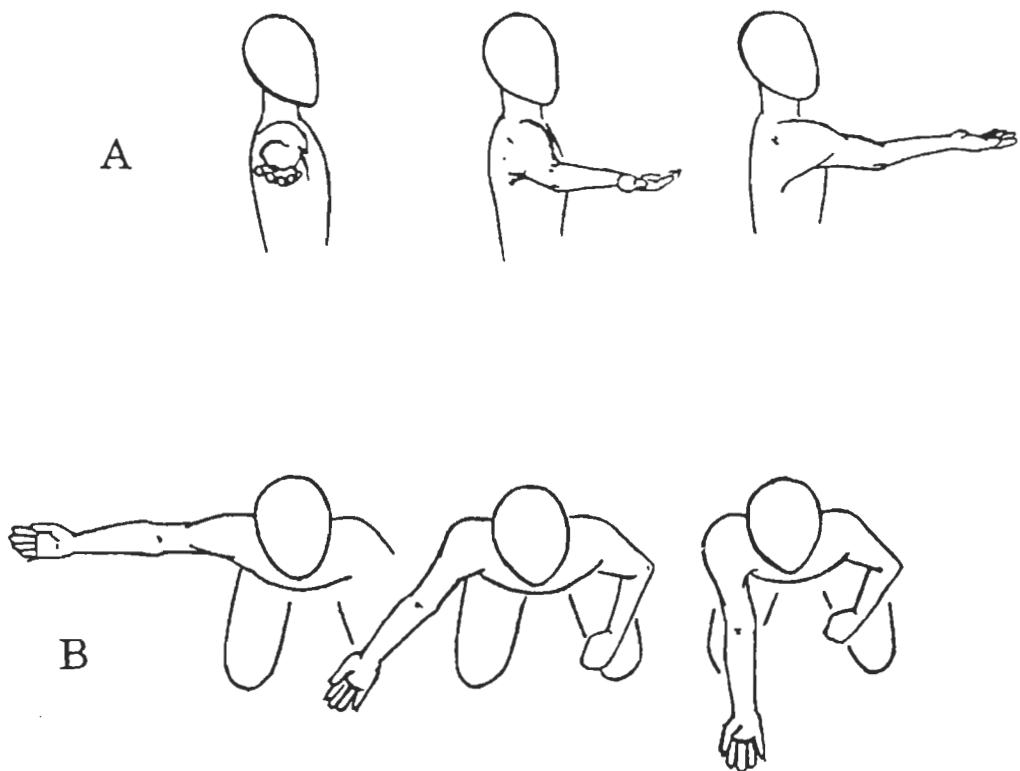


Figure 2.1. Illustration du mouvement d'adduction horizontale du bras à partir d'une vue sagittale (A) et d'une vue en plongée (B).

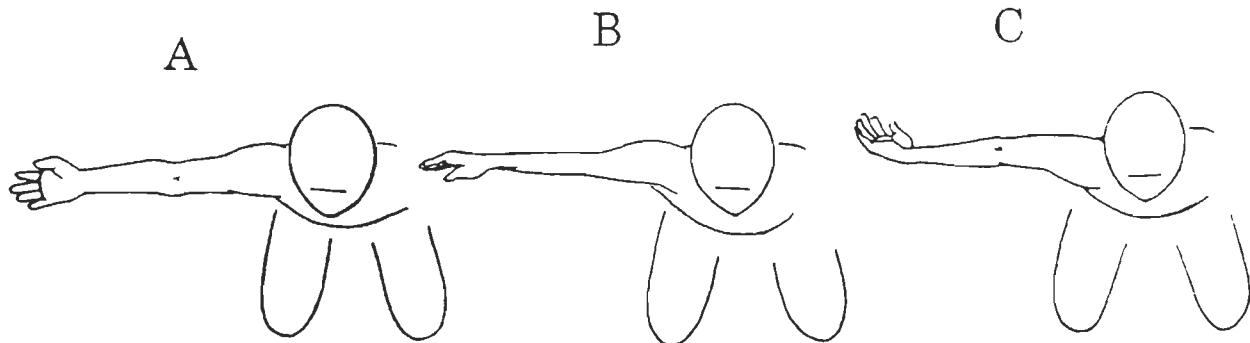


Figure 2.2. Illustration des trois positions accessoires utilisées par le sujet. A - rotation externe; B - position médiale; C - rotation interne.

La fonction accessoire des muscles impliqués est de maintenir une position "statique" ou encore une contraction isométrique des muscles. À noter que la position médiale est utilisée comme position de référence. En d'autres mots, les résultats obtenus en rotation interne ou externe seront comparés à ceux obtenus en position médiale.

Appareillage

L'appareillage utilisé est constitué de cinq parties distinctes: (a) un bras mécanique muni d'une courroie, (b) un système de lumières, (c) une chaise ajustable,

(d) un ordinateur, (e) un système d'enregistrement électromyographique.

La partie principale de l'appareillage est constituée d'un tube métallique d'environ cinq centimètres de diamètre. Ce tube est fixé sur une plate-forme de bois de deux mètres carrés. Une tige d'aluminium, sur laquelle repose le bras, est fixée au tube métallique. Cette tige d'aluminium s'ajuste verticalement afin de standardiser la position en fonction de la grandeur des sujets. Un potentiomètre est fixé au-dessus de l'axe de rotation de la tige métallique. À la Figure 2.3, nous retrouvons un schéma de l'appareillage.

Analyse musculaire

Les muscles sélectionnés pour la présente étude sont le deltoïde antérieur (origine: partie latérale de la clavicule et l'acromion de l'omoplate; insertion: tubérosité deltoïdienne de l'humérus), le deltoïde postérieur (origine: l'épine de l'omoplate; insertion: tubérosité deltoïdienne de l'humérus) et le grand pectoral (origine: partie médiale de la clavicule, sternum, côtes (1ère à 6e inclusivement); insertion: lèvre externe de la coulisse bicipitale). Les électrodes (Medi-trace, pellet 1801) sont posées de part et d'autre des repères anatomiques (Delagi et al., 1975) des groupes musculaires

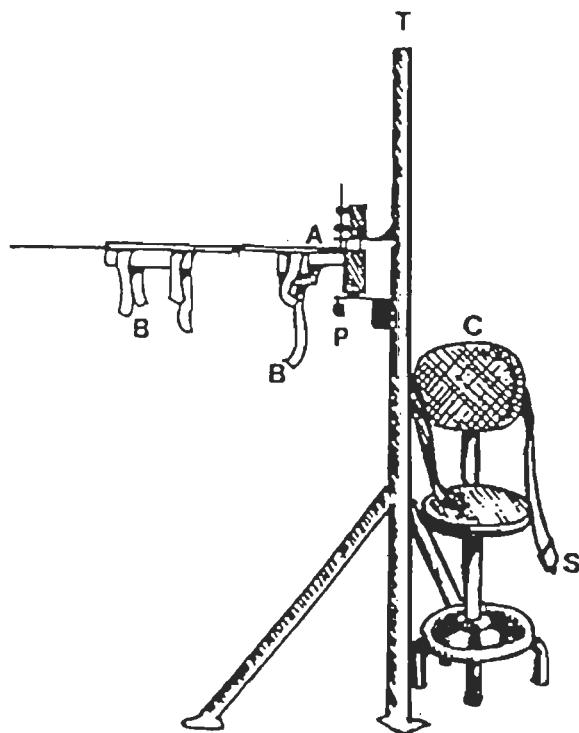


Figure 2.3. Schéma du bras mécanique.

étudiés. Les fils des électrodes sont pontés au-dessus de la peau, à l'aide de ruban adhésif chirurgical, afin d'éviter tout mouvement des électrodes (Knutsson et Richards, 1979).

Un appareil Grass (Série 5), 4 canaux, a été utilisé pour l'amplification des signaux électromyographiques bruts. Ce signal a été, par la suite, filtré (bande passante de 30 - 600 Hz), rectifié (pleine onde) et filtré à nouveau (6 Hz) dans le but d'obtenir l'enveloppe linéaire du signal électromyographique avant d'être numérisé (Convertisseur analogue à numérique - 10 bits) et enregistré par un ordinateur (APPLE II). L'état

brut des différents signaux recueillis a été vérifié avant le début de la séance dans le but de dépister la présence d'artefacts.

À chacun des essais, l'activité électromyographique des muscles à l'étude est enregistrée et ce, à chaque degré du déplacement du bras du sujet. Zéro pour-cent représente le point de départ du mouvement et 100 % représente la fin du mouvement (100 degrés).

Tâche du sujet

La tâche du sujet consiste en un déplacement horizontal du bras sur une distance de 100° avec une erreur tolérable de 5° de part et d'autre de la cible visée. Dans un essai type, le sujet doit réagir le plus rapidement possible à un signal visuel et exécuter le déplacement horizontal de son bras (adduction ou abduction du bras). Afin de prévenir une anticipation de la part du sujet, une période préparatoire prend place avant le signal de départ. Cette période préparatoire varie entre 50 et 275 ms. La durée de cette période est choisie aléatoirement par l'ordinateur. Aussi, afin de s'assurer que le sujet maintienne la position requise de son bras, l'avant-bras de ce dernier est retenu par une courroie sur le bras mécanique

(Normand et al., 1982). Pour que la séance soit considérée terminée et réussie, le sujet doit compléter 10 bons essais pour chacune des conditions.

Procédure

La participation des sujets requiert deux séances expérimentales. La première séance est identique à la seconde en tous points. Par contre, seuls les résultats de la deuxième séance sont conservés, la première séance ayant comme objectif de familiariser le sujet avec la tâche. Les résultats conservés pour fins d'analyse (10 bons essais au total) sont ceux ayant les caractéristiques suivantes: le sujet obtient une précision sur la cible de $100^\circ +$ ou $- 5^\circ$ et son temps de réaction se situe entre 100 et 600 ms. (Buckolz et Rodgers, 1980). Les essais qui sont rejetés, soit à cause d'une anticipation du signal de départ (un temps de réaction inférieur à 100 ms) ou un temps de réaction supérieur à 600 ms, sont repris jusqu'à ce que le nombre total de bons essais atteigne 10. Le nombre d'essais non réussis n'est pas comptabilisé. Dans la position de départ, le bras du sujet est maintenu par l'expérimentateur afin d'éviter une préactivation des muscles. Pour exécuter les mouvements dynamiques les commandes sont données au sujet par une série de trois lumières ressemblant à des feux de

circulation (vert, jaune, rouge) . Un tel système élimine les effets des commandes verbales irrégulières (Johansson et al., 1983). Le système de lumières qui est actionné par l'expérimentateur, fonctionne de la façon suivante: nous avons trois lumières, une rouge (en haut), une jaune (au centre) et une verte (en bas); lorsque le sujet est prêt, il regarde la lumière rouge (c'est une période de concentration) puis la lumière jaune allume (prêt) et finalement c'est la verte (go). À ce moment le sujet doit effectuer une contraction maximale le plus rapidement possible . L'intervalle de temps entre la lumière jaune et la lumière verte est déterminé par l'expérimentateur qui les contrôlent par un déclencheur externe relié à l'ordinateur qui donne à chaque essai un temps qui est aléatoire pour éviter toute anticipation de la part du sujet.

Traitemen t statistique

Pour chacune des conditions expérimentales, la moyenne des courbes d'activation pour les dix essais du sujet est calculée. Par la suite, nous établissons la courbe moyenne pour tous les sujets pour chacune des conditions et ce pour chacun des muscles étudiés. L'influence des positions accessoires sur les niveaux d'activation musculaire est analysée

par une analyse de variance de type AxB à mesures répétées (A= positions accessoires (3); B= Pourcentage du déplacement total (0 à 100%)). Le seuil de tolérance est de 0.01 pour toutes les conditions.

Résultats et discussion

Pour faciliter la lecture de cette section, les résultats sont divisés en fonction des mouvements étudiés, c'est-à-dire une section pour les mouvements d'adduction et une autre pour les mouvements d'abduction. Par la suite, chacune des sections est subdivisée en fonction des muscles étudiés. Par conséquent, les résultats seront présentés selon les divisions suivantes: adduction pour le deltoïde antérieur, adduction pour le grand pectoral, adduction pour le deltoïde postérieur, abduction pour le deltoïde antérieur, abduction pour le grand pectoral et en dernier lieu, abduction pour le deltoïde postérieur.

Adduction: deltoïde antérieur

La Figure 3.1 illustre les patrons d'activation du deltoïde antérieur lors de l'adduction de l'épaule dans le plan horizontal. L'axe des X est normalisé en pourcentage du déplacement total. Cette normalisation est rendue nécessaire parce que les

déplacements varient de 95 à 105°. Pour sa part l'axe des Y est gradué en microvolts (uV). Pour simplifier la lecture des résultats sur les rôles agoniste et antagoniste des différents muscles étudiés, nous allons procéder de la façon suivante. Lorsque le muscle étudié est agoniste au cours du mouvement dynamique (abduction ou adduction) il aura le symbole "+" (premier symbole). De même lorsqu'il est agoniste dans sa fonction accessoire, il recevra également le symbole "+" (deuxième symbole). Le symbole "-" est utilisé pour la fonction antagoniste. Le premier symbole nous renseigne sur le mouvement dynamique et le second sur la fonction accessoire. Par exemple le deltoïde antérieur aura le symbole (+;+) lors de l'adduction avec le bras en rotation interne et il aura le symbole (+;-) lors de l'adduction avec le bras en rotation externe. De plus il recevra le symbole (-;+) lors de l'abduction avec le bras en rotation interne et (-;-) lors de l'abduction avec le bras en rotation externe.

Les patrons d'activation musculaire observés à la Figure 3.1 sont caractérisés par deux bouffées d'activation. La première bouffée se retrouve dans la phase d'accélération en début de mouvement et la seconde en fin de mouvement dans la phase de freinage. Ces patrons d'activation musculaire sont typiques des mouvements balistiques (Barnett et Harding,

1955; Patton et Mortensson, 1971; Angel, 1974 et 1977; Lofthus, 1979; Lagassé, 1979; Wannstedt et al., 1979; Normand et al., 1982).

Les résultats de l'analyse de variance concernant l'influence de la position accessoire sur l'activation musculaire du deltoïde antérieur lorsque les sujets exécutent l'adduction du bras, sont résumés au Tableau 3.1. De cette analyse, le facteur A (les positions accessoires) et le facteur B (les pourcentages du déplacement total) sont significatifs. De plus il faut noter que l'interaction entre les facteurs A et B est également significative ($F (18,126) = 2.39$; $p = .0026$). Parce que l'interaction entre ces deux facteurs est significative, une analyse des effets simples a été réalisée. Les résultats de l'analyse des effets simples sont résumés au Tableau 3.2. De cette analyse, il apparaît que l'activation musculaire du deltoïde antérieur, lorsque le bras est en rotation interne, est significativement plus élevée de 60 à 100% du déplacement total. Cette période correspond d'ailleurs à la phase de freinage du mouvement.

Les patrons d'activation musculaire du deltoïde antérieur (Figure 3.1) lors de la phase d'accélération (de 0 à 50% du déplacement total) sont très peu affectés par la manipulation de la fonction accessoire. Par contre, les niveaux d'activation

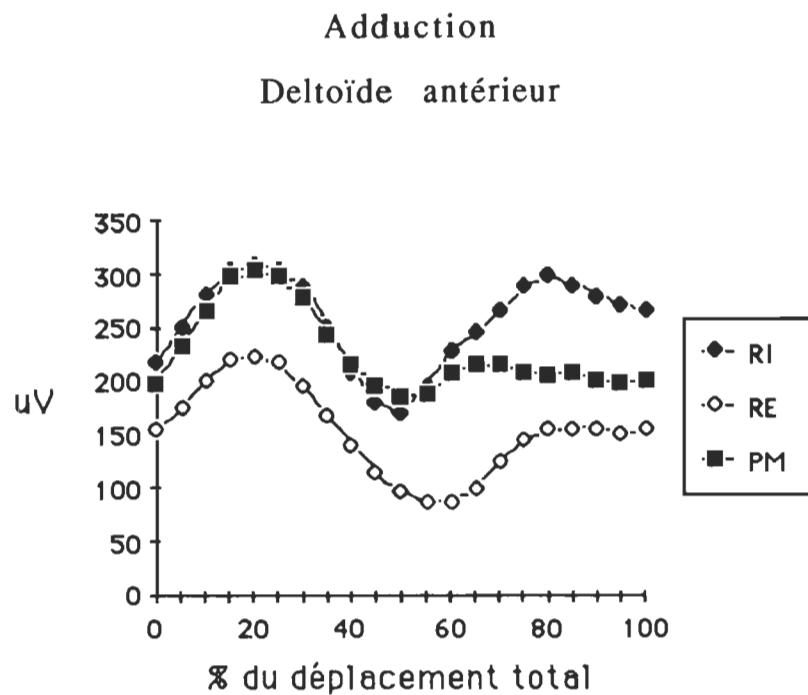


Figure 3.1. Illustration de la comparaison des patrons d'activation musculaire du deltoïde antérieur lors de l'adduction en fonction des trois positions accessoires (RI - rotation interne (+); RE - rotation externe (-); PM - position médiale).

musculaire sont, pour leur part, modifiés par la manipulation de la fonction accessoire, sans toutefois être significatifs. De fait, nous voyons à la figure précédente (3.1) que l'activation du deltoïde antérieur est diminuée de façon importante par rapport à la position médiale lorsque le bras est en rotation

Tableau 3.1

Résumé de l'analyse de variance pour le deltoïde antérieur lors de l'adduction du bras

Source de variation	dl	Somme des carrés	Carré moyen	F	P
Sujets	7	45.692	6.527		
a	2	18.827	9.413	8.990	.0031
Erreur	4	14.659	1.047		
b	9	13.588	1.510	2.83	.0072
Erreur	63	33.508	0.532		
a b	18	4.359	0.242	2.39	.0026
Erreur	126	12.752	0.101		

externe (+;-). On retrouve cette diminution de l'activité électrique en rotation externe (RE) du début à la fin du mouvement. Ces résultats concordent avec ceux de Basmajian et Fujiwara (1975), Kazai et al. (1978), qui ont rapporté que la fonction antagoniste d'un muscle bifonctionnel prédomine sur la fonction agoniste. Pour sa part Hogan (1985) explique que la tension exercée sur un muscle influence la force de contraction (tension-force). En manipulant la fonction accessoire nous affectons la longueur du muscle et par le fait même la tension

Tableau 3.2

Résumé des effets simples pour le deltoïde antérieur lors de l'adduction du bras

Effet	CMn	DLn	DLe	CMe	F	P
a à 10%	0.362	2	1 4	.076	4.782	.026
a à 20%	0.264	2	1 4	.083	3.194	.072
a à 30%	0.308	2	1 4	.061	5.090	.022
a à 40%	0.405	2	1 4	.126	3.209	.071
a à 50%	0.841	2	1 4	.265	3.179	.073
a à 60%	2.584	2	1 4	.410	6.307	.011
a à 70%	2.859	2	1 4	.328	8.713	.003
a à 80%	1.717	2	1 4	.347	4.953	.024
a à 90%	1.202	2	1 4	.167	7.178	.007
a à 100%	1.051	2	1 4	.096	10.907	.001

exercée sur ce muscle. L'influence de la fonction accessoire agoniste (+;+), en comparaison avec la fonction accessoire antagoniste (+;-) est visible dans la phase d'accélération de zéro à 50 % du déplacement total. En effet, lorsque le bras est en rotation interne l'activation musculaire est supérieure à celle observée lors de la rotation externe. Par contre, lors de la rotation interne l'activation musculaire enregistrée est pratiquement identique à celle enregistrée en position médiale et ce, dans les 50 premiers pour-cent du déplacement total.

Ces résultats confirment les dires des sujets. En effet, ces derniers ont mentionné qu'il y avait peu de différences entre réaliser l'adduction en rotation interne ou en position médiale

Dans la phase de freinage (60-100 % du déplacement total) l'influence de la fonction accessoire agoniste (+;+) est encore plus marquée (Figure 3.1). De fait, au cours de la phase de freinage lorsque le deltoïde antérieur participe à la rotation interne (+;+) l'activation musculaire est supérieure à celle observée lorsque le bras est en position médiale (position neutre) qui est, elle aussi, supérieure à l'activation musculaire observée lorsque le bras est en rotation externe (+;-). Ces résultats démontrent l'importance de la fonction accessoire sur le travail musculaire. Ces résultats corroborent ceux observés par Basmajian et Fujiwara (1975), Kazai et al. (1978) à l'effet que l'activation musculaire maximale d'un muscle bifonctionnel se retrouve lorsque les deux fonctions de ce dernier sont agonistes (+;+).

Il faut aussi mentionner le fait qu'un muscle bifonctionnel puisse subir l'influence synergique des muscles parcourant la même articulation (Fick, 1879; Lombard, 1903; Fenn, 1938; Elfman, 1939b; Winter, 1984; Hogan, 1985; Partridge, 1986; Wells, 1988; Van Ingen Schenau, 1989). Cette façon unique de coupler l'action d'un muscle bifonctionnel avec un autre muscle

est spécifique pour chaque muscle de même que pour chaque individu (Van Ingen Schenau, 1989).

Adduction: grand pectoral

Le grand pectoral agit comme agoniste lors de l'adduction du bras et il remplit aussi une fonction agoniste mais accessoire lorsqu'il effectue une rotation interne. Par conséquent, il est antagoniste lors de l'abduction et lors de la rotation externe. En résumé, le grand pectoral est "+,+" lors de l'adduction du bras en rotation interne; et "+;-" lors de l'adduction du bras en rotation externe.

La Figure 3.2 illustre les patrons d'activation du grand pectoral lors de l'adduction du bras. Tout au long du mouvement les profils provenant des courbes d'activation musculaire sont identiques tant au cours de la phase d'accélération qu'au cours de la phase de freinage.

Les résultats de l'analyse de variance concernant l'influence de la position accessoire sur l'activation musculaire du grand pectoral lors de l'adduction du bras, sont résumés au tableau 3.3. De cette analyse il ressort que l'interaction entre le facteur A et le facteur B n'est pas significative ($F (18,126) = 1.982$; $p = .015$).

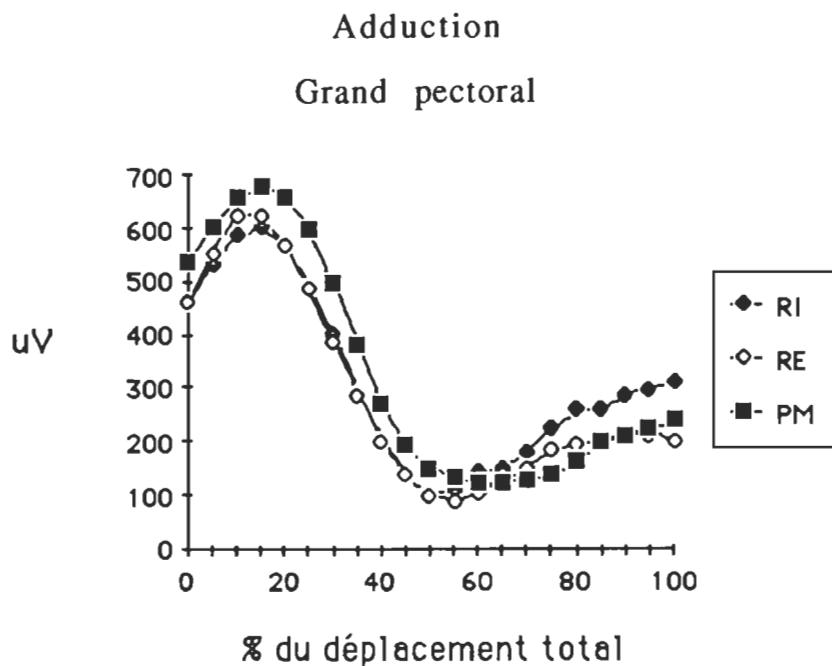


Figure 3.2. Illustration de la comparaison des patrons d'activation musculaire du grand pectoral lors de l'adduction en fonction des trois positions accessoires. (RI - rotation interne (+); RE - rotation externe (-); PM - position médiale)

Pour être en mesure de saisir le comportement du grand pectoral il faut bien comprendre ce qui se passe au niveau de l'articulation de l'épaule lors de l'exécution de tels mouvements. Selon Kapanji, les muscles de la ceinture scapulaire qui participent à la rotation interne sont: le grand dorsal; le grand rond; le sous-scapulaire et le grand pectoral.

Par contre, les muscles impliqués dans la rotation externe sont: le sous-épineux et le petit rond. Par conséquent, lorsque l'on effectue un mouvement du bras, l'activité EMG de certains muscles ne peut être enregistrées à cause de leur situation anatomique.

Tableau 3.3

Résumé de l'analyse de variance pour le grand pectoral lors de l'adduction du bras

Source de variation	dl	Somme des carrés	Carré moyen	F	P
Sujets	7	60.720	8.674		
a	2	5.538	2.769	4.276	.0355
Erreur	14	9.064	0.647		
b	9	119.923	13.325	8.373	.0000
Erreur	63	100.261	1.591		
a b	18	6.876	0.382	1.982	.0150
Erreur	126	24.291	0.193		

Lorsque le bras fait une rotation, la tête humérale effectue une rotation dans la cavité gléno-humérale d'environ 10 degrés (Kapadji) dépendamment de la flexibilité ainsi que

de la masse musculaire de chaque individu. Alors ce changement d'axe provoque un stress supplémentaire sur l'insertion de la partie claviculaire du grand pectoral qui influence son patron d'activation musculaire. Comme l'avait mentionné Van Ingen Schenau (1989), l'activité électrique musculaire est influencée par des contraintes anatomiques. Lorsque le bras est en adduction, l'insertion du deltoïde antérieur qui est au-dessus du grand pectoral a pour effet de provoquer une pression sur ce dernier, ce qui diminue l'effet mécanique des positions accessoires du grand pectoral.

L'activation du grand pectoral est diminuée lorsque le bras est en rotation externe (+;-). Ces résultats concordent ceux de Basmajian et Fujiwara (1975), Kazai et al. (1978). Lorsque l'on compare pour la phase de freinage le deltoïde antérieur en adduction (Figure 3.1) avec le grand pectoral toujours en adduction (Figure 3.2) il est évident que le deltoïde antérieur travaille davantage pour freiner le mouvement. Par contre, ces deux muscles démontrent un seul et même phénomène: il s'agit de l'ordre d'importance de la fonction accessoire dans la contraction musculaire.

Le fait de contracter les muscles afin d'obtenir une plus grande précision à la fin du mouvement semble faire ressortir les mêmes phénomènes démontrés par Van Ingen Schenau

(1989), c'est-à-dire lorsque le muscle est raccourci, il s'agit de l'endroit où il est le plus apte à travailler. C'est ce phénomène qui démontre que la rotation interne raccourcit le muscle (Kapanji) en comparaison à la rotation externe qui, pour sa part, étire le muscle, ce qui diminue sa capacité à produire un travail optimal (Hogan, 1985).

Adduction: deltoïde postérieur

Le deltoïde postérieur est "-,+" lors de l'adduction du bras en rotation externe; et "-;-" lors de l'adduction du bras en rotation interne.

À la Figure 3.3 on retrouve les patrons d'activation musculaire du deltoïde postérieur lors de l'adduction du bras. Il est possible de noter que la fonction accessoire influence les patrons d'activation musculaire du deltoïde postérieur. Dans les 40 premiers degrés de l'adduction, on note que les niveaux d'activation sont parallèles suivant la forme d'un plateau. Le niveau d'activation musculaire observé lorsque la fonction accessoire est agoniste (-;+) est supérieur à celui observé lorsque le bras est en position médiale qui pour sa part supérieur à celui observé lorsque la fonction accessoire est antagoniste (-;-). Il est à noter que le deltoïde postérieur à la

Figure 3.3 est antagoniste comparativement au deltoïde antérieur et au grand pectoral qui sont agonistes. Dans la

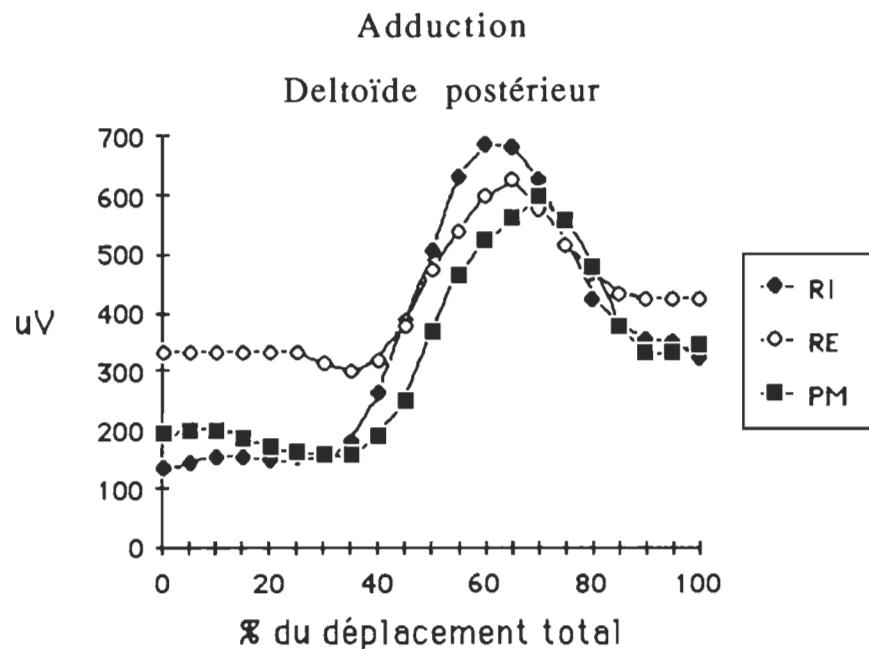


Figure 3.3. Illustration de la comparaison des patrons d'activation musculaire du deltoïde postérieur lors de l'adduction en fonction des trois positions accessoires. (RI - rotation interne (-) ; RE - rotation externe (+) ; PM - position médiale)

première phase du mouvement, le deltoïde postérieur a un rôle antagoniste à jouer. Les résultats de l'analyse de variance

concernant l'influence de la position accessoire sur l'activation musculaire du deltoïde postérieur lorsque les sujets exécutent l'adduction du bras, sont résumés au Tableau 3.4. De cette analyse il ressort que le facteur A, qui représente les fonctions accessoires, n'est pas significatif. D'une part, les résultats du facteur B (pourcentage du déplacement total) sont significatifs et d'autre part, l'interaction entre le facteur A et le facteur B est significative. ($F(18,126) = 2,225$; $p = .0054$). Parce que l'interaction entre les deux facteurs est significative, les résultats de l'analyse de effets simples sont résumés au Tableau 3.5. Les résultats des effets simples présentés au Tableau 3.5 ne sont pas significatifs même si l'interaction entre les facteurs A et B est significative. Par contre, lorsque l'on examine la tendance des courbes de la Figure 3.3, il semble que la fonction accessoire agoniste (-,+) prédomine en début de mouvement (0-40% du déplacement total) de même qu'à la toute fin du mouvement. Cette section du mouvement est normalement réservée pour la précision. D'autre part, dans la partie centrale des courbes (40-90%), les trois positions accessoires s'entremêlent.

Tableau 3.4

Résumé de l'analyse de variance pour le deltoïde postérieur
lors de l'adduction du bras

Source de variation	dl	Somme des carrés	Carré moyen	F	P
Sujets	7	55.333	7.905		
a	2	3.105	1.552	0.696	.5148
Erreur	14	31.203	2.229		
b	9	109.426	12.158	5.491	.0000
Erreur	63	139.501	2.214		
a b	18	9.293	0.516	2.225	.0054
Erreur	126	29.236	0.232		

Comme pour le deltoïde antérieur et le grand pectoral, il nous est possible de conclure lorsque que la fonction accessoire est agoniste (-,+) les niveaux d'activation musculaire sont plus élevés (Basmajian et Fujiwara, 1975; Kazai et al., 1978; Hogan, 1985, Van Ingen Schenau, 1989). De cette analyse, il apparaît que l'activation musculaire du deltoïde postérieur, lorsque le bras est en rotation externe, est plus élevée et ce de 0 à 40 % du déplacement total. Ces résultats confirment ceux obtenus par Fujiwara et Basmajian (1975), Kazai et al. (1978).

Tableau 3.5

Résumé des effets simples pour le deltoïde postérieur lors de l'adduction du bras

Effet	CMn	DLn	DLe	CMe	F	P
a à 10%	1.710	2	1 4	.986	1.734	.212
a à 20%	2.106	2	1 4	1.004	2.098	.160
a à 30%	1.449	2	1 4	.885	1.637	.230
a à 40%	0.358	2	1 4	.557	0.644	.540
a à 50%	0.267	2	1 4	.322	0.830	.456
a à 60%	0.114	2	1 4	.115	0.991	.396
a à 70%	0.086	2	1 4	.074	1.159	.342
a à 80%	0.027	2	1 4	.110	0.245	.786
a à 90%	0.030	2	1 4	.125	0.240	.790
a à 100%	0.052	2	1 4	.139	0.375	.694

Cependant lorsque l'on examine les résultats de la Figure 3.3 nous pouvons remarquer que dans la partie médiane des courbes les plus hauts niveaux d'activation musculaire se retrouvent lorsque le bras est en rotation interne. Alors comment expliquer que c'est lorsque la fonction accessoire est antagoniste nous retrouvons le maximum d'activation. Il apparaît plausible de croire que ce phénomène soit relié à l'étirement musculaire. En effet, lorsque le bras est en rotation interne le deltoïde postérieur subit un étirement. Cet

étirement se traduit par un travail du muscle comme le mentionnait (Hogan 1985).

Abduction: deltoïde antérieur

Au cours de l'abduction du bras le deltoïde antérieur est un muscle qui est antagoniste au mouvement. Par conséquent, les symboles seront: (-;+) lors de l'abduction avec le bras en rotation interne et (-;-) lors de l'abduction avec le bras en rotation externe.

Lorsque l'on regarde les courbes à la Figure 3.4, il est possible de noter que lorsque la fonction accessoire est agoniste (-,+) l'activation musculaire est plus élevée dans la phase d'accélération. Ces résultats corroborent ceux de Basmajian et Fujiwara (1975), Kazai et al. (1978), Hogan (1985) et Van Ingen Schenau (1989)

Par contre, toujours en regardant les tendances des courbes mais cette fois-ci pour la phase de freinage, il est possible de noter qu'il n'y a pas de différence significative entre les trois fonctions accessoires. Une première raison est probablement les contraintes anatomiques (Van Ingen Schenau, 1989) c'est-à-dire; à la fin du mouvement, les muscles antagonistes et synergistiques entrent en action pour pouvoir

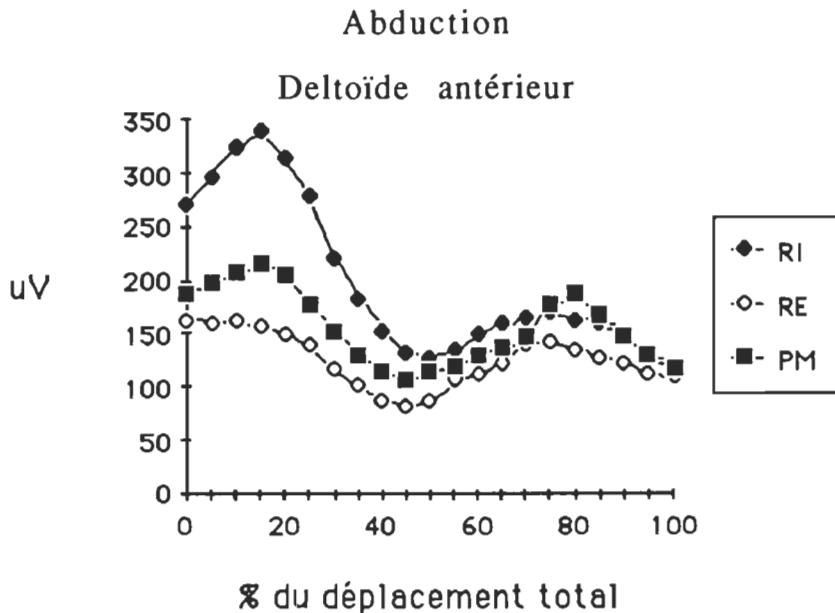


Figure 3.4. Illustration de la comparaison des patrons d'activation musculaire du deltoïde antérieur lors de l'abduction en fonction des trois positions accessoires. (RI - rotation interne (+); RE - rotation externe (-); PM - position médiale)

freiner avec une certaine précision pour ne pas rejeter l'essai (Hogan, 1985). Une deuxième raison serait que d'autres muscles de la ceinture scapulaire participent dans ce mouvement.

Les résultats de l'analyse de variance pour l'abduction sont résumés au Tableau 3.6. De cette analyse il ressort

qu'aucun facteur est significatif et que l'interaction entre les facteurs A et B n'est pas significative également ($F (18,126) = 2.055; p = .0112$).

Tableau 3.6

Résumé de l'analyse de variance pour le deltoïde antérieur lors de l'abduction du bras

Source de variation	dl	Somme des carrés	Carré moyen	F	P
Sujets	7	87.841	12.549		
a	2	10.729	5.365	1.773	.205
Erreur	14	42.363	3.026		
b	9	17.691	1.966	1.089	.3837
Erreur	63	113.731	1.805		
a b	18	6.962	0.387	2.055	.0112
Erreur	126	23.719	0.188		

Abduction: grand pectoral

Lorsque le mouvement à réaliser est une abduction avec le bras en rotation interne le symbole sera $(-;+)$, alors que lorsque le bras est en rotation externe le symbole sera $(-;-)$.

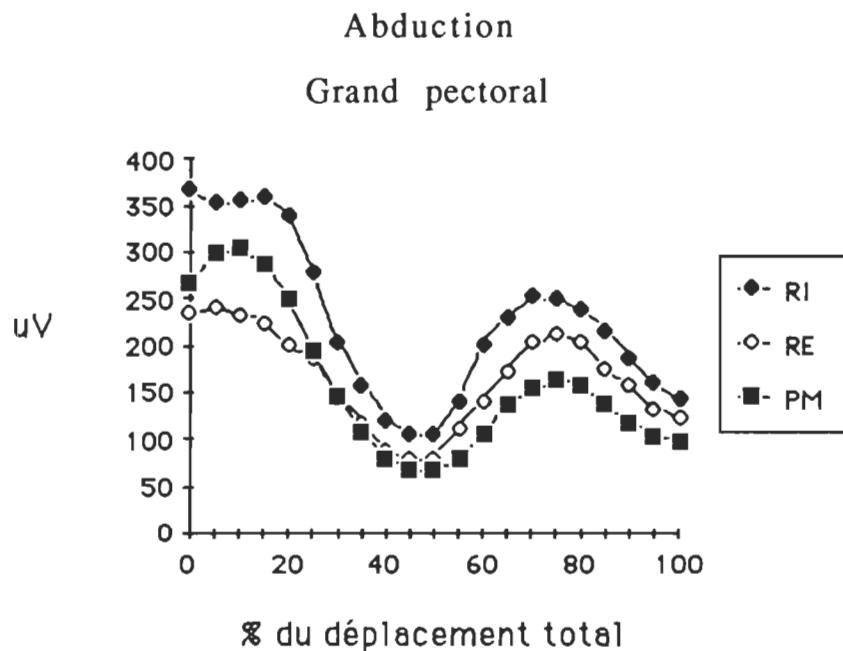


Figure 3.5. Illustration de la comparaison des patrons d'activation musculaire du grand pectoral lors de l'abduction en fonction des trois positions accessoires. (RI - rotation interne; RE - rotation externe; PM - position médiale)

Sur les courbes de la Figure 3.5, il est à noter, d'une part que lorsque le grand pectoral participe à la rotation interne (-;+), les niveaux d'activation sont plus élevés du début à la fin du mouvement. Tout comme pour l'adduction, la position anatomique du grand pectoral semble influencer ces patrons d'activité électromyographique. Ces résultats laissent voir que l'influence de la position accessoire est plus importante lorsque

le muscle est raccourci (Van Ingen Schenau;1989) comme nous l'avons observé précédemment. D'autre part, lorsque le bras est en rotation externe (position antagoniste) les niveaux d'activation électromyographique du grand pectoral sont inférieurs à ceux observés lorsque le bras est en rotation interne (Basmajian et Fujiwara, 1975; Kazai et al. 1978; Hogan, 1985; Van Ingen Schenau, 1989). Toujours en analysant les courbes d'activation du grand pectoral dans la phase de freinage (40 à 80% du déplacement total) nous notons que la fonction accessoire agoniste (-;+) est supérieure.

Lorsque l'on observe les résultats de l'analyse de variance au Tableau 3.7, il est à noté que tous les facteurs A, B et A x B sont non-significatifs.

Abduction: deltoïde postérieur

Puisque le deltoïde postérieur est un abducteur du bras, nous retrouverons dans cette section les symboles (+;+) lorsque le bras est en rotation externe et (+;-) lorsqu'il est en rotation interne.

A l'examen des courbes électromyographiques du deltoïde postérieur, il est possible de voir, dans la phase d'accélération, que lorsque la fonction accessoire est agoniste,

Tableau 3.7

Résumé de l'analyse de variance pour le grand pectoral lors de l'abduction du bras

Source de variation	d1	Somme des carrés	Carré moyen	F	P
Sujets	7	127.882	18.269		
a	2	4.246	2.123	1.728.	.2134
Erreur	14	17.198	1.228		
b	9	67.821	7.536	2.528	.0153
Erreur	63	187.793	2.981		
ab	18	3.279	0.182	0.674	.8309
Erreur	126				

l'activation musculaire augmente (Basmajian et Fujiwara 1975; Kazai et al. 1978; Hogan 1985; Van Ingen Schenau 1989)

Les résultats de l'analyse de variance concernant l'influence de la position accessoire sur l'activation musculaire du deltoïde postérieur lorsque les sujets exécutent l'abduction du bras, sont résumés au tableau 3.8. De cette analyse il ressort que l'interaction entre le facteur A et le facteur B n'est pas significative ($F = (18,126) = 1.229$; $p > 0.05$).

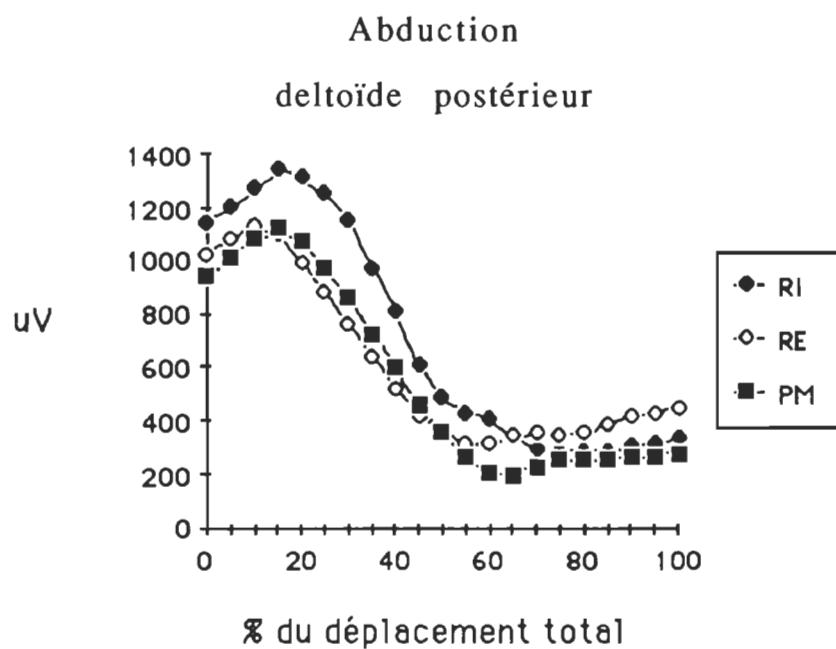


Figure 3.6. Illustration de la comparaison des patrons d'activation musculaire du deltoïde postérieur lors de l'abduction en fonction des trois positions accessoires. (RI - rotation interne; RE - rotation externe; PM - position médiale)

Tableau 3.8

Résumé de l'analyse de variance pour le deltoïde postérieur
lors de l'abduction du bras

Source de variation	d1	Somme des carrés	Carré moyen	F	P
Sujets	7	65.155	9.308		
a	2	1.844	0.922	1.46	.2642
Erreur	4	0.804	0.629		
b	9	81.128	9.014	14.3	.0000
Erreur	63	39.601	0.629		
a b	18	1.979	0.110	1.229	.2486
Erreur	126	11.278	0.090		

Conclusion

D'après les résultats de cette étude, l'influence de la fonction accessoire d'un muscle bifonctionnel est très importante. En effet, l'analyse des résultats laissent voir qu'il se produit un processus d'inhibition pour faciliter la tâche à effectuer lorsque le muscle agit comme agoniste pour le mouvement dynamique et comme antagoniste pour le mouvement accessoire.

Les mouvements réalisés au cours de cette expérience sont exécutés par des travailleurs et ce, sur une base régulière de travail. Il est évident que le travailleur doit, en plus, supporter son bras durant l'exécution de ces mouvements. Par conséquent, la fatigue encourue sera supérieure et la répétition du mouvement tout au cours d'une journée provoquera une utilisation musculaire plus importante. De toute évidence pour être en mesure de prévenir les blessures d'usure associées à ce genre de travail il est nécessaire de réduire les pourcentages d'utilisation musculaire des principaux muscles impliqués dans le mouvement. Pour cette raison, il serait important de démontrer aux travailleurs d'essayer de réaliser la tâche quotidienne en favorisant une fonction accessoire antagoniste. C'est-à-dire, lorsque le travailleur réalise un mouvement d'abduction horizontale du bras il serait préférable d'avoir une

fonction accessoire en rotation interne pour cette phase du travail et lors de l'adduction une fonction accessoire en rotation externe. En travaillant avec ces techniques il ce produit un raccourcissement musculaire qui permet aux travailleurs d'être plus confortables et ainsi retarder le processus de fatigue musculaire.

Il apparaît que l'utilisation de la fonction accessoire d'un muscle bifonctionnel influence la charge musculaire. Cette augmentation de la charge musculaire peut être un facteur important en ce qui a trait aux problèmes d'épaules chez les travailleurs manuels.

RÉFÉRENCES

Andrews, J.G. (1987). The functional roles of the hamstrings and quadriceps during cycling. Lombard's paradox revisited. Journal of Biomechanics, 20, 565-575.

Angel, R.W.,(1974). Electromyography during voluntary movement: the two-burst pattern. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 36, 483-498.

Angel, R.W. Antagonist muscle activity during arm movements: central versus proprioceptive influences. J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry. 1977, 40, 683-686.

Barnett, C.H., D. Harding. (1955). The activity antagonist muscles during voluntary movement. Annals of Physical Medicine. 2, 290-293.

Basmajian, J. V. (1957). Electromyography of two-joint muscles. Anat. Rec., 129, 371-380.

Buckolz, E. and R. Rodgers. (1980). The influence of catch trial frequency on simple reaction time, Acta Psychologica, 44, 191-200.

Delagi,E.F., A. Perotto, J. Iazzetti et D. Morrison. Anatomic guide for electromyographer. Charles C. Thomas publisher, 1975.

Elfman, H. (1939b). The function of muscles in locomotion, American Journal of Physiology 125, 357-366.

Fenn, W.O. (1938). The mechanics of muscular contraction in man. Journal of Applied Physics 9, 165-177.

Fick, A.E. (1879). Über Sweigelenkige Muskeln. Archiv. Anatomie Entwicklungsgegeschichte 3, 201-239.

Fujiwara, M., J.V. Basmajian. (1975). Electromyographic study of two joint muscles, Ann. J. Phys. Med., 54, 234-242.

Gregor, R.J., P.R. Cavanagh and M. Lafontaine. (1985). Knee flexor moments during propulsion in cycling - A creative solution to Lombard's paradox. Journal of Biomechanics, 18, 307-316.

Hagber, M. (1981-a). Work load and fatigue in repetitive arm elevation, Ergonomics, 24, 543-555.

Hagber, M. (1981-b). Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions. American Journal of Physical Medicine, 60, 111-121.

Herberts, P., R. Kadefors, G. Anderssen and I. Petersen. (1981). Shoulder pain in industry. An epidemiological study in welders. Acta Orthopaedica Scandinavica, 52, 299-306.

Hogan, N. (1985) The mechanics of multi-joint posture and movement control. Biological Cybernetics 52, 315-331.

Johansson, C.A., B.E. Kent et K.F. Shepart. Relationship between verbal command volume and the magnitude of muscle contraction. Phys. Ther. 1983, 63, 1260-1265.

Jorge, M. and M.L. Hull. (1986). Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. Journal of Biomechanics, 19, 317-329.

Kadefor, R., I. Petersén and P. Herberts. (1976). Muscular reaction to welding work: An electromyographic investigation, Ergonomics, 19, 127-148.

Kapandji, I.A. Physiologie articulaire. Tome I, membre supérieur, 5 ème édition.

Kazai, N., M. Kumamoto, N. Yamashita, N. Maruyama and Y. Tokukara. (1978). Role of the two joint muscle in joint movements, in E. Asmussen and K. Jorgenssen (eds) Biomechanics VI-A, University Park Press, 413-418.

Knutsson, E. et C.Richards. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. Brain. 1979, 95, 475-486.

Lagassé, P.P. (1979). Prediction of maximum speed of human movement by two selected muscular coordination mechanisms and by maximum static strength. Perceptual and Motor Skills, 49, 151-161.

Lofthus, G.K. (1979). Temporal firing sequences of antagonistic muscles. American Journal of Physical Medicine, 58(5), 230-239.

Lumbard, W.P. (1903). The action of two-joint muscles. American Physical Education Revue 8, 141-145.

Markee, J. E., J.J. Logue, M. Williams, W. B. Stanton, R. N. Wrenn

et L. B. Walker. (1955). Two-joint muscles of the thigh.

J. Bone Joint Surgery. 37, 125-142.

Normand, M.C., P.P. Lagassé, C.A. Rouillard and L.E. Tremblay.

(1982). Modification occurring in motor program during learning of a complex task in man, Brain Research, 241, 87-93.

Partridge, L.D. (1986) Frogs solve Bernstein's problem. The Behavioral and Brain Sciences 9, 619-620.

Patton, N.J., O.A. Mortensen. (1971). An electromyography study of reciprocal activity of muscles. Anatomical Records, 170, 255-268.

Sigholm, G., P. Heberts, C. Almström and R. Kadefor. (1984). Electromyographic analysis of shoulder load, J. of Orhtopaedic Research, 1, 379-386.

Suzuki, S., S. Watanabe and H. Homma. (1982). EMG Activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocity, Brain Research, 240, 245-258.

Van Ingen Schenau, G.J. (1989). From rotation to translation: Constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. Human Movement Science 8, 301-337.

Wannstedt, G., N. Mayer, and H. Rosenholtz. (1979).
Electromyographic features of an antagonist muscle.
Proceedings of the 4th Congress of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 16-17.

Wells, R.P. (1988) Mechanical energy costs of human movement: An approach to evaluating the transfer possibilities of two-joint muscles. Journal of Biomechanics 21, 955-964.

Winter,D.A. (1984) Kinematic and Kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. Human Movement Science 3, 51-76.

TEST DE LATÉRALITÉ D'EDINBOURG

NOM DU SUJET: _____

Indiquer quelle main vous préférez utiliser pour chacune des activités suivantes, en plaçant un + dans la colonne appropriée. Si la préférence est si forte que vous ne pourriez utiliser l'autre main qu'en y étant forcé, inscrire ++. Si par contre vous utilisez l'une ou l'autre main indifféremment, placer + dans les 2 colonnes.

Quelques activités demandent d'utiliser les deux mains; dans ces cas, la préférence a rapport à l'objet indiqué dans la parenthèse.

Répondre à chaque question.

Activité ou objet manipulé		GAUCHE	DROITE
1	Écrire		
2	Dessiner		
3	Lancer une balle		
4	Couper avec ciseaux		
5	Se brosser les dents		
6	Couper au couteau (sans fourchette)		
7	Utiliser une cuillère		
8	Balayer (main d'en haut)		
9	Frotter une allumette (allumette)		
10	Ouvrir une boîte (couvercle)		

IL	
----	--