UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

ANALYSES ÉLECTROMYOGRAPHIQUES LORS DE DIVERS EXERCICES DE DÉVELOPPÉ-COUCHÉ

MÉMOIRE PRÉSENTÉ COMME EXIGENCE PARTIELLE DE LA MAÎTRISE EN KINANTHROPOLOGIE

PAR KEVEN ARSENEAULT

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de ce mémoire se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.10-2015). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

REMERCIEMENTS

Je tiens à débuter mon mémoire en prenant le temps de remercier convenablement les gens qui ont permis l'accomplissement de cet ouvrage de recherche. Tout d'abord, un énorme merci à mon directeur de recherche, Pierre Sercia, qui m'a appuyé durant mes deux années et demie de maîtrise. Cela n'a pas été toujours facile et son support m'a été indispensable pour garder la motivation et le défi de surpassement de soi. Je me suis senti soutenu et valorisé tout au long de mon parcours au deuxième cycle.

Un gros merci à Carole Roy, technicienne de laboratoire de l'UQAM, qui m'a été d'une grande aide quant à la compréhension des logiciels d'analyse (ex. : DASYLAB) et de l'utilisation du matériel mise à ma disposition (ex. électrodes, accéléromètre, etc.), car cela était ma première expérience avec ce type d'instruments de mesure. Merci surtout pour tout le temps qu'elle m'a accordé.

J'aimerais de plus souligner les gens qui ont fait partie de mon projet de maîtrise sur une base volontaire, soit mes participants et mes membres de mon jury. D'une part, vous m'avez permis de recueillir des données qui permettent maintenant d'ajouter de la nouvelle information tangible dans la science du mouvement humain et d'autre part vous m'avez aidé par vos commentaires constructifs afin de faire de mon projet quelque chose d'encore mieux de ce que je l'imaginais au départ.

Un sincère merci à vous tous!

TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES FIGURES	vii
LISTE DES TABLEAUX	xi
RÉSUMÉ	xiii
INTRODUCTION	1
CHAPITRE I PROBLÉMATIQUE	3
1.1 L'entraînement en résistance	3
1.2 Le développement isolé d'un muscle	7
1.2.1 L'impact de la vitesse de mouvement dans l'isolation musculaire	9
1.3 Le développement isolé d'un faisceau musculaire	10
1.3.1 Variation de l'inclinaison du banc	12
1.3.2 Variation dans la largeur de la prise	14
1.3.3 Variation dans le type de prise	15
CHAPITRE II CADRE THÉORIQUE	17
2.1 Aspects anatomiques	17
2.1.1. Le grand pectoral	17
2.1.2. Le triceps brachial	19
2.2 Aspects contrôle moteur	19
2.2.1. Unités motrices	19
2.2.2. Synchronisation intra- et intermusculaire	21
2.2.3. Fuseaux neuromusculaires	21
2.3 Enregistrement du signal électrique à l'aide d'électrodes de surface	23
2.3.1 Bases théoriques : genèse du signal myoélectrique	23
2.3.2 Méthodologie d'enregistrement du signal EMG	24
2.3.3 Les facteurs qui affectent le signal EMG	28
2.4 Aspects hiomécaniques	30

	2.4.1. Force	31
	2.4.2. Moments de force (torque)	32
	2.4.3. Angle de mouvement	38
	2.4.4. Type de prise	40
2.5	Sollicitation musculaire lors du mouvement	43
	2.5.1. Recrutement musculaire selon la largeur et le type de prise	45
	2.5.2. Implication musculaire selon l'inclinaison du banc	50
2.6	. Aspects méthodologiques des études similaires	55
	2.6.1. Nombre de sujets	. 55
	2.6.2. Développé couché à la barre libre ou guidée	55
	2.6.3. Sites analysés et emplacement des électrodes	55
	2.6.4. Largeur de la prise	56
	2.6.5. Inclinaison du banc	56
	2.6.6. Période d'évaluation initiale	56
	2.6.7. Protocole d'évaluation EMG	56
2.7	Synthèse et question de recherche	. 57
	IAPITRE III ÉTHODOLOGIE	61
3.1	Le recrutement et l'éligibilité des candidats	61
3.2	Première rencontre avec les candidats – Séance d'évaluation	62
	3.2.1 Présentation des exercices	62
	3.2.2 Évaluation des 12RM	63
3.3	Deuxième rencontre avec les candidats – Séance d'enregistrement	64
	3.3.1 Préparation du candidat	64
	3.3.2 Le positionnement des électrodes	65
	3.3.3 Lieu de la prise des données et organisation temporelle	68
	3.3.4 Posologie (Charge/Tempo/Répétitions)	69
	3.3.5 Analyse cinématographique	69
	3.3.6. Le traitement du signal EMG.	73

3.3.7. Analyses statistiques	74
CHAPITRE IV LES RÉSULTATS	75
4.1 Les participants	75
4.2 L'angle d'abduction à l'épaule	76
4.3 Contraction volontaire maximale isométrique (CVMI) pré- et post- enregistrement EMG	77
4.4 Le faisceau claviculaire	78
4.4.1 Différences statistiques	80
4.5 Le faisceau sternocostal	80
4.5.1 Différences statistiques	82
4.6 Le faisceau abdominal	83
4.6.1 Différences statistiques	85
4.7 Le triceps brachial	86
4.7.1 Différences statistiques	88
4.8 Résumé	89
CHAPITRE V DISCUSSION	91
5.1 Le faisceau claviculaire du grand pectoral	91
5.1.1 La largeur de la prise	91
5.1.2 L'inclinaison	92
5.1.3 Le type de prise	93
5.2 Le faisceau sternocostal du grand pectoral	95
5.2.1 La largeur de la prise	95
5.2.2 L'inclinaison	96
5.2.3 Le type de prise	98
5.3 Le faisceau abdominal du grand pectoral	99
5.3.1 La largeur de la prise	99
5.3.2 L'inclinaison	99
5.3.3 Le type de prise	100

5.4 Le triceps brachial	100
5.4.1 La largeur de la prise	100
5.4.2 L'inclinaison	101
5.4.3 Le type de prise	103
5.5 Limites de l'étude	103
CONCLUSION	105
6.1 Applications pratiques	105
ANNEXE A VARIANTES DU DÉVELOPPÉ-COUCHÉ	107
ANNEXE B TABLE DE PRÉDICTION DU MAXIMUM	119
ANNEXE C MÉTHODOLOGIES DES DIFFÉRENTES ÉTUDES	120
ANNEXE D ENREGISTREMENTS DES DONNÉES DES CANDIDATS	122
ANNEXE E RÉSUMÉ DE LA MAITRISE DE KEVEN ARSENEAULT	162
BIBLIOGRAPHIE	163

LISTE DES FIGURES

Figure		Page
1.0	Illustration d'un A) Legs extension B) Épaulé de suspension	5
1.1	Illustrations d'un A) Back squat, B) Deadlift, C) Legs press	8
1.2	Illustrations d'un A) Stiff-leg deadlift, B) Lying legs curl	9
1.3	Vue antérieure et postérieure du biceps brachial	10
1.4	Illustration d'un A) travail aux anneaux en gymnastique, B) développé couché décliné	14
1.5	Impact d'une flexion/abduction de l'épaule dans la sollicitation des faisceaux claviculaire, sternocostal et abdominal du grand pectoral	16
2.0	llustration du muscle grand pectoral et de ses faisceaux	18
2.1	Illustration (a) d'une unité motrice et (b) d'une activation de plusieurs unités motrices provoquant une action musculaire	20
2.2	Illustration d'un réflexe à l'étirement impliquant un fuseau neuromusculaire dans le quadriceps (réflexe rotulien)	22
2.3	Représentation visuelle de l'activité des unités motrices en relation avec les électrodes. Plus le cercle (unité motrice) est foncé, plus l'unité motrice est mesurée par les électrodes (Criswell, 2011)	24
2.4	Analogie de l'amplification du signal EMG	. 26
2.5	Éliminations de l'artefact ECG du trapèze supérieur en utilisant un filtre de 100-200 Hz (côté gauche) et un filtre de 20-1000 Hz (côté droit)	. 27
2.6	Comparaison d'un signal brut (gauche) et d'un signal après traitement RMS (droite)	. 28
2.7	Effets du muscle sur la relation du signal EMG par rapport à la force (Lawrence et Deluca, 1983)	
2.8	Illustration de la composante de force lors d'un développé couché .	31

2.9	Exemple d'une force externe (ou par attraction terrestre)	33
2.10	Exemple d'une force interne (ou force musculaire)	34
2.11	Exemple de la variation de la distance de la barre par rapport à l'épaule	36
2.12	Exemple de la variation de la prise par rapport à l'épaule	36
2.13	Illustration de la distance entre la main et les articulations du coude et de l'épaule. Plus la ligne de couleur (verte ou bleue) est longue, plus le torque à l'articulation est important (valide avec des haltères seulement)	37
2.14	Illustrations d'un positionnement des coudes sous la barre (images du haut) et des coudes légèrement rentrés (images du bas)	38
2.15	Développé-couché décliné	39
2.16	Développé-couché à l'horizontale	39
2.17	Développé-couché incliné	40
2.18	Prise en supination lors d'un développé couché à l'horizontale	41
2.19	Illustration d'un A) développé couché avec poids libres et d'une B) presse pectorale	43
2.20	Implications musculaires du grand pectoral, du deltoïde antérieur, du deltoïde médian et du triceps lors d'un développé couché assisté (gauche) et d'un développé couché avec poids libre (droite)	44
2.21	Illustration d'un A) développé-couché en prise large, B) écarté- incliné, C) behind the neck military press, D) pec-deck et E) behind the neck lat. Pulldown	47
2.22	Sollicitation du faisceau sternocostal du grand pectoral lors de divers exercices de développé couché (Barnett et coll., 1995)	
2.23	Sollicitation du faisceau claviculaire du grand pectoral lors de diverses inclinaisons de développé couché (Barnett et coll., 1995)	50
2.24	A) Sollicitations du faisceau claviculaire du grand pectoral lors d'un développé couché incliné et décliné (Glass et Armstrong, 1997); B) Démonstration du C inversé lors d'un développé-couché	51

2.25	Sollicitations du faisceau sternocostal du grand pectoral lors d'un développé couché incliné et décliné (Glass et Armstrong, 1997)	52
2.26	Sollicitations du faisceau sternocostal du grand pectoral lors d'un développé couché à 4 inclinaisons (Trebs et al, 2010)	53
2.27	Sollicitations de la longue portion du triceps brachial lors d'un développé couché à 4 inclinaisons (Barnett et coll, 1995)	54
3.0	Placement des électrodes sur A) le faisceau claviculaire ; B) le faisceau sternocostal et C) le faisceau abdominal	65
3.1	Positionnement des électrodes sur le triceps brachial	67
3.2	Emplacement de l'électrode de référence (neutre), soit sur le tibia du participant	67
3.3	Positionnement de la caméra suspendue au plafond au-dessus des candidats	70
3.4	Présentation des 3 marqueurs positionnés sur le candidat (zones encadrées) ainsi que de la mesure de l'angle d'abduction à l'épaule par le logiciel Dartfish	70
3.5	Témoin lumineux permettant de faire correspondre le tracé EMG et la vidéo associée	72
3.6	Présentation du chemin du signal EMG de sa captation au muscle à son interprétation une fois normalisé	73
4.1	Effets de l'inclinaison du tronc (-15°, 0°, +30°), de l'espacement des mains (large vs serrée) et du type de prise (pronation vs supination) sur l'activité EMG du faisceau claviculaire du grand pectoral	79
4.2	Effets de l'inclinaison du tronc (-15°, 0°, +30°), de l'espacement des mains (large vs serrée) et du type de prise (pronation vs supination) sur l'activité EMG du faisceau sternocostal du grand pectoral	
4.3	Effets de l'inclinaison du tronc (-15°, 0°, +30°), de l'espacement des mains (large vs serrée) et du type de prise (pronation vs supination) sur	
4.4	l'activité EMG du faisceau abdominal du grand pectoral Effets de l'inclinaison du tronc (-15°, 0°, +30°), de l'espacement des mains (large vs serrée) et du type de prise (pronation vs supination) sur	84
4.5	l'activité EMG du chef long du triceps brachial	87

mains (large vs serrée) et du type de prise (pronation vs supination)	
sur l'activité EMG des trois faisceaux du grand pectoral (claviculaire,	
sternocostal et abdominal) et du tricens brachial	89

LISTE DES TABLEAUX

Tableaux	K.	Page
2.0	Sollicitation du faisceau claviculaire du grand pectoral lors de divers exercices de développé couché (Green et coll., 2007)	48
2.1	Sollicitation du faisceau sternocostal du grand pectoral lors de divers exercices de développé couché (Green et coll., 2007)	50
2.2	Synthèse des données EMG des faisceaux du grand pectoral selon différents mouvements de développé couché	57
4.0	Caractéristiques physiques des participants (n = 13)	75
4.1	Valeurs estimées du 1RM au développé-couché des participants selon la position	
4.2	Analyses de l'angle à l'épaule des candidats lors des mouvements de développé-couché en pronation	76
4.3	Résultats de l'analyse Bonferroni sur les angles à l'épaule lors d'une pris serrée sur trois inclinaisons différentes	
4.4	ésultats de l'analyse Bonferroni sur les angles à l'épaule lors d'une prise large sur trois inclinaisons différentes	
4.5	Angle moyen à l'épaule des candidats lors d'un développé- couché sur trois inclinaisons (-15°, 0°, +30°)	77
4.6	Évaluation du signal électromyogaphique maximal (millivolts) avant et après la séance d'enregistrement	
4.7	Résultats de la sollicitation EMG (en pourcentage) du faisceau claviculaire du grand pectoral pour les 13 cardidats sur les 12 mouvements analysés	78
4.8	Significativité (valeur de p) sur la différence de recrutement du faisceau claviculaire du grand pectoral entre 12 mouvements différents au développé-couché	
4.9	Résultats de la sollicitation EMG (en pourcentage) du faisceau sternocostal du grand pectoral pour les 13 candidats sur les 12 mouvements analysés	. 81

4.10	Significativité (valeur de p) sur la différence de recrutement du faisceau sternocostal du grand pectoral entre 12 mouvements différents au développé-couché	
4.11	Résultats de la sollicitation EMG (en pourcentage) du faisceau abdominal du grand pectoral pour les 13 candidats sur les 12 mouvements analysés	84
4.12	Significativité (valeur de p) sur la différence de recrutement du faisceau abdominal du grand pectoral entre 12 mouvements différents au développé-couché	
4.13	Résultats de la sollicitation EMG (en pourcentage) du triceps brachial pour les 13 candidats sur les 12 mouvements analysés	87
4.14	Significativité (valeur de p) sur la différence de recrutement du chef long du triceps brachial entre 12 mouvements différents au développécouché	88
4.15	Positionnement lors d'un développé-couché permettant un recrutement EMG maximal et minimal	89
4.16	Analyses d'effets simples pour chaque muscle	90

RÉSUMÉ

Cette étude a comparé l'activation du faisceau claviculaire, du faisceau sternocostal et du faisceau abdominal du grand pectoral et de la longue portion du triceps brachial lors d'une exécution de développé-couché dans plusieurs inclinaisons, types de prise et largeurs de prise. Treize hommes en santé avec plus d'un an d'expérience en entraînement ont participé à cette étude. Les sujets ont exécuté 6 répétitions de diverses variantes du développé-couché à des angles de -15°, 0° et 30° avec une largeur de prise à 100 % et 200 % de leur largeur biacromiale autant en pronation qu'en supination avec une charge équivalente à leur 12 répétitions maximales (RM) respectif pour chaque mouvement (12 exercices au total). L'activité électromyographique, l'accélération de la barre et l'angle d'abduction à l'épaule ont été enregistrée durant chacune des répétitions. L'activation du faisceau claviculaire du grand pectoral a été, comparativement à une prise large en pronation à 0°, significativement plus élevée lors d'une prise serrée en pronation à 0° (p=0.022) et lors d'une prise serrée en pronation à 30° (p=0.013). Aucune différence n'a toutefois été remarquée entre la prise large en pronation à 0° et la prise large en pronation à 30° (p=0.179). L'activation du faisceau sternocostal du grand pectoral a été, lors d'une prise large en pronation à 0°, significativement plus élevée que lors d'une prise serrée en supination à 0° (p<0.01); lors d'une prise large en supination à 0° (p<0.01); lors d'une prise serrée en pronation à 30° (p=0.001); lors d'une prise serrée en supination à 30° (p<0.01); lors d'une prise large en supination à 30° (p<0.01); lors d'une prise serrée en pronation à -15° (p=0.001) et lors d'une prise large en supination (p<0.01). L'activation du faisceau abdominal du grand pectoral a été significativement meilleure lors d'une prise large en pronation à -15° et à 0° comparativement à toutes les positions à 30°. Aucune différence n'a toutefois été observée entre la prise large en pronation à -15° et la même prise à 0° (p=1,000). Le triceps brachial a été mieux sollicité lors de la prise serrée à 0° et à -15° comparativement aux prises en supination à 0° et à 30°. Toutefois, aucune différence n'a été observée entre la prise serrée en pronation à 0° et la prise large en pronation à 0° (p=1.000). Afin d'optimiser le recrutement des faisceaux du grand pectoral, la variation de l'inclinaison du banc, du type de prise et de la largeur de prise est nécessaire.

Mots clés: entraînement en résistance, grand pectoral, développé-couché, électromyographie.

INTRODUCTION

Dans le cadre d'un programme d'entraînement visant à améliorer le développement musculaire d'un individu, le travail précis des groupes musculaires ou régions musculaires déficientes est primordial afin de trouver un équilibre physique tant au niveau de la proportion musculaire que de la symétrie. Pour ce faire, la sélection adéquate d'exercices musculaires est le meilleur moyen d'y parvenir. Par contre, la littérature actuelle ne semble pas s'entendre sur certains éléments véhiculés dans les salles de conditionnement physique. D'une part, certains auteurs mentionnent que le faisceau claviculaire du grand pectoral n'est pas bien travaillé par la position inclinée lors d'un développé-couché tandis que les adeptes d'entraînement disent le contraire. Certains athlètes prônent le développé-couché décliné pour travailler la région basse des pectoraux alors qu'il n'y a aucune littérature sur ce sujet. Perdent-ils leur temps ? Travaillent-ils la bonne région musculaire ?

Nous avons donc tenté de trouver des réponses à ces questions afin d'être en mesure d'aborder avec clarté cette réalité esthétique qui touche majoritairement plusieurs individus masculins. Celles-ci sont présentées à travers la problématique, soit l'explication de la mise en contexte ainsi que de la pertinence scientifique. Puis, nous exposons la question de recherche qui nous intéresse. Ensuite, nous détaillons la revue de la littérature propre à notre sujet de recherche à l'intérieur du cadre théorique et qui permettra d'énoncer les objectifs spécifiques. Ensuite, nous présentons notre méthodologie où nous retrouverons, entre autres, le matériel utilisé, le nombre de rencontres avec les candidats et les particularités nouvelles propres à notre étude. Il en découlera alors la présentation des résultats et la discussion d'après notre revue de la littérature. Enfin, nous terminerons par une conclusion où nous démontrons

l'application pratique des résultats de cette recherche dans la sphère de l'entraînement en résistance.

CHAPITRE I

PROBLÉMATIQUE

1.1 L'entraînement en résistance

L'entraînement en résistance, aussi connu comme étant un entraînement avec poids et haltères ou en musculation, est devenu l'une des formes d'exercice les plus populaires afin d'améliorer la condition physique générale d'un individu ou d'un athlète (Fisher et coll., 2016).

Le nombre de centres de conditionnement physique et d'espaces allouées pour l'entraînement dans les écoles et les cégeps est en constante augmentation. Les individus qui participent à un programme d'entraînement en résistance souhaitent généralement produire certains bénéfices sur leur santé et sur leur condition physique tels qu'augmenter leur force, augmenter leur masse maigre, diminuer leur pourcentage de graisse et augmenter leurs performances physiques en général pour un sport en particulier ou simplement pour faciliter leurs activités de la vie quotidienne (Fisher et coll., 2016). Un programme bien structuré et appliqué avec rigueur et consistance peut produire tous ces bénéfices (Schingshack et coll., 2013).

Également, plusieurs variétés d'entraînement en résistance peuvent être accomplies pour obtenir ces bénéfices. Nous pouvons penser, entre autres, à l'entraînement isocinétique, isométrique, pliométrique ou à résistance variable (Ramírez-Campillo et coll., 2014). De plus, plusieurs combinaisons de système d'entraînement (ex. : combinaison de répétitions, de séries ou de résistance) peuvent produire des gains significatifs en termes de force et d'hypertrophie musculaire aussi longtemps qu'un

stimulus d'entraînement (façon de s'entraîner) permettra l'atteinte d'une fatigue musculaire et des adaptations subséquentes. Pour mieux comprendre les informations présentées ci-dessus, voici une brève description du vocabulaire employé :

- Répétition: Une répétition est un mouvement complet d'un exercice. Elle consiste généralement en deux phases: l'action concentrique du muscle, soit la levée de la résistance, et l'action excentrique du muscle ou l'abaissement de la résistance.
- Série : Une série est un regroupement de répétitions exécuté de façon continue sans arrêt ou sans repos.
- Résistance: Une résistance est la charge appliquée ou utilisée lors d'un entraînement. Elle peut être fixe (ex. des poids libre de 20 lb) ou variable (ex. un élastique où la résistance [charge] est plus faible au départ du mouvement et plus élevée à la fin du mouvement.
- Phase concentrique: C'est la phase durant laquelle un muscle se contracte en se raccourcisant.
- Phase excentrique: C'est la phase durant laquelle un muscle se contracte en s'allongeant.

La plupart des athlètes et des passionnés en entraînement souhaitent augmenter leur force et leur puissance via des programmes d'entraînement en résistance afin d'améliorer leurs performances dans le sport ou leurs activités de la vie quotidienne. L'entraînement en résistance peut de ce fait améliorer les performances motrices [ex.: l'habileté à courir, à lancer un objet ou à monter des escaliers], lesquelles peuvent conduire à de meilleures performances dans un jeu, un sport ou également dans les activités de la vie quotidienne [Mayer et coll., 2011]. La quantité de surcharge utilisée lors d'un programme d'entraînement en résistance pour une tâche spécifique dépend de la « spécificité transférable » entre le programme d'entraînement et la tâche. Par

exemple, des exercices polyarticulaires [impliquant plusieurs articulations], tels que des épaulés de suspension [figure 1.0 B], auront un meilleur transfert des adaptations créées vers, par exemple, l'habileté à exécuter un saut vertical qu'un exercice uniarticulaire [mobilisation d'une seule articulation], tel qu'une extension des genoux assis [legs extension, figure 1.0 A] ou d'une flexion des genoux couchée [lying legs curl, figure 1.2 B] [Channell et Barfield, 2008].

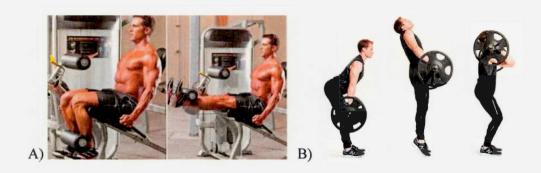


Figure 1.0 Illustration d'un A) Legs extension B) Épaulé de suspension

Dans les deux cas, les exercices polyarticulaires et uniarticulaires augmenteront la force des quadriceps et des ischiojambiers. Par contre, une plus grande similarité dans la biomécanique du mouvement et dans la façon de recruter les fibres musculaires entre un exercice polyarticulaire et la plupart des activités sportives ou de la vie quotidienne engageront un meilleur transfert des acquis. Ainsi, en général, les exercices polyarticulaires ont une meilleure spécificité de transfert des adaptations acquis que les exercices uniarticulaires (Young, 2006).

Le changement dans la composition corporelle est également très recherché par les passionnés en entraînement et les athlètes lorsqu'ils s'engagent dans un programme d'entraînement en résistance. Normalement, les changements souhaités sont une diminution du pourcentage de graisse et une augmentation de la masse maigre (Fisher

et coll., 2016). Tous ces changements peuvent être accomplis par un programme d'entraînement en résistance bien conçu et bien appliqué. Le succès dans n'importe quel programme d'entraînement dépend en fait de l'efficacité de la prescription d'exercices, laquelle devrait produire ultimement un stimulus d'entraînement.

Dans l'ensemble des sports, la préparation physique prend une place importante dans le développement de l'athlète. On parle ici d'améliorer la capacité physique de l'individu afin d'être meilleur dans son sport et sa position. Tel que stipulé précédement, l'entraînement en résistance fait partie des outils utilisés afin d'améliorer la force, la puissance, l'endurance et/ou l'hypertrophie musculaire (Hurley et coll., 1995 ; Tanaka et Swensen, 1998 ; Skelton et coll., 1995). Généralement, on variera les exercices, les angles de travail et le type d'exécution (avec poids libres, avec barres, avec machines) afin de permettre les meilleures adaptations et gains possibles. Par exemple, si un sport nécessite une bonne puissance des jambes (ex. : hockey) ou une bonne endurance de puissance des jambes (ex. : ski alpin, soccer ou tennis), un travail localisé sur ce groupe musculaire devra être accompli. L'analyse de la tâche fait partie intégrante de la préparation physique afin de repérer les groupes musculaires à solliciter dans le sport choisi (Ramírez-Campillo et coll., 2015). Une fois le travail musculaire repéré, nous pouvons planifier, par l'entraînement en résistance, quelle qualité musculaire et quel groupe musculaire nous travailleront en premier, le tout afin que chaque muscle impliqué puisse se développer à son plein potentiel. En ce sens, les exercices du programme d'entraînement devront alors être choisis afin de stimuler les bons muscles. Mais pouvons-nous réellement isoler un muscle à l'entraînement?

1.2 Le développement isolé d'un muscle

Les athlètes utilisent principalement l'entraînement en résistance pour améliorer leurs performances et pour diminuer le risque de blessure depuis plusieurs années (Holcomb et coll., 2007). Les programmes d'entraînement pour divers sports incluent généralement de multiples exercices, par exemple, pour les quadriceps tels qu'un « back squat » (figure 1.1A), un « deadlift » (figure 1.1B), un épaulé (figure 1.0B), un « leg press » (figure 1.1C) et une extension des genoux à la machine (figure 1.0A). Ce n'est pas inhabituel pour un athlète de faire ces exercices à l'intérieur de sa structure d'entraînement. Toutefois, dans ceux-ci, les ischiojambiers (biceps fémoral [longue portion], le semi-tendineux et le semi-membraneux) ne reçoivent pas le même stimulus d'entraînement que les quadriceps. Le résultat de ce travail inégal entre les deux groupes musculaires antagonistes pourrait mener à un débalancement de forces causant ainsi un stress sur les ligaments croisés du genou (Holcomb et coll., 2007). Un travail isolé des ischiojambiers est alors fortement recommandé. Mais comment pouvons-nous vraiment isoler un muscle avec des exercices ?

Reprenons cet exemple. Les 3 muscles qui constituent les ischiojambiers permettent l'extension de la hanche et la flexion du genou (Baratta et coll., 1988 ; MacConaill et Basmajian, 1969). MacConaill et Basmajian (1969) ont démontré que les trois muscles des ischiojambiers se contractent indépendamment de l'angle à la hanche ou au genou. Toutefois, l'efficacité du semi-membraneux, du semi-tendineux et de la longue portion du biceps fémoral en tant qu'extenseur est reliée à l'action au genou (Luttgens et Wells, 1982). Il a été démontré que les ischiojambiers présentent une activité électromyographique maximale durant un mouvement d'extension de la hanche lorsque le genou est simultanément stabilisé et fléchi. Ils sont toutefois actifs à leur seuil minimal lorsqu'il y a une extension du genou et de la hanche simultanément, telle que lors de la phase concentrique lors d'un « back squat » (Basmajian et Deluca,

1985 ; Wrigth, 1962). Par contre, le « back squat » est décrit dans plusieurs livres d'entraînement comme étant un exercice qui développe les muscles ischiojambiers (Fahey, 1994 ; Hesson, 1991). De ce fait, plusieurs athlètes ont alors incorporé le « back squat » et des mouvements similaires afin d'améliorer la force de leurs ischiojambiers en dépit du fait que ces derniers ne jouent pas un rôle majeur dans ces mouvements tel que spécifié par Basmajian et Deluca (1985) et Wrigth (1962).



Figure 1.1 Illustrations d'un A) Back squat, B) Deadlift, C) Legs press

Afin de développer la force des ischiojambiers, une résistance doit être appliquée contre les mouvements qui nécessitent la participation des ischiojambiers, soit lors de résistance contre une flexion du genou. Wright et coll. (1999) ont comparé l'implication et les différences dans l'isolation du recrutement des ischiojambiers lors d'un « stiff-leg deadlift », d'un « leg curl » et d'un « back squat ». Sur le plan analytique, une des méthodes d'évaluation de l'activation musculaire durant des contractions répétées est l'électromyographie (EMG). Cette dernière permet de quantifier et de mesurer les signaux de l'activité des unités motrices dans le muscle ciblé à partir d'électrodes placées au-dessus du ventre musculaire. Les résultats de l'étude de Wright et coll. (1999) ont alors démontré que le « stiff-leg deadlift » et le « leg curl » stimulaient les ischiojambiers à leur meilleur sans différence significative entre eux et que le « back squat » recrutait les ischiojambiers à la moitié de ce que les deux premiers exercices ont réussi à générer comme signal électromyographique

(EMG). Le « stiff-leg deadlift » (figure 1.2A) et le « lying leg curl » (figure 1.2B) sont donc en mesure de mieux isoler les ischiojambiers qu'un « back squat » (figure 1.1A).



Figure 1.2 Illustrations d'un A) Stiff-leg deadlift, B) Lying legs curl

Une autre façon d'isoler un muscle a été démontré par l'impact de la vitesse de mouvement. L'activation musculaire et la production de force sont dépendantes du type de contraction et de la vitesse du mouvement. Par exemple, augmenter la vitesse de contraction des actions concentriques a été associé à une plus grande activité électromyographique et une augmentation de la demande métabolique comparé à des vitesses plus lentes (Heckathorne et Childress, 1981). De ce fait, une étude de Kulig et coll. (2001) a analysé l'impact de la vitesse de mouvement dans le recrutement isolé des muscles sur la face antérieure du bras, soit le biceps brachial et le brachial, lors de flexion des coudes avec surcharge. Les résultats de cette étude ont démontré qu'un mouvement effectué à une vitesse lente (10 secondes en excentrique et 2 secondes en concentrique) isolait davantage le muscle brachial tandis que les mouvements rapides

(2 secondes en excentrique et 2 secondes en concentrique) isolaient davantage le biceps brachial. Cela serait dû à la forme physiologique de chacun des muscles ainsi que par leur concentration prédominante d'un type de fibre. Par exemple, un muscle fusiforme (ici le biceps brachial) est un muscle biarticulaire qui est sollicité durant des mouvements pluriarticulaires et qui répond favorablement à des mouvements rapides. Le biceps est également un muscle riche en fibres rapides (type II) (Elder, 1982). Par ailleurs, un muscle uni ou multipenné (ici le brachial) est généralement utilisé à travers une seule articulation et est recruté lors de contraction tonique, soit à des fins de stabilisation ou de mouvements lents (Steindler, 1955). Il est donc bien démontré qu'une sollicitation isolée d'un muscle est possible. Cela soulève alors une seconde question : pouvons-nous isoler un faisceau musculaire avec certains exercices d'entraînement?

1.3 Le développement isolé d'un faisceau musculaire

Lors d'une étude anatomique accomplie sur le biceps brachial, une division du nerf musculo-cutané a été retrouvée démontrant une subdivision du muscle en 6 sections distinctes (Segal, 1992; figure 1.3). La courte portion et la longue portion du biceps brachial se subdivisaient alors en 3 sections respectivement et chacune d'entre elles avait des rôles différents dans le mouvement de flexion du coude (huméro-ulnaire) et/ou de supination de l'articulation huméro-radiale. Par ailleurs, avec l'aide de l'électromyographie, des recherches ont démontré de plus qu'il était possible d'activer, par exemple, certaines portions du grand pectoral (Barnett et coll., 1995; Brown et coll., 2007; Clemons et Aaron, 1997; Glass et Armstrong, 1997).

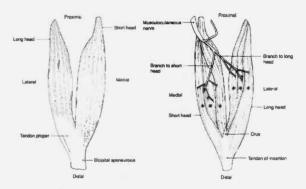


Figure 1.3 Vue antérieure et postérieure du biceps brachial (Segal, 1992)

Dans des muscles multifonctionnels, le recrutement des unités motrices dépend de la tâche ou de la direction de la force exercée (Buchanan et coll., 1986 ; Sale, 1988 ; Shelvin et coll., 1969 ; Sirin et Patla, 1987 ; Ter Haar Romeny et coll., 1982 ; Ter Haar Romeny et coll., 1984). De ce fait, il y a une relation directe entre l'emplacement des unités motrices dans le muscle et l'amplitude dans lesquelles elles sont recrutées. Ces patrons de recrutement sont retrouvés dans des muscles avec une origine assez large, tels que le grand pectoral (Basmajian et Deluca, 1974). En exemple, ce dernier peut être utilisé dans une combinaison de mouvement (flexion, extension, adduction, adduction horizontale et rotation interne de l'épaule) à travers plusieurs plans anatomiques.

La spécificité du recrutement des unités motrices est également supportée par le concept que l'avantage mécanique dans une direction précise promeut l'utilisation de certaines d'entres-elles tandis qu'une autre tâche dans une autre direction mettrait l'emphase sur le recrutement d'autres unités motrices (Fleck et Kraemer, 1987; Sale, 1988). Shelvin et coll. (1969) ont trouvé une relation définie entre la direction du mouvement et le recrutement des fibres musculaires dans les pectoraux. Cette recherche suggère que la direction du mouvement impliquant l'utilisation des pectoraux déterminera quelles unités motrices seront activées afin d'accomplir une

tâche précise. En fait, la pensée courante et rationnelle d'exécuter le développé couché (bench press) à différents angles afin d'isoler différentes zones du grand pectoral en augmentant le recrutement du nombre des fibres musculaires est déjà un concept bien répandu dans le monde de l'entraînement (Delavier, 2005). De plus, selon les théories d'entraînement, l'isolation et l'augmentation de la fréquence d'activation d'une région musculaire entraîneront une hypertrophie musculaire (Fleck et Kraemer, 1987). L'analyse de ce point sera décrite dans le prochain point (1.4) en fonction du recrutement des faisceaux du muscle grand pectoral. Un intérêt est ainsi porté sur le recrutement de ce muscle lors d'un développé-couché étant donné qu'il existe une discordance actuelle entre ce que la science véhicule comme message et ce qui est mentionné dans les centres de conditionnememnt physique.

1.4 Variation de l'inclinaison du banc

Le développé couché est l'exercice le plus utilisé pour développer le haut du corps (Egger et coll., 1989), particulièrement pour les pectoraux (Wilson et coll., 1989). Le développé couché à l'horizontale est reconnu comme étant un exercice essentiel afin de développer les deux principaux faisceaux du grand pectoral, soit les faisceaux claviculaire et sternocostal (Power et Stratton, 1989). Les différentes actions des deux faisceaux du grand pectoral peuvent être démontrées en fléchissant l'épaule à environ 60°. À partir de cette position, le faisceau claviculaire est un fléchisseur de l'épaule tandis que le faisceau sternocostal est un extenseur (Lockhart, 1974). Les deux faisceaux agissent toutefois ensemble durant la rotation interne et l'adduction horizontale de l'épaule (Williams et Warwick, 1980). Basé sur ces informations, le développé incliné a alors été perçu de façon à permettre de développer principalement la portion claviculaire du grand pectoral (Egger et coll., 1989). Par contre, Barnett et coll. (1995) n'ont toutefois trouvé aucune différence significative dans la sollicitation de ce faisceau entre la position au développé couché à l'horizontale et à l'incliné. De

plus, il y a plusieurs évidences qu'il se produirait une diminution marquée de la sollicitation du faisceau sternocostal durant le développé couché incliné comparativement au développé couché à l'horizontale (McLaughlin, 1984; Barnett et coll. 1995; Trebs et coll., 2010).

Il est également couramment entendu que le faisceau sternocostal serait préférablement activé lors du développé couché décliné (Egger et coll., 1989 ; McLaughlin, 1984). En fait, Barnett et coll. (1995) ont démontré une diminution de la sollicitation de ce faisceau lors d'une position déclinée. Également, dans cette même étude, il a été noté que de façon générale qu'une prise plus large des mains sur la barre demandait plus d'activité des muscles grands pectoraux et qu'une prise plus étroite sollicitait davantage les triceps. D'autres études abondent dans le même sens également (Cook et Stewart, 1981 ; McLaughlin, 1984 ; Rasch, 1982).

Le faisceau abdominal du grand pectoral est souvent oublié dans les livres d'anatomie, malgré le fait que Manktelow et coll., en 1980, avaient déjà démontré une séparation dans le muscle chez les humains. À cette région musculaire vient le souci de son développement lorsqu'on parle de sportifs tels que culturistes (esthétisme), gymnastes (travail aux anneaux [figure 1.4A]), etc. Encore maintenant, la pensée commune dans les salles de conditionnement physique est que le développé couché décliné (figure 1.4B) solliciterait davantage cette région. Toutefois, aucune étude n'a été accomplie sur cette position pour en confirmer les faits. Seulement Brown et coll. (2007) ont remarqué une augmentation de la sollicitation de la section abdominale lors d'une adduction de l'épaule (par une contraction isométrique en adduction à partir d'un bras en abduction de 20° chez 20 sujets).



Figure 1.4 Illustration d'un A) travail aux anneaux en gymnastique, B) développé couché décliné

1.3.2 Variation dans la largeur de la prise

Madsen et McLaughlin (1984) ont signalé que les leveurs expérimentés utilisent davantage une prise plus large que les débutants, entraînant une plus petite distance verticale à parcourir par la barre de la poitrine à l'extension complète des coudes. Il est également remarqué que les leveurs les plus larges (grande distance biacromiale) déposent leur barre sur leur poitrine plus en inférieure par rapport à l'épaule que des leveurs plus moins larges (McLaughlin, 1985). De plus, dans un article sur la technique du développé couché pour les dynamophiles, McLaughlin (1985) a suggéré qu'une prise plus large améliorerait les performances de force. Il mit également l'emphase sur la relation inverse entre la largeur de la prise et la distance verticale que la barre doit parcourir, résultant en moins de travail à effectuer à des positions plus larges. Il évoqua de plus une relation positive entre la largeur de la prise et l'implication du grand pectoral (meilleur recrutement dans une prise plus large) ainsi qu'une autre relation positive entre une prise plus rapprochée et l'implication du triceps.

Lander et coll. (1985) ont comparé le développé couché avec une barre libre avec un développé couché de façon isocinétique. Une prise équivalente à la largeur du tronc combinée à la longueur des l'humérus (bras) a été utilisé comme point de référence. À partir de cette position, les sujets pouvaient varier la position de leurs mains de ±5 cm.

Ces ajustements ont permis de déterminer, à partir de 2 caméras, que les prises serrée, moyenne et large correspondaient respectivement à des angles à l'épaule de 80, 90 et 98°. Lander et coll. (1985) ont trouvé qu'une prise plus serrée permettait aux leveurs de générer considérablement plus de force au départ (déterminé par un capteur à la pression dans la machine), mais que la production de force était entravée près de la fin de la levée. Chez les sujets utilisant la prise la plus large, l'explosivité initiale était compromise.

Par ailleurs, une prise modérée (c.-à-d. largeur du tronc additionnée des longueurs des deux bras) permet d'obtenir les caractéristiques positives des deux autres prises (large et serrée). L'explosivité initiale n'est pas compromise et l'utilisation du grand pectoral semble également optimale. De plus, par rapport au tronc, les bras tendent à se déplacer pour former un angle de 90° d'abduction à l'épaule lors de la fin de la levée, probablement afin d'employer de façon optimale le grand pectoral. Wagner et coll. (1992) et Clemons et Aaron (1997) ont également examiné l'effet de la largeur de la prise sur les performances du développé couché démontrant que plus la prise est large, plus le grand pectoral est sollicité (comparaison de différentes largeurs de prise, soit 100, 130, 165 et 200 % de la largeur biacromiale).

1.3.3 Variation dans le type de prise

Il existe en fait deux types de prise pouvant être utilisée lors du développé couché : la prise en pronation (classique) et en supination. Depuis plusieurs années, les adeptes de l'entraînement musculaire ont toujours pensé que pour solliciter, par exemple, le faisceau claviculaire du grand pectoral, qu'il suffisait de seulement incliner le banc au développé couché. Malheureusement, deux études réalisées en 1995 par Barnett et cell. et en 1997 par Glass et Armstrong ont démontré que l'inclinaison du banc ne favorisait aucunement une meilleure sollicitation du faisceau claviculaire du grand pectoral. À

l'inverse, le meilleur recrutement (+27 % comparativement au développé couché en pronation à l'horizontale) a été observé au développé couché à l'horizontale, les mains en supination en prise large, soit 200 % de la largeur biacromiale (Barnett et coll., 1995).

En concomitance, d'autres analyses sur le recrutement du faisceau claviculaire (Inman et coll., 1944) ont démontré une augmentation de sa sollicitation lors d'une flexion de l'épaule ayant une activité électromyographique maximale à un angle de flexion de 115-120 degrés (figure 1.5). Sachant qu'au développé couché l'angle d'abduction à l'épaule en flexion est de 90 degrés, nous pouvons alors supposer qu'une inclinaison du banc à 30 degrés portant l'angle d'abduction à l'épaule à 120 degrés combinés avec les résultats favorables de Barnett et coll. (1995), soit les mains en supination en prise à 150-200 % de la largeur biacromiale, devrait augmenter davantage le recrutement du faisceau claviculaire du grand pectoral. Ce dernier point n'a toutefois jamais été vérifié. Il serait donc important de déterminer la contribution des faisceaux du grand pectoral sous différentes conditions d'exécution, notamment l'inclinaison du banc, la largeur de la prise et le type de prise.

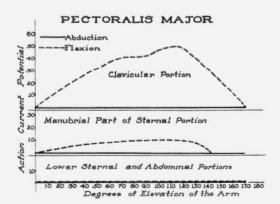


Figure 1.5 Impact d'une flexion/abduction de l'épaule dans la sollicitation des faisceaux claviculaire, sternocostal et abdominal du grand pectoral (Inman et coll., 1944).

CHAPITRE II

CADRE THÉORIQUE

2.1 Aspects anatomiques

Afin de mieux comprendre l'implication musculaire lors de divers exercices de développer ciblant la région antérieure du tronc, il faut tout d'abord énumérer plus en profondeur les muscles impliqués. En fait, trois muscles principaux sont agonistes à ce type de mouvement et deux muscles sont secondaires (Marieb, 1998; Tortora, 2001): le grand pectoral, le triceps brachial, le deltoïde antérieur (muscles principaux), le dentelé antérieur et le coraco-brachial (muscles secondaires). Étant donné que les volets anatomiques sont déjà bien connus et bien documentés dans la littérature, cette partie se concentrera uniquement sur les points d'intérêt de l'étude, soit l'analyse du grand pectoral et du triceps brachial.

2.1.1 Le grand pectoral (pectoralis major)

Le grand pectoral est un muscle qui permet une adduction horizontale, une rotation interne, une flexion sagittale et une adduction de l'épaule. Ce muscle se divise principalement en trois régions distinctes, malgré le fait que plusieurs des livres d'anatomie (Marieb 1998; Tortora 2001) le divisent seulement en deux sections : les faisceaux sternocostal et claviculaire. Pourtant, des études datant de plus de 50 ans évoquent le fait que l'humain aurait un troisième faisceau situé à la fin du manubrium, concernant le bas des pectoraux. Une analyse anatomique du muscle pectoral chez les mammifères a montré deux muscles distincts, soit le pectoralis sublimus et le pectoralis profondus (Bradley et coll., 1927; Hebel, 1976). Ce nombre est maintenu chez les primates qui ont une séparation dans le muscle, soit le pectoralis major et le pectoralis

abdominalis (Raven, 1950). Dans l'évolution de la position debout, le bras a commencé à rester sur les côtés du corps et les tendons des portions profondes et superficielles du grand pectoral ont commencé à fusionner, près de leur insertion sur l'humérus. Manktlelow et coll. (1980), dans une étude anatomique détaillée, ont démontré des éléments vasculaires et neuraux indépendants dans le un cinquième du grand pectoral humain chez 70 % des cadavres. Ainsi, le potentiel du segment et de la fonction indépendante de la partie inférieure (1/5) du muscle existe, correspondant à la portion abdominale du faisceau sternocostal. L'étude de Wolfe et coll. (1992) appuie ce fait par la structure cellulaire des fibres (angle d'insertion des fibres), car ils ont trouvé des fibres multipennées dans cette portion et des fibres unipennées partout ailleurs sur le grand pectoral. De plus, deux autres livres d'anatomie mentionnent ce troisième faisceau dans la structure du grand pectoral (Netter, 1997 ; Schünke, 2016).

• Origine:

- o Faisceau sternocostal : Bord sternal des 6 premières côtes.
- o Faisceau claviculaire : Bord médial de la clavicule.
- o Faisceau abdominal: Diaphyse des côtes 5 et 6.
- Insertion : Crête du tubercule majeur.
- Action: Lorsque le bras est à 45 degrés: flexion par le faisceau claviculaire et extension par les faisceaux sternocostal et abdominal; pour les 3 faisceaux: adduction, adduction horizontale et rotation médiale.



Figure 2.0. Illustration du muscle grand pectoral et de ses faisceaux.

2.1.2 Le triceps brachial (triceps brachii)

Le triceps fait également partie des mouvements de poussée afin de permettre une extension du coude.

· Origine:

- o Chef latéral : Face latérale et postérieure de l'humérus.
- o Chef médial: Toute la face postérieure de l'humérus.
- Chef long: Tubercule infraglénoïdal (sous la cavité glénoïdale de la scapula).
- Insertion : Olécrane de l'ulna.
- Action: Extension du coude (trois chefs) et extension de l'épaule (chef long)

2.2 Aspects contrôle moteur

2.2.1 Unités motrices

La première étape afin de produire une adaptation à un programme d'entraînement en résistance est d'activer les muscles afin de produire une force qui permettra de soulever une charge. Pour ce faire, la compréhension de l'innervation neurale qui sous-tend cette mécanique est donc nécessaire : nous parlons ici de l'unité motrice. Une unité motrice est composée d'un neurone et de toutes les fibres que son motoneurone alpha innerve. Chaque fibre musculaire est innervée par au moins un motoneurone alpha. Plus le nombre de fibres dans une unité motrice est faible, plus la quantité de force pouvant être produite sera faible lorsque cette unité motrice sera activée. Le nombre de fibres musculaires d'une unité motrice dépend de la qualité de contrôle musculaire nécessaire pour sa fonction. Par exemple, dans les muscles qui étirent le cristallin de l'œil, les unités motrices peuvent contenir seulement 10 fibres musculaires, tandis que dans le gastrocnémien, 1000 fibres musculaires peuvent être trouvées dans une seule unité

motrice. En moyenne pour l'ensemble des muscles du corps, une unité motrice comporte environ 100 fibres musculaires (Fleck et Kramer, 1987).

Une fois que le cerveau a envoyé sa demande aux unités motrices, le mouvement des ions ou des molécules chargées causera un influx électrique qui descendra la membrane d'un axone ou d'une dendrite. L'influx dans un axone causera le relâchement de composés chimiques appelés neurotransmetteurs dans la synapse (entre les neurones) ou dans la jonction neuromusculaire (la synapse entre le neurone et la fibre musculaire). Le neurotransmetteur se fixera aux récepteurs de la fibre musculaire, lesquels amorceront un nouveau courant électrique. Ce nouvel influx parcourra les fibres musculaires et provoquera une action musculaire. Dans le cas d'une unité motrice alpha, le stimulus électrique pour des actions volontaires proviennent dans le cortex moteur et parcours le système nerveux de neurone en neurone jusqu'à ce qu'il atteigne la jonction neuromusculaire. L'amplitude de ce courant électrique sera en fonction du nombre d'unités motrices recrutées. Plus il y aura d'unités motrices sollicitées, plus le courant électrique sera grand à l'intérieur du muscle et émettra un plus grand signal électromyographique.

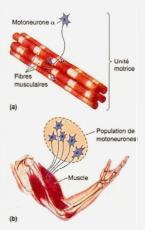


Figure 2.1 Illustration (a) d'une unité motrice et (b) d'une activation de plusieurs unités motrices provoquant une action musculaire.

2.2.2 Synchronisation intra- et intermusculaire

Lorsqu'un individu commence à faire un exercice pour la première fois, la commande provenant du cerveau n'est pas parfaite. Plusieurs facteurs neurologiques sont impliqués dans cette imperfection du mouvement que ce soit : sur la synchronisation des unités motrices à l'intérieur du muscle (synchronisation intramusculaire), l'activation des muscles agonistes, la désactivation des muscles antagonistes, la coordination des unités motrices et des muscles impliqués dans le mouvement (synchronisation intermusculaire) et l'inhibition des mécanismes de protection du muscle (c.-à-d. organes tendineux de Golgi) (Sale, 1992). Ces éléments assument qu'un individu n'est pas en mesure d'activer simultanément toutes ses unités motrices qu'il possède (par absence de recrutement) dans un muscle avant d'avoir fait de l'entraînement musculaire. De plus, il a récemment été démontré que la synchronisation des unités motrices occasionnait une augmentation du signal EMG (passant de 65% à 130%) et une augmentation de la force (Yao et coll., 2000). De ce fait, les gains en force dans les 8 premières semaines d'entraînement sont généralement dus à une adaptation neurologique que par un gain de masse musculaire localisé (Carroll et coll., 2001).

2.2.3 Fuseaux neuromusculaires

Les fuseaux neuromusculaires (fibres intrafusales) sont des cellules musculaires qui possèdent deux fonctions principales soit d'évaluer la longueur ou l'étirement du muscle lors de différents mouvements et d'amorcer une contraction afin de réduire l'étirement dans le muscle. Le réflexe à l'étirement est attribué à la réponse des fuseaux neuromusculaires. Ainsi, plus un muscle est étiré dans un mouvement, plus les fuseaux neuromusculaires sont étirés également et enverrons une commande de contracter les fibres extrafusales.

Voici un exemple plus concret de ce réflexe (figure 2.2). Lorsqu'un muscle est étiré, comme lors d'un contact avec le tendon patellaire afin d'initier le réflexe rotulien, les fibres qui composent les fuseaux neuromusculaires sont également étirés. Le nerf sensitif d'un fuseau neuromusculaire transportera un influx nerveux jusqu'à la moelle épinière où le neurone sensitif possède une synapse avec un motoneurone alpha. Ce dernier transportera un signal jusqu'au muscle étiré et ses agonistes afin qu'ils se contractent. De plus, d'autres neurones inhiberont l'activation des muscles antagonistes au muscle étiré afin de ne pas limiter le mouvement des agonistes. Par la suite, le muscle se raccourcit alors et l'étirement du fuseau neuromusculaire disparaît mettant fin à la boucle de contrôle.

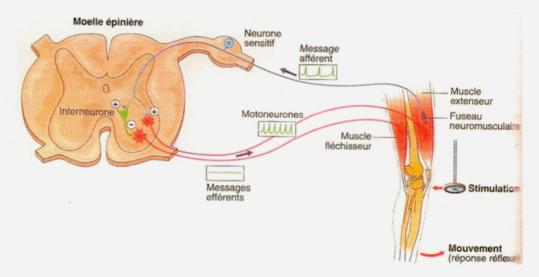


Figure 2.2 Illustration d'un réflexe à l'étirement impliquant un fuseau neuromusculaire dans le quadriceps (réflexe rotulien).

- 2.3 Enregistrement du signal électrique à l'aide d'électrodes de surface
- 2.3.1 Bases théoriques : genèse du signal myoélectrique

L'électromyogramme de surface (EMGs) est une méthode non invasive qui permet d'étudier l'activité électrique du système neuromusculaire. Il est dit de surface, car l'EMGs qui recueille le signal en plaçant directement des électrodes sur la peau vis-àvis le ventre musculaire à étudier. Cet examen consiste à enregistrer l'activité électrique des muscles et des nerfs (électromyographie) et les réponses enregistrées par les électrodes sont ensuite visualisées sur un écran vidéo.

La source du signal myoélectrique provient des potentiels d'action d'unité motrice (PAUM) à l'intérieur du muscle ciblé. Chaque PAUM représente la somme des potentiels d'action musculaires produite par une unité motrice. Ces potentiels d'action se propagent le long de chaque fibre activée durant une contraction donnée. La technique habituellement utilisée pour détecter le signal myoélectrique pour l'étude du geste sportif est l'électromyographie de surface (EMGs) (Criswell, 2011). En se propageant de la fibre jusqu'à la surface de la peau, le signal myoélectrique est atténué par les différents tissus qu'il traverse. La différence de potentiel mesurable à la surface de la peau est de l'ordre du millivolt et est habituellement exprimée en microvolt (μ V). Les PAUM sont activées de façon asynchrone et c'est la somme de cette activité qui constitue le volume du signal émis, lequel sera capté par les électrodes et amplifié par ces derniers (figure 2.3).

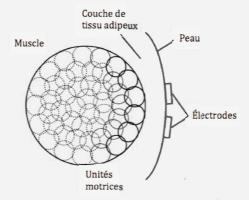


Figure 2.3 Représentation visuelle de l'activité des unités motrices en relation avec les électrodes. Plus le cercle (unité motrice) est foncé, plus l'unité motrice est mesurée par les électrodes (Criswell, 2011).

De plus, il existe une difficulté avec l'enregistrement du signal EMG qui se trouve dans la possibilité d'un « crosstalk », un phénomène où l'énergie d'un groupe musculaire traversent dans le champ d'enregistrement d'un autre groupe musculaire. Il est toutefois possible de minimiser ce « crosstalk » en sélectionnant la meilleure grosseur d'électrodes ainsi que l'espacement entre les électrodes (Crisswell, 2011).

2.3.2 Méthodologie d'enregistrement du signal EMG

Pour enregistrer un signal/bruit optimal, il y a cinq grandes étapes à franchir : la captation, l'amplification, l'application d'une bande passante, la quantification et la filtration du signal EMG.

2.3.2.1 La captation du signal EMG

Un volet important dans la captation du signal est l'impédance. Une impédance, dans notre contexte, est en fait une mesure d'opposition au passage d'un courant électrique.

Ainsi, tout ce qui nuit à la captation du signal EMG par les électrodes est considéré comme ayant une impédance. Plus l'opposition au passage du signal est élevée, plus nous dirons que l'impédance de cet élément est élevée. Par exemple, l'impédance de la peau peut varier en fonction de l'humidité, du sébum (huile) en superficie et de la densité de la corne de la peau. Il est donc important de maintenir l'impédance de la peau le plus basse que possible et c'est pourquoi il est recommandé d'utiliser de l'alcool sur la peau et d'abraser légèrement celle-ci avant d'y déposer les électrodes. Les zones poilues sont également à éviter. Pour ce faire, un rasage préalable est requis.

Au niveau du positionnement des électrodes, un facteur important pour l'enregistrement du signal EMG, une recension de 126 articles (Hermens et al, 2000) utilisant l'électromyographie a démontré que les chercheurs utilisaient les éléments suivants :

• L'emplacement de l'électrode de référence : en général, l'emplacement de l'électrode de référence dans les études n'est pas bien détaillé. En principe, l'électrode de référence devrait être placée sur un tissu inactif (tendon ou surface osseuse), souvent à une petite distance des muscles activés. Dans quelques cas, l'électrode de référence était placée aussi près que possible sur l'os ou le tendon suivant les électrodes EMGs. Les emplacements populaires de l'électrode de référence sont : le poignet (mesurer l'EMG des jambes, des bras, du dos, des épaules, du cou et des muscles faciaux), la taille (mesurer l'EMG des épaules, du cou et du dos), le tibia (mesurer l'EMG une combinaison des muscles de la cuisse et de la jambe), le sternum (mesurer l'EMG d'une combinaison des muscles du dos) et le processus épineux de la vertèbre C7 (mesurer l'EMG d'une combinaison des muscles du cou et des épaules) (Hermens et coll., 2000).

- L'emplacement des électrodes sur le muscle: Généralement, l'électrode d'EMG de surface est placée sur le dessus du ventre musculaire ou à l'endroit de la zone terminale du motoneurone où c'est l'emplacement le plus facile afin d'obtenir le signal EMG le plus grand.
- L'orientation des électrodes par rapport aux fibres : La paire d'électrodes devra être positionnée de façon à être parallèle aux fibres du muscle analysé.

2.3.2.2 L'amplification du signal EMG

L'amplification du signal est une façon d'augmenter la lecture du signal EMG et minimiser le tracé d'élément autre que le signal EMG. Par analogie, nous pouvons comparer le signal EMG par le bruit que font des oiseaux durant une tempête où il y a des éclairs. L'objectif pour nous est d'enregistrer seulement le bruit que font les oiseaux et non pas le bruit des éclairs. Pour cela, nous devrons amplifier le son des oiseaux pour en faciliter la lecture (figure 2.4)

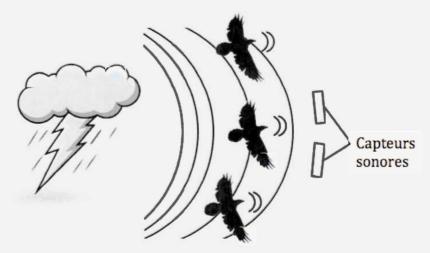


Figure 2.4 Analogie de l'amplification du signal EMG. (Source : Schwartz, Biofeedback, p.55, ©1987 Guilford Publications, Inc.)

2.3.2.3 L'application d'une bande passante

Suite à l'amplification du signal EMG, ce dernier doit être filtré une première fois en appliquant ce qu'on appelle une bande passante. L'objectif de la filtration du signal est d'éliminer la majorité des bruits électriques (artefact) qui ne sont pas intéressants par l'application d'une bande passante (filtre). Généralement, un filtre de 100 à 200 Hertz (Hz) permet d'éliminer les tracés de l'éclairage (ex. les néons) et de l'électrocardiogramme (ECG; signal électrique du cœur) lorsque ces éléments peuvent être problématiques. La figure 2.5 nous démontre la différence d'un tracé avec un filtre de 100-200 Hz (plus étroit) et avec un filtre de 20-1000 Hz (plus large). Toutefois, l'utilisation d'une bande passante de 20 à 350 Hz est généralement préférée afin d'avoir un signal plus précis lors de mouvement dynamique (Criswell, 2011).

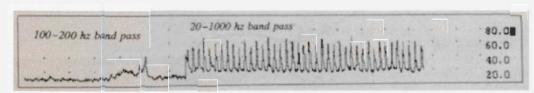


Figure 2.5 Éliminations de l'artefact ECG du trapèze supérieur en utilisant un filtre de 100-200 Hz (côté gauche) et un filtre de 20-1000 Hz (côté droit) (Criswell, 2011).

2.3.2.4 La quantification du signal EMG

Une fois que le signal a été amplifié et que la bande passante a été appliquée, il est préparé pour obtenir une présentation visuelle rectifiée (ou prête à être quantifiée). Étant donné que le signal EMG oscille entre des valeurs (ou voltage) positive et négative, il n'est pas possible de simplement additionner tous les voltages afin d'en déterminer la quantité : toutes les valeurs positives annuleraient toutes les valeurs négatives et la somme résultante serait de zéro. Ainsi, pour la quantification, plusieurs formules peuvent être utilisées avec la technique RMS étant la plus commune. La quantification par RMS place les données EMG au carré, additionne les données au

carré, divise cette somme par le nombre d'observations et finalement en extrait la racine carrée. La figure 2.6 illustre la différence visuelle entre un signal brut et suite à une quantification du signal EMG.

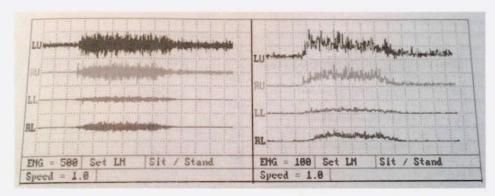


Figure 2.6 Comparaison d'un signal brut (gauche) et d'un signal après traitement RMS (droite) (Criswell, 2011)

2.3.2.5 La filtration

La dernière étape est la filtration du signal maintenant rectifié. L'objectif est d'obtenir un tracé plus lisse et plus facile à interpréter et ainsi à analyser. Généralement, lors de mouvement statique ou dynamique, des filtres de 4 et 6 Hertz sont utilisés respectivement.

2.3.3 Les facteurs qui affectent le signal EMG

2.3.3.1 La relation de force et d'amplitude EMG

En général, l'amplitude EMG n'égale pas la force libérée par le muscle. Par exemple, pour une même charge, l'EMG lors de la phase excentrique sera plus faible que lors de la phase concentrique d'un même mouvement. Également, des individus déconditionnés peuvent démontrer une plus grande activité EMG pour une même quantité de force émise que par des individus avec un muscle mieux entraîné

(Crisswell, 2011). De plus, nous pouvons remarquer des différences entre les muscles au niveau de la relation entre la force émise et la quantité d'EMG enregistré qui tendent toutefois à être sous forme de relation quasi linéaire (figure 2.7).

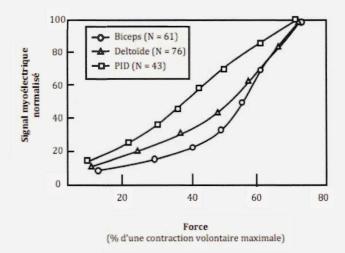


Figure 2.7 Effets du muscle sur la relation du signal EMG par rapport à la force; PID = muscle premier interosseux dorsal; N= Nombre moyen de contractions isométriques pour chaque muscle (Lawrence et Deluca, 1983)

2.3.3.2 La fatigue

Si une contraction musculaire est soutenue avec suffisamment de force pendant une longue période de temps, la vitesse de conduction des potentiels d'action le long des fibres musculaires commencera à diminuer et le muscle commencera à émettre un signal EMG moins fréquemment (De Luca, 1984; Cifrek et coll., 2009). En fait, une conséquence de la contraction musculaire est l'augmentation de la concentration d'acide lactique, soit un produit métabolique. À côté du type et de la grosseur des fibres musculaires dominantes, la concentration nette de lactate dépend également du niveau de force et du type de contraction (statique ou dynamique) étant donné que la circulation sanguine qui détermine le taux d'évacuation métabolique est, durant une

contraction soutenue à environ 20 % d'une contraction volontaire isométrique maximale (CVIM) et plus, généralement restreinte (Humphreys et Lind, 1963).

Durant des contractions dynamiques, la circulation sanguine est augmentée par l'effet de pompe du muscle qui se contracte. Ainsi, à un certain niveau de contraction, la circulation sanguine est arrêtée par la pression intramusculaire et le muscle commence à être ischémique. Des manifestations myoélectriques de la fatigue musculaire sont affectées par cet événement (Merletti et coll., 1984). La vitesse de conduction des fibres musculaires est également réduite suivant l'abaissement du pH intracellulaire occasionné par l'acumulation de lactate occasionnant de plus faibles fréquences et une augmentation de l'amplitude du signal EMG (De Luca, 1984). La fatigue musculaire affecte donc le tracé électromyographique.

En résumé, il y a deux événements électrophysiologiques qui sont généralement associés avec la fatigue avant le point d'échec musculaire :

- 1. Il y a une augmentation de l'amplitude EMG associée avec la synchronisation des groupements d'unités motrices ;
- 2. Il y a une réduction de la fréquence médiane de l'énergie musculaire.

2.4 Aspects biomécaniques

Les aspects biomécaniques sont à considérer dans le cadre de l'analyse des différents mouvements de développé couché afin de porter un regard plus critique et objectif quant au recrutement musculaire impliqué dans chacun des mouvements. Les différents angles de mouvement au développé couché (incliné à 30°, à l'horizontale [0°] et au décliné [-15°]), la largeur de la prise (100 % et 200 % de la largeur biacromiale) et le type de prise (supination et pronation) seront analysés ici.

Tout d'abord, il est important de clarifier certains termes afin de bien se situer dans une analyse biomécanique du mouvement et de comprendre comment nos muscles interagissent avec nos os. Il s'agit de la force et des moments de force (interne et externe).

2.4.1 Force

La force est le produit de la masse et de l'accélération (F = Masse x Accélération), généralement calculée en Newtons (un Newton est la force que cela prend pour accélérer une masse de 1 kg à 1 m/s²). La force possède une composante selon chacune des dimensions (soit trois dimensions) et l'application d'une force selon chaque dimension crée une accélération linéaire selon celles-ci. Par exemple, si vous avez 180 kg dans vos mains lors d'un développé couché (figure 2.8), cette charge représente alors la composante « masse » de la force. Par la suite, si vous êtes en train d'accomplir un mouvement de développé couché, l'accélération sera de 9,8 m/sec² (due à la gravité), occasionnant une force de 1 764 Newton sur vos mains et bras. La direction de la force résultante est la direction que la gravité impose, soit vers le bas.

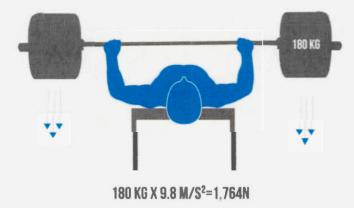


Figure 2.8 Illustration de la composante de force lors d'un développé couché.

2.4.2 Moments de force (torque)

Le torque, généralement calculé en Newton-Mètre (Nm), est la force appliquée par rapport à un axe. Le calcul est donc le produit de la force appliquée multipliée par la distance par rapport à l'axe perpendiculaire où la force est appliquée. De ce fait, bien que la force soit linéaire, le torque est rotatoire.

Prenons l'exemple qu'un individu fait une flexion des coudes avec un haltère de 20 kg. Son bras est à la verticale et collé sur son tronc et son avant-bras, lequel est disons d'une longueur de 30 cm, et est parallèle au plancher. Nous devons calculer la force de l'haltère telle que mentionnée au point 2.3.1 : 20 kg x 9,8 m/s² = 196 N dirigé vers le bas. Par la suite, afin de calculer le torque exercé au niveau du coude, nous multiplierons la force (196 N) par la distance en mètres entre l'haltère et le coude (appelé bras de levier) : 196 N x 0,30 m = 58,8 Nm. Étant donné que cette force est exercée négativement autour de l'axe Z, laquelle provoquera une extension du coude, nous l'appellerons le « moment de force en extension ». Ainsi, si l'individu désire continuer à monter la barre vers le haut, il devra produire un « moment de force en flexion » plus grand que 58,8 Nm avec son biceps et son brachial. Puisque le moment de force implique la distance entre l'axe de rotation et la charge, mesurée perpendiculairement où la force est appliquée, le bras de levier sera alors plus court et le torque plus petit si le coude est soit légèrement fléchi ou légèrement en extension, même si l'avant-bras possède la même longueur (figure 2.9).



Figure 2.9 Exemple d'une force externe (ou par attraction terrestre)

Les moments de force appliqués par une charge sur le système musculo-squelettique sont appelés forces externes et les moments de force produits par les muscles qui tirent sur les os sont appelés forces internes. Les forces internes sont calculées de la même façon que les forces externes. Toutefois, la composante « force » est la force contractile du muscle et le bras de levier est la distance entre l'insertion du muscle et le centre de l'articulation qui bouge (axe de rotation). Par exemple, si le tendon patellaire (lequel transmet la force du quadriceps au tibia) s'insère 5 cm du centre de l'articulation du genou et que le quadriceps contracte suffisamment fort afin de générer une force de $10 000 \, \text{N}$ perpendiculaire au tibia, la force interne en extension sera alors de $10 000 \, \text{N} \times 0.05 \, \text{m} = 500 \, \text{Nm}$. Le même principe peut alors être appliqué à notre exemple de flexion du coude avec haltère (figure 2.10).

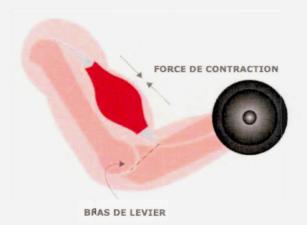


Figure 2.10 Exemple d'une force interne (ou force musculaire)

Dans le cas du développé-couché, nous essayons principalement de produire un moment de force en extension au niveau du coude (c.-à-d. rendre le bras et l'avant-bras droit) et des moments de force en flexion et en adduction horizontale au niveau de l'épaule (c.-à-d. d'élever le bras et de rapprocher le bras vers la ligne centrale du corps) qui devront excéder les forces opposées exercées par la barre (afin de permettre la levée de la barre). Ainsi, nous pouvons résumer les éléments présentés ci-dessus en 5 points principaux :

- Lors d'un développé couché, la barre applique une force gravitationnelle provoquant alors un moment de force externe en flexion au niveau du coude et des moments de force externes en extension et en abduction horizontale à l'épaule.
- 2. L'amplitude du moment de force en flexion à générer dépend de deux choses : la charge en soi et la longueur du bras de levier. Si la charge augmente et le bras de levier reste à la même longueur, si la charge reste la même et que le bras de levier augmente ou si la charge et le bras de levier augmentent, le moment de force en flexion que les muscles devront créer augmentera. C'est en partie pourquoi lever des charges plus lourdes est plus difficile que lever des charges plus légères et pourquoi les individus avec de plus longs membres

- (et ainsi de plus longs bras de levier de la charge au coude, à l'épaule ou les deux) ont généralement plus de difficulté à effectuer un développé couché avec une charge donnée que des individus avec des membres plus courts.
- 3. Les deux facteurs qui déterminent si les muscles peuvent produire suffisamment de force interne pour lever une charge sont les points d'insertion des muscles et la force avec laquelle ils peuvent se contracter, elle-même dépendante de la vitesse de contraction et de la longueur du muscle.
 - a. Les points d'insertion jouent un grand rôle étant donné que les muscles s'attachent généralement très près de l'articulation qu'ils bougent, et que de petites variations peuvent faire une grande différence. Par exemple, une étude (Krevolon et coll., 2004) a trouvé que le bras de levier du tendon patellaire varie généralement de 4 à 6 cm. Cette petite différence a toutefois d'énormes implications. En fait, une personne avec un bras de levier interne de 6 cm produira un moment de force à l'articulation plus grand de 50 % qu'une personne avec un bras de levier de 4 cm si leurs muscles se contractent avec exactement la même force.
 - b. Malheureusement, nous ne pouvons changer les points d'insertion musculaire, donc le seul facteur sous notre contrôle est d'augmenter la force contractile.

Au niveau du développé couché, il y a seulement trois principaux mouvements que nous pouvons exécuter afin de compléter une levée : 1- une flexion de l'épaule, 2- une adduction horizontale de l'épaule et 3- une extension du coude.

1. La demande de flexion à l'épaule est déterminée par la distance de la barre en avant de l'articulation de l'épaule (figure 2.11). Plus la barre est loin de l'articulation, plus la levée sera difficile pour les fléchisseurs de l'épaule (le deltoïde antérieur spécifiquement et le faisceau claviculaire du grand pectoral).

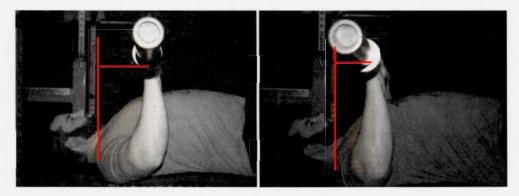


Figure 2.11 Exemple de la variation de la distance de la barre par rapport à l'épaule.

2. La demande d'adduction horizontale à l'épaule est déterminée par la largeur de la prise. Plus la prise sera large, plus la distance latérale qu'il y a entre la main et l'épaule sera grande occasionnant alors une plus grande demande d'adduction horizontale (produite par les grands pectoraux et le deltoïde antérieur) (figure 2.12).

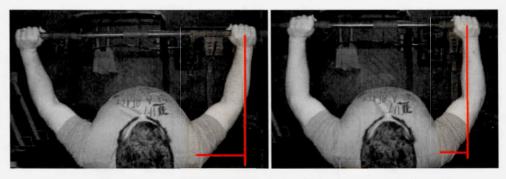


Figure 2.12 Exemple de la variation de la prise par rapport à l'épaule.

3. La demande d'extension au niveau des triceps peut toutefois être un peu plus compliquée étant donné qu'un de ses chefs, le chef long, est biarticulaire (agis sur le coude et sur l'épaule), mais la résultante finale sera une extension du coude. La demande d'extension sur le coude est déterminée également par la largeur de la prise, mais aussi par la position des coudes sous la barre. Dans un

premier temps, plus la prise sera étroite, plus la distance latérale qu'il y a entre la main et le coude sera grande occasionnant alors une plus grande demande d'extension du coude (produite par les trois chefs du triceps). À l'opposé, plus la prise sera large, plus la demande d'extension du coude diminuera et une demande de flexion du coude surviendra, impliquant une cocontraction des biceps et du brachial en excentrique lors de la levée. Toutefois, cette dernière affirmation est seulement valide pour un développé-couché avec des haltères, car lors du même mouvement avec une barre, la sollicitation du biceps est minimale même avec une prise plus large, car la barre créée une force dans le sens opposé (horizontale) qui est maintenu par l'autre main et vice versa, créant ainsi un équilibre. La figure 2.13 illustre un résumé des moments de force (torque) à l'épaule et au coude selon la largeur de la prise et pour des haltères principalement. Dans un deuxième temps, la position des coudes sous le poignet aura également un impact sur le recrutement des triceps. Si les coudes restent sous la barre (images associées à la flèche verte dans la figure 2.14), la demande sur les triceps sera plus faible que lorsque les coudes se positionnent suite à une légère adduction des épaules (images associées à la flèche rouge dans la figure 2.14).

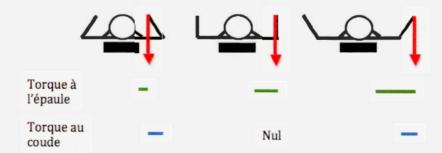


Figure 2.13 Illustration de la distance entre la main et les articulations du coude et de l'épaule. Plus la ligne de couleur (verte ou bleue) est longue, plus le torque à l'articulation est important (valide avec des haltères seulement).

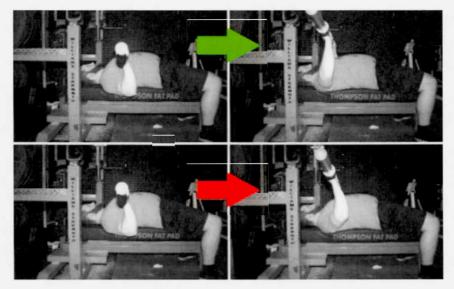


Figure 2.14. Illustrations d'un positionnement des coudes sous la barre (images du haut) et des coudes légèrement rentrés (images du bas).

2.4.3 Angle de mouvement

Trois angles de mouvement sont à considérer ici : -15° (décliné), 0° (horizontal) et +30° (incliné). Le fait de moduler l'inclinaison du banc aura comme répercussion de changer l'angle de la gravité vis-à-vis le corps d'un individu. De ce fait, selon l'angle choisi, certains muscles peuvent augmenter ou diminuer leur recrutement dépendamment de l'orientation de leurs fibres musculaires.

Regardons l'impact des types de mouvements effectués aux articulations glénohumérale et du coude lors des trois angles au développé couché en pronation :

 Décliné (-15°): l'articulation gléno-humérale effectue une adduction horizontale combinée à une flexion tandis que le coude effectue une extension (figure 2.15). Pour ce faire, les recrutements du grand pectoral, du deltoïde antérieur et des triceps seront présents. D'un point de vue d'un avantage mécanique, les faisceaux sternocostal et abdominal du grand pectoral seront favorisés comparativement au faisceau claviculaire étant impliqués dans une extension de l'épaule par l'orientation de leurs fibres musculaires.



Figure 2.15 Développé-couché décliné

• Horizontale (0°): l'articulation gléno-humérale effectue une trajectoire d'adduction horizontale principalement tandis que le coude effectue une extension (Figure 2.16). Pour ce faire, les recrutements du grand pectoral, du deltoïde antérieur et des triceps seront présents. D'un point de vue d'un avantage mécanique, le faisceau sternocostal du grand pectoral sera favorisé comparativement aux faisceaux claviculaire et abdominal étant impliqué majoritairement dans une abduction horizontale de l'épaule par l'orientation de ses fibres musculaires.



Figure 2.16 Développé-couché à l'horizontale

• Incliné (+30°): l'articulation gléno-humérale effectue une adduction horizontale combinée à une flexion tandis que le coude effectue une extension (figure 2.17). Pour ce faire, les recrutements du grand pectoral, du deltoïde antérieur et des triceps seront présents. Étant donné qu'un moment de force en flexion à l'épaule est demandé, le faisceau claviculaire du grand pectoral et le deltoïde antérieur seront avantagés, comparativement aux faisceaux sternocostal et abdominal, étant impliqués davantage dans une flexion de l'épaule par l'orientation de leurs fibres musculaires. De plus, étant donné l'implication de la longue portion du triceps dans l'extension du coude et l'extension/adduction de l'épaule (biarticulaire), une position inclinée risque de réduire le recrutement de ce dernier par le mouvement de flexion de l'épaule (en opposition au rôle d'extenseur de l'épaule du chef long).



Figure 2.17 Développé-couché incliné

2.4.4 Type de prise

Les types de prise analysés lors du développé couché seront une prise en pronation (paumes des mains vers le bas) et une prise en supination (paumes des mains vers le haut). La prise en pronation permet une grande liberté de mouvement au niveau des coudes comparativement à une prise en supination et a été bien décrite au niveau de la

biomécanique dans les points 2.4.2 et 2.4.3. Elle peut également être bien représentée au niveau visuel par les figures 2.15, 2.16 et 2.17.

Par contre, pour la prise en supination, la position de l'avant-bras oblige les coudes à être fixés près du corps limitant (et non empêchant) le mouvement d'abduction de l'épaule (figure 2.18). De ce fait, la prise en supination contraint alors l'épaule à un mouvement de flexion majoritairement combinée à une légère adduction horizontale, et ce, peu importe l'angle d'inclinaison du banc. Si nous prenons en considération l'orientation des fibres musculaires, il y aurait alors à l'épaule une augmentation de la sollicitation du deltoïde antérieur et du faisceau claviculaire du grand pectoral et au coude une légère augmentation de la sollicitation du biceps par la prise en supination (avantage mécanique impliquant directement le biceps). De ce fait, la différence entre un développé couché décliné en supination et un développé couché incliné en supination se cache simplement, selon nos hypothèses, dans l'amplitude de mouvement, favorisant alors un meilleur recrutement du deltoïde antérieur et du faisceau claviculaire dans une position incliné comparativement à la position déclinée.



Figure 2.18. Prise en supination lors d'un développé couché à l'horizontale.

Au niveau de la biomécanique du développé couché en supination, si les coudes sont maintenus sous les poignets, le moment de force au coude sera faible. Par contre, si les mains tendent à s'éloigner de l'épaule (se dirigeant horizontalement presque à la hauteur du nombril), il y aura alors un moment de force en extension qui occasionnera une augmentation de la force des muscles fléchisseurs du coude, tels que le biceps et le brachial. Inversement, si les mains tendent à se déplacer horizontalement vers le menton, il y aura alors un moment de force en flexion ce qui occasionnera une augmentation du recrutement des extenseurs du coude, tels que les triceps (tel que les images du bas de la figure 2.14, mais avec les mains en supination).

Au niveau de la largeur de la prise toujours dans une prise en supination, le fait de prendre une prise plus large permettra à l'épaule d'accomplir davantage d'adduction horizontale, ce qu'une prise plus étroite ne peut se permettre. Cela pourrait alors avoir comme effet une amélioration du recrutement du faisceau sternocostal, évalué par un signal EMG, du grand pectoral étant donné l'orientation de ses fibres musculaires.

2.5 Sollicitations musculaires lors du mouvement

En termes d'implication, une étude a montré que durant des mouvements de poussée des bras, l'activité musculaire, normaliser en fonction de la contraction maximale d'un muscle était plus élevée dans la portion antérieure du deltoïde, suivit du grand pectoral et puis du triceps (Illyes et Kiss, 2005). Cela ne signifie pas que le deltoïde est par exemple plus sollicité que le grand pectoral dans le développé couché. Cela mentionne que le pourcentage d'activité du muscle deltoïde antérieur par rapport à son activation maximale est plus élevée que le grand pectoral envers son activation maximale. Par la suite, une étude (McCaw, 1994) a fait l'analyse de l'implication de ces groupes musculaires lors d'un développé couché avec poids libres (figure 2.19A) versus la presse pectorale (figure 2.19B) à 60 % et 80 % du 1RM (figure 2.20).



Figure 2.19 Illustration d'un A) développé couché avec poids libres et d'une B) presse pectorale

Les résultats ont démontré qu'il y a une plus grande activité musculaire avec des poids libres qu'avec la machine, de par la plus grande amplitude que le premier permet ainsi que pour la stabilisation des poids durant l'exercice. À 60 % du 1RM, la portion antérieure du deltoïde, qui résiste la rotation latérale, et la portion acromiale du deltoïde, qui limite l'adduction, sont davantage sollicitées. Également, ces deux portions du deltoïde avaient une activation électromyographique de 50 % et 33 % plus élevés respectivement lors du développé couché avec poids libres comparativement à

la presse pectorale, démontrant leur implication dans des mouvements demandant davantage de stabilisation. Les sujets de l'étude étaient toutefois tous expérimentés proposant que des résultats différents concernant le patron moteur puissent exister chez les novices en entraînement. Des études sont toutefois nécessaires afin de confirmer ce point.

Ainsi, de façon générale, nous pouvons remarquer que le grand pectoral, illustré par la ligne rouge dans la figure 2.20 (McCaw, 1994), est au maximum de sa sollicitation lors de la transition entre la descente et la montée, soit la position où la barre est en contact avec la base du sternum. Cela est dû principalement à l'étirement que subissent les pectoraux lors de la fin de la phase excentrique, activant ainsi les fuseaux neuromusculaires de ce muscle ce qui entraîne une augmentation du recrutement musculaire subséquent. Par la suite, au fur et à mesure que la phase concentrique s'exécute, la sollicitation des pectoraux diminue et celles des deltoïdes et des triceps deviennent supérieures.

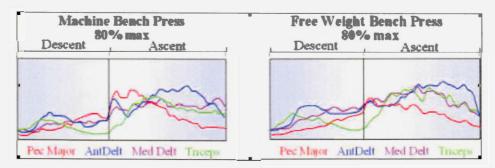


Figure 2.20 Implications musculaires du grand pectoral, du deltoïde antérieur, du deltoïde médian et du triceps lors d'un développé couché assisté (gauche) et d'un développé couché avec poids libre (droite)

2.5.1 Recrutement musculaire selon la largeur de la prise et du type de prise

On considère une prise large comme étant une prise à 1,5 fois la distance biacromiale, soit la distance entre les deux acromions d'un même individu, et plus. Ce type de prise produirait une meilleure production de force par le grand pectoral, si cependant la prise n'est pas trop large (explications au point 1.3.2). De plus, une relation positive est établie entre la prise large et la sollicitation du grand pectoral au même terme que la prise serrée et la sollicitation du triceps (Delavier, 2005, Barnett et coll., 1995). Toutefois, la largeur optimale de l'espacement des mains pour la force a été trouvée comme étant entre 165 % et 200 % de la distance biacromiale (Clemons, 1997). Dans cette position, le grand pectoral sera soumis à un plus grand étirement, ce qui occasionnera une augmentation de la génération de force (Clemons, 1997). En contrepartie, une autre étude évoque qu'il n'y aurait pas de différence significative entre la prise à 100 % et 200 % dans la production de force maximale (seulement ±5 %) (Green, 2007). Malgré ce point, beaucoup de dynamophiles utilisent la prise large afin de diminuer la distance verticale à parcourir par la barre et de diminuer le travail à exécuter afin de barrer les coudes, facilitant ainsi les levées.

De façon générale, afin de mesurer la meilleure prise, nous pouvons coucher l'individu sur le sol, bras en appui sur le sol et à 90 degrés d'abduction à l'épaule, les avant-bras perpendiculaires au sol. On mesure ensuite la distance d'un index à l'autre et on la reporte sur la barre. Les marques sur la barre olympique sont distantes normalement de 81 cm (Clemons, 1997).

2.5.1.1 La prise trop large

Une prise plus large que 200 % de la distance biacromiale peut rendre la barre plus difficile à contrôler et demandera un certain temps d'adaptation due à un nouvel apprentissage moteur. Elle est utilisée pour améliorer la performance au bench press et

non pour le développement musculaire ou les entraînements sportifs généraux. Cette prise diminue la distance verticale de la barre et diminue l'amplitude à l'articulation de l'épaule et au coude. Cela n'est donc pas l'idéal pour l'hypertrophie ou le développement de la force (Clemons, 1997). Également, d'autres recherches ont démontré qu'une largeur plus grande que 150 % de la distance biacromiale peut augmenter le risque de blessures en pouvant augmenter l'instabilité antérieure de l'épaule (tension sur les ligaments gléno-huméraux et sur les tendons des portions du biceps brachial), occasionner la rupture du grand pectoral, provoquer une ostéolyse de la partie distale de la clavicule ou endommager le deltoïde sur sa face antérieure en augmentant le contact avec l'acromion (Green, 2007).

La prise large occasionne un angle d'abduction à l'épaule se rapprochant des 90 degrés. Par exemple, un espacement des mains plus grand que 200 % occasionne un angle d'abduction à l'épaule de 75 degrés tandis qu'un espacement des mains plus petit que 150 % qui procurent un angle d'abduction à l'épaule de 45 degrés (Green, 2007). Le risque de blessure augmente lorsque l'on répète des mouvements près de 90 degrés d'adbuction. À cet angle, l'espace sous-acromial se réduit occasionnant un contact entre les tendons de la coiffe des rotateurs (supra-épineux, infra-épineux, petit rond) et l'acromion. Des mouvements répétés dans cet angle peut donc créer une inflammation prématurée de ces tendons et prédisposer aux blessures. De plus, le ligament s'occupant d'empêcher le déplacement antérieur de la tête humérale est le ligament gléno-huméral inférieur. Une lésion est possible par l'augmentation de la pression de la tête humérale sur ce ligament, si les épaules ne sont pas bien en recul, ainsi qu'à ses structures adjacentes, pouvant entraîner une dislocation. De plus, le niveau de rotation externe augmente avec l'inclinaison du tronc plaçant alors l'épaule dans une position de plus en plus critique. Par exemple, 90 degrés d'abduction jumelée avec une rotation latérale sont définis comme étant une position à risque pour les blessures à l'épaule. Les exercices reconnus pouvant causer des douleurs à l'épaule possédant cette position sont : le développé-couché en prise large, l'écarté-incliné, le « behind the neck military press », le « pec-deck », le « behind the neck lat. pulldown » (Green, 2007) (figure 2.21).

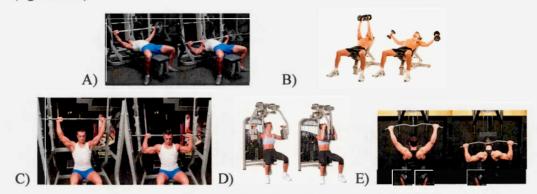


Figure 2.21 Illustration d'un A) développé-couché en prise large, B) écarté-incliné, C) behind the neck military press, D) pec-deck et E) behind the neck lat. pulldown.

2.5.1.2 La prise trop serrée

Une prise trop serrée augmente le risque de blessure aux poignets par l'angle créé entre la main qui est fixe sur la barre et l'avant-bras. Il faudrait garder la largeur des épaules au minimum (Barnett, 1995). Un changement de prise de 100 % à 190 % n'a pas d'impact sur le recrutement du grand pectoral, sauf pour le faisceau sternocostal, et du deltoïde antérieur. Une prise plus serrée sollicite par contre plus le triceps (Barnett, 1995). De plus, la prise serrée cause moins de stress à l'articulation acromioclaviculaire et au ligament gléno-huméral inférieur de par le fait de la diminution du torque généré à l'articulation gléno-humérale comparativement à une prise plus large (où la main s'éloigne de l'épaule augmentant le torque sur cette articulation). Toutefois, les personnes avec une ostéolyse de la partie distale de la clavicule, souvent causée par une prise trop large, pourraient y ressentir des douleurs (Green, 2007).

2.5.1.3 Recrutement musculaire

Une étude (Barnett, 1995) a analysé l'implication de 5 muscles (grand dorsal, faisceau claviculaire et sternocostal du grand pectoral, deltoïde antérieur et longue portion du triceps brachial) sur quatre positions de poussée soit à une déclinaison de 18 degrés, à plat, à une inclinaison de 40 degrés et à la verticale. Toutefois, pour les besoins de cette étude, seulement les résultats sur les faisceaux du grand pectoral et du triceps brachial seront retenus.

2.5.1.4 Recrutement pour le faisceau claviculaire du grand pectoral

La largeur de la prise semble ne pas avoir d'influence sur la sollicitation du faisceau claviculaire (Barnett, 1995). Toutefois, la prise en supination (« reverse grip »), à 200 % de la largeur biacromiale, augmente son activité de 27 % comparativement aux autres prises analysées (tableau 2.0). Les valeurs inscrites dans le tableau ci-dessous sont en pourcentage de la sollicitation du faisceau claviculaire du grand pectoral indiquant que la prise large, « wide » équivalent à 200 % de la largeur biacromiale, est la valeur de comparaison. La prise « middle » équivaut à une largeur de 100 % de la distance biacromiale et la prise « narrow » équivaut à la distance d'un poing entre les deux mains.

	Forward grip			Reverse grip		
	Wide ¹	Middle ²	Narrow ^a	Wide ⁴	Middles	
Mean	100	99.790	96.878	*127 011	107.590	
Standard deviation	0	32.390	44.210	37.939	42.391	
Different from*		0	4	1,8	2	

 $^{^{\}circ}$ This row indicates which other exercise the myoelectric signal for the respective column is statistically different (p < .05) from. Columns (grip used) are denoted with a superscript number.

Tableau 2.0 Sollicitation du faisceau claviculaire du grand pectoral lors de divers exercices de développé couché (Green et coll., 2007)

2.5.1.5 Recrutement pour le faisceau sternocostal du grand pectoral

La largeur de la prise lors de l'exécution d'un bench press à plat ou au décliné n'a pas été démontrée comme ayant un effet notable sur le faisceau sternocostal du grand pectoral (Green et coll., 2007 ; Barnett et coll., 1995). Par contre, à l'incliné, une prise plus large a démontré une sollicitation supérieure comparativement à une prise serrée (figure 2.22). Par ailleurs, une autre étude a démontré que plus la prise est serrée, plus la stimulation du faisceau sternocostal est faible et plus la sollicitation du faisceau claviculaire et du triceps augmente due à la diminution du mouvement d'extension et de l'augmentation de celui de flexion. La prise en supination n'a toutefois pas eu d'effet sur l'activité du faisceau sternocostal (tableau 2.1).

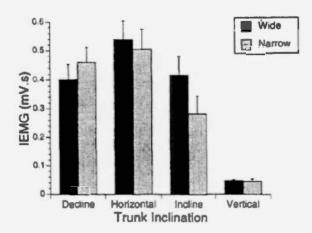


Figure 2.22 Sollicitation du faisceau sternocostal du grand pectoral lors de divers exercices de développé couché (Barnett et coll., 1995)

		Forward grip		Reverse grip	
	Wide ¹	Middle ²	Narrow*	Wide*	Middles
Mean	100	82.097	72.804	08.060	97.939
Standard deviation	0	22.613	34.131	35.316	39.937
Different from*	8	_	1,4,5		

 $^{^{\}circ}$ This row indicates which other exercise the myoelectric signal for the respective column is statistically different (p < .05) from. Columns (grip used) are denoted with a superscript number.

Tableau 2.1 Sollicitation du faisceau sternocostal du grand pectoral lors de divers exercices de développé couché (Green et coll., 2007)

2.5.2 Implication musculaire selon l'inclinaison du banc

2.5.2.1 Pour le faisceau claviculaire du grand pectoral

L'étude (Barnett, 1995) a analysé quatre positions de développé couché soit à une déclinaison de 18 degrés (-18°), à plat, à une inclinaison de 40 degrés et à la verticale. Les résultats démontrent que le développé-incliné (+40°) travaille plus le faisceau claviculaire du grand pectoral lorsqu'on le compare au décliné (-18°). Par contre, si la comparaison se fait avec le développé couché à plat, la différence devient alors non significative (figure 2.23). Selon les données de cette étude, le faisceau claviculaire est aussi bien travaillé par le développé couché que le développé incliné.

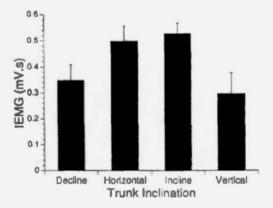


Figure 2.23 Sollicitation du faisceau claviculaire du grand pectoral lors de diverses inclinaisons de développé couché (Barnett et coll., 1995)

Par ailleurs, une autre étude réplique en mentionnant que le développé couché incliné travaille de façon similaire le faisceau claviculaire que le développé couché décliné (figure 2.24A) (Glass et Armstrong, 1997), ce que Barnett et coll. (1995) avait préalablement démontré comme ayant une différence significative dans l'activation de ce faisceau. Une partie de l'explication serait que dans l'étude de Barnett et coll. (1995), l'angle à l'incliné était de 40 degrés tandis que dans la deuxième étude (Glass et Armstrong, 1997), l'angle était de 30 degrés. Les électrodes étaient également

placées différemment, soit légèrement plus basses dans le groupe de Barnett et coll. (1995) ce qui peut expliquer la différence positive. L'angle au décliné était également différent, soit de -15 degrés (différence de 45° entre les deux inclinaisons) dans la seconde étude tandis que dans la première étude, l'angle était de -18 degrés (différence de 58° entre les deux inclinaisons). Une troisième étude (Trebs et coll., 2010) a analysé 4 angles de travail au développé-couché sur smith machine, soit 0°, 28°, 44° et 56°. Cette dernière a toutefois remarqué une différence significative dans la sollicitation du faisceau claviculaire du grand pectoral entre l'angle 0° et les angles 44° et 56°, soit des angles plus grands que ceux analysés par Barnett et coll. (1995) et Glass (1997) de 40° et 30° respectivement. Le fait également que l'exercice ait été accomplit sur une Smith machine restreint la barre dans une trajectoire verticale, prévenant le « C inversé » (figure 2.24B) généralement exécuté lors d'un bench press à la barre libre. Cela a donc pu favoriser le recrutement du faisceau claviculaire.

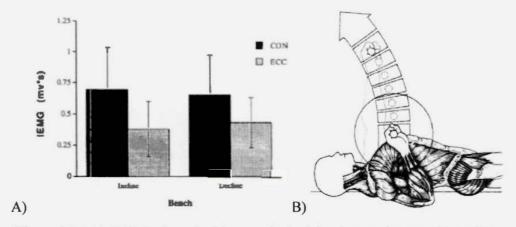


Figure 2.24 A) Sollicitations du faisceau claviculaire du grand pectoral lors d'un développé couché incliné et décliné (Glass et Armstrong, 1997); B) Démonstration du C inversé lors d'un développé-couché (Algra, 1982).

Récemment, une quatrième étude (Lauver et coll., 2016) a analysé 4 angles de travail au développé couché soit de 0°, 30°, 45° et -15°. La conclusion des auteurs sur la sollicitation du faisceau claviculaire fut que les signaux EMG de ce dernier n'ont démontré aucune différence significative parmi les quatre angles différents.

2.5.2.2 Pour le faisceau sternocostal du grand pectoral

Une étude démontre que le développé couché décliné et le développé couché à plat sollicitent le faisceau sternocostal de façon similaire (figure 2.23). Ce dernier aurait toutefois un léger avantage sur le bench décliné (Barnett et coll., 1995). De plus, une autre étude confirme une différence plus marquée démontrant que le développé couché décliné offre une plus grande activation du faisceau sternocostal qu'à l'incliné (figure 2.25) (Glass et Armstrong, 1997). C'est cette différence qui nous permet de soulever des charges plus lourdes au premier exercice combiné au fait que la position déclinée du tronc augmente la hauteur de la cage thoracique, diminuant ainsi l'amplitude du mouvement de la barre. Cette diminution de l'amplitude permet alors de garder une meilleure force tout au long du mouvement en évitant le « sticking point » (Elliot et coll., 1989). Toutefois, l'emploi du bench décliné pour stimuler davantage le faisceau sternocostal n'est pas justifié, car dans la première étude, le développé couché à plat excédait la valeur du développé couché décliné (Barnett et al, 1995).

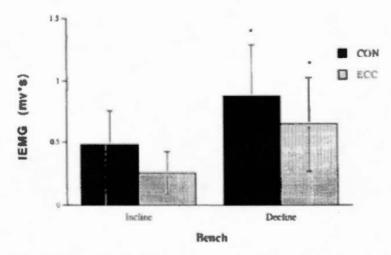


Figure 2.25 Sollicitations du faisceau sternocostal du grand pectoral lors d'un développé couché incliné et décliné (Glass et Armstrong, 1997)

Dans le cas du développé couché au décliné ou à l'horizontale, s'il y a un manque de progression des charges, une rupture du grand pectoral est possible due à la rotation que subissent les fibres de la partie basse du grand pectoral. Une rupture peut alors survenir en fin de phase excentrique lorsque le point d'étirement est élevé et lorsque la levée est entamée. Nous devrions alors arrêter à 4 à 6 cm au-dessus de la poitrine afin de diminuer le risque de blessures lorsque nous sommes à nos débuts en entraînement (Green, 2007). Également, Garrett et coll. (1987) ont montré chez les lapins qu'un étirement lors d'une contraction maximale peut produire une rupture lorsque la fibre dépasse 26 % de sa longueur initiale. Dans les faits, dans les 30 derniers degrés d'abduction horizontale de l'humérus au bench press, les fibres de la portion abdominale sont étirées entre 30 à 45 % de leur longueur initiale. Ils sont donc très étirés durant cette portion du mouvement et leur tension active arrive donc à zéro due à une perte de contact entre les filaments d'actine et de myosine. Cet étirement place donc ces fibres susceptibles de se rupturer (Garret et coll., 1987).

Au niveau de l'inclinaison du banc sur l'activation du faisceau sternocostal, Trebs et coll. (2010) ont démontré, sur Smith machine, une diminution de l'activation EMG moyen de ce faisceau plus l'angle augmentait (figure 2.26), ce qui concorde également avec les données de Barnett et coll. (1995) et de Lauver et coll. (2016).

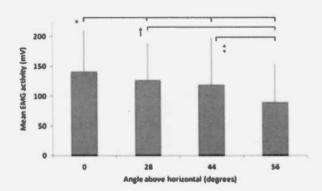


Figure 2.26 Sollicitations du faisceau sternocostal du grand pectoral lors d'un développé couché à 4 inclinaisons (Trebs et al, 2010)

2.5.2.3 Pour le faisceau abdominal du grand pectoral

Une seule étude a fait l'analyse de la portion abdominale du grand pectoral et a démontré une différence significative entre un développé couché avec une inclinaison de 30° et un développé couché avec une déclinaison de 15° (-15°) (Armstrong et Glass, 1997). De ce fait, exécuter un développé couché décliné semble activer davantage la portion abdominale du grand pectoral que lorsque exécuté à l'incliné, mais aucune donnée n'indique la comparaison de ce faisceau avec l'exécution d'un développé couché à l'horizontale.

2.5.2.4 Pour la longue portion du triceps brachial

Trois études ont analysé le chef latéral du triceps brachial (Clemons et Aaron, 1997; Lauver et coll., 2016; Lehman, 2005) et seulement une étude a fait l'analyse de la longue portion du triceps brachial (Barnett et coll., 1995). Cette dernière démontre que la sollicitation de la longue portion du trieps brachial était significativement inférieure lors d'une position inclinée à 40° et à la verticale (90°) comparativement à une position à l'horizontale (0°). Une prise serrée (100 % de la largeur biacromiale) a également permis une meilleure sollicitation qu'une prise plus large (200% de la largeur biacromiale) (figure 2.27)

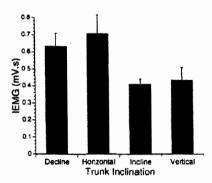


Figure 2.27 Sollicitations de la longue portion du triceps brachial lors d'un développé couché à 4 inclinaisons (Barnett et coll, 1995)

2.6 Aspects méthodologiques des études similaires

Pour les protocoles des études de Barnett et coll. (1995), Clemons et Aaron (1997), Glass et Armstrong (1997), Lauver et coll. (2016), Welsch et coll. (2005), Trebs et coll. (2010) et Lehman (2005), référez-vous à l'Annexe C. Voici toutefois un résumé de celles-ci regroupé par catégories.

2.6.1 Nombre de sujets

La moyenne du nombre de sujets recrutés des 7 études mentionnées ci-dessus est de 12 candidats avec une variation entre 6 et 15 candidats.

2.6.2 Développé couché à la barre libre ou guidée

5 études ont fait leurs analyses avec la barre libre et 2 études avec la barre guidée, soit avec l'utilisation d'un appareil couramment appelée la machine Smith.

2.6.3 Sites analysés et emplacement des électrodes

Trois études ont utilisé le positionnement de l'électrode au-dessus du 2^e espace intercostal pour l'analyse EMG du faisceau claviculaire et le positionnement de l'électrode au-dessus du 5^e espace intercostal pour l'analyse EMG du faisceau sternocostal. Certaines études n'ont positionné qu'une seule électrode sur le grand pectoral (2 études), une autre était imprécise quant à la position exacte (ex : sur le ventre musculaire) tandis qu'une autre on omit de mentionner l'endroit de leur positionnement anatomique. Aucune étude n'a analysé directement le faisceau abdominal outre l'étude de Glass et Armstrong (1997) qui mentionnent avoir fait un travail sur le signal EMG de la partie basse du faisceau sternocostal (électrode audessus du 5^e espace intercostal).

2.6.4 Largeur de la prise

Les largeurs de prise utilisées ont varié entre 100 % et 200 % de la largeur biacromiale (distance entre les deux acromions de l'individu) avec des valeurs plus fréquentes de 100 % pour la prise dite serrée et de 200 % pour la prise dite large.

2.6.5 Inclinaison du banc

L'inclinaison du banc dans les études au développé couché ont varié de -18° à + 56° avec une fréquence légèrement plus élevée des angles de -15°, 0°, +30° et +45°.

2.6.6 Période d'évaluation initiale

La période d'évaluation des candidats a majoritairement été effectuée 1 semaine avant l'enregistrement EMG et consistait à une période de familiarisation des exercices, la mesure de la distance biacromiale et d'un moment afin de déterminer les charges adéquates à utiliser pour chaque exercice durant la séance d'enregistrement. Un repos de 3 à 5 minutes était donné aux participants afin de récupérer entre les séries et/ou les exercices.

2.6.7 Protocole d'évaluation EMG

Aucune étude n'a utilisé le même protocole au niveau du pourcentage de la charge et du nombre de répétitions à exécuter. Les charges utilisées variaient entre 65 % et 80 % du 1RM. Une étude a utilisé 65 %, trois études ont utilisé 70 %, deux ont utilisé 80 % et une a utilisé une contraction volontaire maximale isométrique (CVMI). Le nombre de répétitions a varié entre 1 et 6 répétitions et le tempo avait, lorsque mentionné dans l'étude, un rythme constant dans les phases excentrique et concentrique. En moyenne, le tempo était de 1,5 à 2 secondes pour chacune de ces phases.

2.7 Synthèse et question de recherche

Le tableau 2.2 résume les données scientifiques au niveau de la sollicitation des faisceaux claviculaire, sternocostal et abominal du grand pectoral. Plus il y a d'étoiles dans la case, plus le faisceau est sollicité dans la position associée. La présentation hiérarchique des étoiles est issue des évidences cumulatives des données EMG de la littérature (Barnett et coll. (1995), Clemons et Aaron (1997), Glass et Armstrong (1997), Lauver et coll. (2016), Welsch et coll. (2005), Trebs et coll. (2010) et Lehman (2005)).

Tableau récapitulatif de la littérature sur la sollicitation des faisceaux du grand pectoral

	Angle du banc lors d'un développé-couché et la prise utilisé Décliné (-18° à -15°) Horizontale (0°)				orise utilisée	e Incliné (30° à 56°)			
Muscles impliqués	Pronation large (200%)	Pronation serrée (100%)	Pronation large (200%)	Pronation serrée (100%)	Pronation très serrée (50%)	Supination serrée (100%)	Supination large (200%)	Pronation large (200%)	Pronation serrée (100%)
Faisceau claviculaire du grand pectoral	★ (1)	★ (1)	(1,2) **	(1,2) **	**	**	(2) ***	(1) **	**
Faisceau sternocostal du grand pectoral	***	***	(1,2) ***	(1,2) ***	**	(2) ***	(2) ****	**	* (1)
Faisceau abdominal du grand pectoral	(3) **	ND	ND	ND	ND	ND	ND	(3) ★	ND
Longue portion du triceps brachial	(1) **	***	**	***	ND	ND	ND	★ (1)	**

ND : Non défini; c.-à-d. que la recherche actuelle n'a pas analysé encore ces données

Tableau 2.2 Synthèse des données EMG des faisceaux du grand pectoral selon différents mouvements de développé couché.

^{*}Le pourcentage de la largeur de la prise fait référence au pourcentage de la largeur biacromiale de l'individu Études citées

^{1.} Barnett, C., Kippers, V. et Turner, P. (1995) Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. J. Strength and Cond. Res. 9 (4): 222-227.

^{2.} Lehman, G. (2005) The influence of grip width and forearm pronation supination on upper-body myoelectric activity during the flat bench press. Journal of Strength & Conditioning Research. 19(3):587-591.

^{3.} Glass, S. C., Armstrong, T. (1997) Electromyographical activity of the pectoralis muscle during incline and decline bench press. Journal of Strength & Conditioning Research. 11(3):163-167.

Comme le tableau 2.2 le présente (valeurs ND), il n'existe aucune information en ce qui touche le recrutement du faisceau abdominal du grand pectoral; il n'existe pas de données sur la prise en supination au développé incliné et au développé décliné et il manque des données quant au recrutement de la longue portion du triceps brachial. De plus, aucune analyse cinématographique n'a été accomplie pour corréler la largeur de la prise avec l'angle d'abduction de l'épaule. De ce fait, à la lumière des informations présentées précédemment, la demande de clarification sur certains éléments reliés à la stimulation musculaire des agonistes lors du développé couché nous amène à la question de recherche suivante : Quels sont les effets d'une variation de l'inclinaison du banc (-15°, 0° et +30°), de la largeur de la prise (100 % et 200 % de la largeur biacromiale) corrélée avec un angle d'abduction à l'épaule <45° (100%) ou >45° (200%) et du type de prise (supination et pronation) lors d'exercices de développécouché dans la stimulation des faisceaux abdominal, sternocostal et claviculaire du grand pectoral ainsi que du triceps brachial (longue portion) chez des individus masculins s'entraînant depuis plus d'un an.

Également, et tenant compte de l'analyse biomécanique et des données scientifiques actuelles, nos hypothèses sont que :

- La prise en pronation à 100 % de la largeur biacromiale ainsi que les prises en supination à 100 et 200 % sur un plan incliné (+30°) émettront les meilleurs signaux EMG sur le faisceau claviculaire du grand pectoral;
- La prise en pronation à 200 % de la largeur biacromiale sur un plan horizontal (0°) émettra le meilleur signal EMG sur le faisceau sternocostal du grand pectoral;
- La prise en pronation à 200 % de la largeur biacromiale sur un plan décliné (-15°) émettra le meilleur signal EMG sur le faisceau abdominal du grand pectoral;

• La prise en pronation à 100 % de la largeur biacromiale sur un plan horizontal (0°) émettra le meilleur signal EMG de la longue portion du triceps brachial.

CHAPITRE III

MÉTHODOLOGIE

3.1 Le recrutement et l'éligibilité des candidats

Les candidats ont été recrutés dans deux salles d'entraînement principales soit au Progym Serge Moreau (4500 rue Hochelaga, Montréal, Qc, H1V 3N8) et à la salle d'entraînement de l'UQAM (CS-2S040). Suite à l'approbation de notre étude par le comité d'éthique de la recherche pour les projets étudiants (CERPE), des affiches ont été apposées dans les vestiaires de ces centres d'entraînement afin que les candidats qui désirent participer à l'étude soient invités à nous contacter par courriel (arseneault.keven@courrier.uqam.ca). Les candidats ont alors été invités à deux séances d'évaluations soit une première pour la familiarisation avec les exercices (12) et la détermination des 12RM respectifs aux exercices qui seront utilisés lors de la séance suivante et une seconde rencontre, une à deux semaines plus tard, où l'enregistrement électromyographique (EMG) aura lieu individuellement avec l'utilisation des 12 exercices du protocole.

Les critères d'inclusion des candidats sont les conditions suivantes :

• Être un homme. Les femmes étaient exclues de la recherche due à la difficulté d'accès de la zone d'analyse EMG, soit les pectoraux principalement. De ce fait, la masse adipeuse qui recouvre le muscle [autrement dit le sein] ne permet pas le positionnement adéquat des électrodes afin de pouvoir mesurer la tension dans la portion abdominale du grand pectoral.

- Avoir au moins 1 an d'expérience en entraînement afin de s'assurer qu'ils aient développé un patron moteur de base dans le mouvement de développé couché et ainsi maximiser l'activation musculaire. Selon Carroll et coll. (2001) et Sale (1992), les individus non entraînés peuvent ne pas être en mesure de recruter volontairement les unités motrices à haut seuil d'activation ou d'activer de façon maximale leurs muscles. Par ailleurs, les candidats n'ont pas besoin d'avoir déjà effectué les 12 exercices du protocole de recherche pour être éligible.
- Ne pas avoir de blessure. Une blessure, par exemple, à une épaule peut occasionner une diminution du recrutement musculaire du côté blessé afin de protéger l'épaule et ainsi diminuer la charge qui serait réellement utilisée dans des conditions sans blessure. Une sous-estimation des charges à utiliser sera donc inévitable et affectera le nombre de fibres recrutées, biaisant ainsi les résultats sur ce candidat). Une légère tension ou un inconfort ressenti n'occasionnant aucune limitation physique seront acceptés.

Prendre note qu'avant la première rencontre avec les candidats, un test pilote a été effectué du protocole au complet (incluant l'évaluation des 12RM pour chacune des positions et l'analyse EMG) par l'évaluateur, soit Keven Arseneault, avec l'aide d'un technicien du laboratoire.

3.2 Première rencontre avec les candidats - Séance d'évaluation

3.2.1 Présentation des exercices

Les exercices à exécuter lors de la séance d'enregistrement électromyographique ont été présentés soit le développé couché décliné (-15°) en prise large et en prise serrée

dans les deux types de prises (supination et pronation), le développé-couché à l'horizontale (0°) en prise large et en prise serrée dans les deux types de prises (supination et pronation) et le développé couché incliné (+30°) en prise large et en prise serrée dans les deux types de prises (supination et pronation). Les candidats ont essayé à tour de rôle les exercices à analyser afin de se familiariser avec les mouvements qui, pour certains, étaient nouveaux. Des explications leur ont été données au niveau de la technique à avoir pour chacun des exercices (Annexe A) ainsi que le tempo à adopter, soit un 3-1-1-0 (c.-à-d. 3 secondes dans la phase excentrique, 1 seconde dans la transition de la phase excentrique à la phase concentrique [autrement dit lorsque la barre est au niveau de la poitrine], 1 seconde pour la phase concentrique et 0 seconde dans la transition de la phase concentrique à excentrique [autrement dit entre deux répétitions]).

3.2.2 Évaluation des 12RM

Les 12RM ont été déterminés sur tous les exercices (12 exercices), soit sur 4 positions par angle de mouvement (pronation : prise large et serrée [200 % et 100 % de la largeur biacromiale, respectivement] ; supination : prise large et serrée [200 % et 100 % de la largeur biacromiale, respectivement] ; aux angles de -15°, 0° et +30°). La mesure de la distance biacromiale a été accomplie pour chaque candidat afin d'établir la distance entre les deux index sur la barre lors d'une prise large ou serrée. Chaque candidat a ensuite suivi un ordre précis (aléatoire pour chaque candidat) d'exécution des exercices pour l'atteinte des 12RM pour chacun de ce:ux-ci. Cet ordre a ensuite été repris lors de la séance d'évaluation EMG. Les candidats ont commencé alors par une séance d'échauffement consistant à 2 séries avec des charges progressives au développé couché, soit environ une série avec 25 % et une seconde avec 50 % de leur poids de corps.

Lors du début de l'évaluation des 12RM, le candidat a estimé préalablement la charge à utiliser sur l'exercice selon sa capacité et a procédé à l'exécution du mouvement. Une seule série maximale a été demandée pour chacun des mouvements. Si l'individu dépasse ou termine sa série avant d'avoir atteint 12 répétitions maximales, le 12RM sera alors estimé via la charte des pourcentages (Baechle, 2000 ; voir la charte en Annexe B), soit une méthode stipulée par Tan (1999) ainsi que par Poliquin (1988). Un repos de 3 minutes a été laissé entre chaque série afin de minimiser la fatigue.

3.3 Deuxième rencontre avec les candidats – Séance d'enregistrement

3.3.1 Préparation du candidat

Une semaine après la première rencontre, les candidats ont été rencontré à nouveau pour la séance d'enregistrement. La première étape avant que le candidat exécute les enregistrements EMG est d'installer les électrodes sur le grand pectoral. La fixation des électrodes sur la peau n'est pas fréquemment mentionnée dans les études utilisant l'électromyographie. Par contre, celles qui en ont fait mention utilisaient du papier adhésif double face ou enroulé, des bandes élastiques et en gardant le capteur sur l'emplacement désiré avec la main. Voici un résumé des procédures de placement des capteurs :

- 1. Sélection du capteur EMGs
- 2. Rasage de la peau
- 3. Abrasion de la région
- 4. Nettoyage de la surface
- 5. Positionnement du patient dans la position de départ

- 6. Sélection de l'emplacement du capteur
- 7. Installation et fixation du capteur
- 8. Évaluation de la connexion.

3.3.2 Le positionnement des électrodes

Chaque candidat a eu quatre paires d'électrodes (DELSYS 2.1) placées sur le grand pectoral droit (3 paires) afin de cibler le faisceau claviculaire, le faisceau sternocostal et le faisceau abdominal et une paire sur le chef long du triceps pour analyser les variations dans leur recrutement (figure 3.0). Ces électrodes sont standardisées afin de limiter le crosstalk mentionné au point 2.3.1 en amplifiant de 1000 fois le signal directement dans l'électrode. Un tissu en coton a été utilisé afin de stabiliser la paire d'électrodes au niveau du triceps et ainsi éviter que celle-ci ne se décolle du bras. Pour le placement des électrodes, la référence utilisée est le livre « Cram's introduction to surface electromyography » par Eleanor Criswell.



Figure 3.0 Placement des électrodes sur A) le faisceau claviculaire ; B) le faisceau sternocostal et C) le faisceau abdominal.

3.3.2.1 Faisceau claviculaire

Pour le placement de cette paire d'électrodes, il faut tout d'abord palper la clavicule. Ensuite, la paire d'électrodes est placée sur la poitrine de façon à être légèrement en angle vis-à-vis la clavicule, approximativement 2 cm sous le milieu de la clavicule (audessus du 1^{er} espace intercostal). La paire d'électrodes se retrouve alors dans l'axe vertical (en dessous) du milieu de la clavicule droite (figure 3.0A)).

3.3.2.2 Faisceau sternocostal

Pour le placement de cette paire d'électrodes, il faut tout d'abord palper la clavicule. Ensuite, la paire d'électrodes est placée sur la poitrine de façon à être perpendiculaire au sternum et au creux axillaire (aisselle), approximativement 6 cm sous le milieu de la clavicule (au-dessus du 3^e espace intercostal). La paire d'électrodes se retrouve alors dans l'axe vertical (en dessous) du milieu de la clavicule droite (figure 3.0B)).

3.3.2.3 Faisceau abdominal

Pour le placement de cette paire d'électrodes, il faut localiser la base du sternum, près du processus xiphoïde. Par la suite, la paire d'électrodes est placée sur la masse musculaire en position proximale au mamelon, dans la jonction entre la base du sternum et le prolongement vertical des autres électrodes (au-dessus du 5^e espace intercostal) (figure 3.0C)).

3.3.2.4 Triceps brachial

La paire d'électrodes est placée à 2 cm en médiale de la ligne centrale postérieure, approximativement à 50 % de la distance entre l'acromion et l'olécrane ou le coude (bras gauche de la figure 3.1).

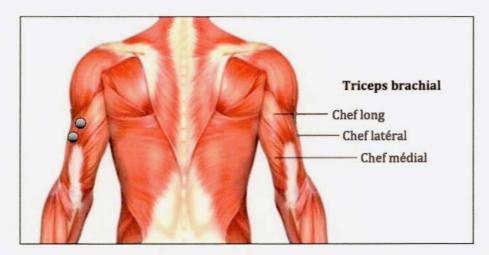


Figure 3.1 Positionnement des électrodes sur le triceps brachial.

3.3.2.5 L'électrode de référence

L'électrode de référence, qui doit être placée sur un tissu inactif, a été déposée sur le tibia du participant (figure 3.2). Cette électrode neutre permet de faire une mise à terre et d'éliminer la captation par les électrodes musculaires des sources électriques environnantes (tapis roulant à proximité des candidats, la présence des champ électromagnétiques pouvant perturber le signal EMG, etc.).



Figure 3.2 Emplacement de l'électrode de référence (neutre), soit sur le tibia du participant.

3.3.3 Lieu de la prise des données et organisation temporelle

La prise des données s'est effectuée à la salle d'entraînement du Pavillon des Sciences Biologiques de l'UQAM (local SB-4630). La première étape lorsque le candidat a eu sur lui les quatre paires d'électrodes a été d'établir la contraction volontaire maximale isométrique (CVMI) pour chacun des groupes musculaires analysés (le grand pectoral et le triceps brachial) à deux reprises et d'une durée de 5 secondes par contractions. Pour le grand pectoral, le candidat devait appuyer ses deux paumes l'une contre l'autre et serrer le plus fort possible en ayant les mains devant soi. Pour le triceps brachial, le candidat était assis et devait faire une pression avec le point sur une table, le coude à 90° de flexion. Par la suite, le meilleur signal EMG émis (le pic du signal EMG le plus haut atteint recueilli par les électrodes des quatre muscles analysés respectivement) par l'un de ces deux essais a été considéré comme étant le 100 % de la capacité musculaire de l'individu (valeur de normalisation), à moins qu'une valeur EMG durant l'effort n'ait été supérieure. Tous les autres essais sur les exercices de développé couché seront alors comparés à cette valeur maximale (dont le spectre fréquentiel [Fast Fourrier Transform] a été accompli lors de la cueillette des données brutes) selon le groupe musculaire respectif. Par la suite, les participants ont reçu un ordre d'exécution des exercices par angle de mouvement (certains participants ont commencé l'analyse par le développé incliné, d'autre par le développé décliné, d'autres avec une prise large, d'autres avec une prise en pronation, etc.), soit le même que celui utilisé durant la séance d'évaluation. Un repos d'au minimum 3 minutes a été accordé à chaque participant entre chacune de leurs levées. Lorsque tous les candidats ont accompli les 4 enregistrements des données pour toutes les positions à cet angle (pronation/supination en prise large et serrée), ils ont alors changé de station (changement d'inclinaison du banc et déplacement de la caméra d'analyse cinématographique). Le processus a été répété pour les deux autres angles à analyser en suivant l'ordre assigné au candidat durant la période d'évaluation.

3.3.4 Posologie (Charge/Tempo/Répétition)

La charge utilisée a été le 12RM pour chacune des positions, soit des charges prédéterminées lors de la séance d'évaluation accomplie une à deux semaines au préalable avant la séance d'enregistrement. Le tempo établi avec un métronome et dicté à haute voix était de 3-1-1-0. Aucun rebond sur la poitrine n'a été permis. Ce tempo a été enseigné lors de la première rencontre afin de familiariser les candidats dans la façon d'accomplir les exercices. Le nombre de répétitions pour chaque exercice a été de 6 répétitions afin de minimiser la fatigue musculaire, facteur de biais dans l'analyse EMG. Le candidat a également reçu la consigne de maintenir ses coudes en dessous de 45° lors d'un développé-couché en pronation à 100 % de sa largeur biacromiale et de maintenir ses coudes au-dessus de 45° d'abduction à l'épaule lors d'un développé-couché en pronation à 200 % de sa largeur biacromiale et en-dessous de 45° d'abduction à l'épaule lors d'une prise en pronation à 100 %. La valeur de 45° a été arbitrairement décidée comme étant le point médian entre 0° d'abduction (coudes près du corps) et 90° d'abduction de l'épaule (amplitude d'abduction maximale observée lors d'un développé couché). Un évaluateur était présent afin d'observer, en même temps que la caméra, le positionnement des coudes afin de corriger le candidat si ses coudes se déplaçaient dans un angle non désiré.

3.3.5 Analyse cinématographique

Pour effectuer l'analyse cinématographique, une caméra (iPhone 5) a été placée perpendiculaire au plan frontal à environ 2 mètres du candidat et en ligne avec l'axe du corps. La caméra a ainsi été suspendue au plafond au-dessus du banc où s'exécutaient les levées (figure 3.3) et était déplacée à chaque fois que l'angle du banc variait, afin de maintenir une perpendicularité avec ce dernier. Cela avait pour objectif de faciliter l'analyse de l'angle d'abduction à l'épaule avec moins de biais.



Figure 3.3 Positionnement de la caméra suspendue au plafond au-dessus des candidats.

Des marqueurs réfléchissants ont été attachés 1- sur la crête iliaque droite, 2- à l'articulation acromio-claviculaire droit et 3- au niveau de l'épicondyle latéral du coude droit de façon à pouvoir analyser l'angle d'abduction à l'épaule (figure 3.4). Le marqueur sur la barre a été déplacé afin qu'il crée le point de rencontre perpendiculaire avec le marqueur sur l'articulation acromio-claviculaire. Cet arrangement a permis une vue complète de tous les marqueurs à toutes les prises et inclinaisons du banc lors des évaluations. Ces marqueurs n'ont toutefois pas été utilisés pour l'analyse des mouvements en supination étant donné que les mouvements du coude ne sont que très peu possibles dans cette position.

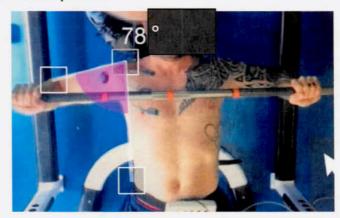


Figure 3.4 Présentation des 3 marqueurs positionnés sur le candidat (zones encadrées) ainsi que de la mesure de l'angle d'abduction à l'épaule par le logiciel Dartfish.

L'objectif d'évaluer l'angle d'abduction à l'épaule est de standardiser pour tous les participants le positionnement de l'humérus dans l'espace lors d'une largeur de prise déterminée. Le grand pectoral s'insère sur l'humérus et le fait d'ajuster la largeur de la prise sans considérer l'angle d'abduction à l'épaule induirait des erreurs d'analyses. En fait, entre la main et l'épaule il y a 3 articulations (épaule, coude, poignet) et les candidats peuvent bouger ces articulations selon leur préférence. Par exemple, un candidat pourrait faire son développé couché en pronation à 100 % de la largeur biacromiale avec les coudes le long du corps (angle d'abduction à l'épaule de 15°) tandis qu'un 2^e candidat, quant à lui, pourrait sortir les coudes sur les côtés (angle d'abduction à l'épaule de 80°). Dans les deux cas, la largeur de la prise est la même (soit 100 % de la largeur biacromiale), mais le recrutement du grand pectoral pourrait varier énormément due au positionnement du coude et non pas nécessairement due à la largeur de la prise. Un résultat qui, à notre avis, est important à ne pas confondre ou à introduire dans les données à analyser. Toutefois, aucune étude électromyographique sur le développé couché n'a utilisé de caméra pour standardiser l'angle d'abduction à l'épaule des candidats.

Dans la méthodologie de cette étude, le logiciel Dartfish® a permis d'analyser l'angle d'abduction à l'épaule dans le plan frontal (angle de projection 2D) et ainsi valider si la lecture EMG était retenue ou non. Voici l'analyse qui a été prise en compte pour chacun des 12 conditions :

Développé couché décliné, incliné et à l'horizontale

- Pronation à 100 %: L'EMG avec un angle d'abduction à l'épaule <45° a été accepté (étant donné qu'aucune étude n'a analysé l'angle d'abduction à l'épaule lors d'un développé couché).
- Pronation à 200 %: L'EMG avec un angle d'abduction à l'épaule >45° a été accepté pour les raisons décrites précédemment.

- Supination à 100 %: Aucune analyse cinématographique n'a été accomplie lors de la prise en supination étant donné le fait que les coudes ne peuvent pas se déplacer latéralement durant le mouvement.
- Supination à 200 %: Aucune analyse cinématographique pour les mêmes raisons que la prise à 100 %.

Dans un cadre d'analyse terrain, par exemple, un candidat pourrait accomplir ses 6 répétitions d'un exercice avec la consigne de maintenir ses coudes <45° lors d'un développé-couché en pronation à 100 % de la largeur biacromiale et que lors de sa dernière répétition ses coudes se déplacent latéralement occasionnant un angle d'abduction à l'épaule de près de 75°. Ainsi, les enregistrements EMG des 5 premières répétitions seront retenues et non la sixième.

Témoin lumineux

Afin de synchroniser ensemble la vidéo et le tracé électromyographique, un témoin lumineux a été installé sur l'un des supports de la barre (figure 3.5). Lorsque le témoin lumineux s'allumait, une marque était inscrite sur le tracé EMG. Cela permettait alors de suivre les angles à l'épaule et le signal EMG pour chacune des répétitions des candidats.



Figure 3.5 Témoin lumineux permettant de faire correspondre le tracé EMG et la vidéo associée.

3.3.6 Le traitement du signal EMG

Tel que présenté dans la section 2.4, le signal EMG recueilli par les électrodes a été ensuite amplifié, filtré avec une bande passante de 20-350 Hz, quantifié, filtré une seconde fois et normalisé (figure 3.7). Chaque résultat obtenu (soit la plus grande valeur de courant EMG capté pour chaque répétition) a été normalisé en étant superposé sur la valeur de la CVMI de l'individu afin d'en obtenir un pourcentage ([(Résultat EMG lors d'un mouvement) /(Résultat de la CVMI)] multiplié par 100) et permettre de comparer les valeurs des sujets entres-elles. Prendre note que les signaux EMG des faisceaux musculaires du grand pectoral et du triceps brachial ne sont pas comparés entre eux.

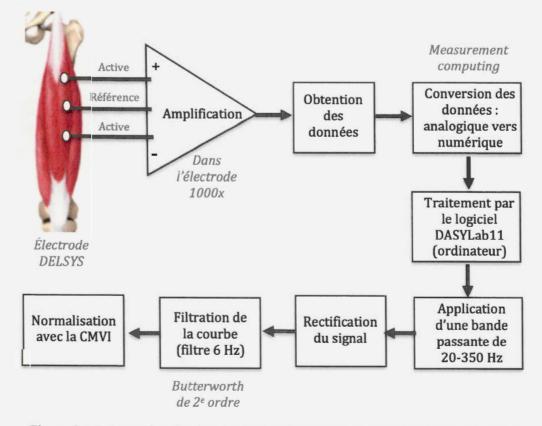


Figure 3.7 Présentation du chemin du signal EMG de sa captation au muscle à son interprétation une fois normalisé.

3.3.7. Analyses statistiques

Les analyses statistiques ont porté sur trois variables explicatives (indépendantes) soit la Position du banc (inclinaison), le Type de prise et la Largeur de la prise. Chaque variable explicative possède différentes conditions. Par exemple, la Position possède trois conditions (déclinée, horizontale et inclinée); le Type de prise possède deux conditions (pronation et supination) et la Largeur de la prise possède deux conditions (100 % et 200 % de la largeur biacromiale). Par la suite, pour chaque candidat, la moyenne des valeurs électromyographiques des six répétitions exécutées dans un mouvement a été utilisés (moyennes des valeurs maximales obtenues à travers les phase concentrique et excentrique de chacune des répétitions). Ensuite, les moyennes des 13 candidats ont alors été comparée entres-elles pour chacun des mouvements (12) pour les quatre muscles analysés à l'aide d'un ANOVA à mesures répétées à trois facteurs ainsi que des analyses d'effets simples. De plus, des analyses sur les variations de l'angle à l'épaule en fonction de chacun des mouvement (12) ont également été comparé. Lorsque des effets significatifs étaient constatés suite à l'ANOVA, un test post-hoc Bonferroni et un test de Mauchly de la sphéricité ont été appliqué. Il est à noter que les résultats du test de sphéricité et de normalité ont été vérifiés avant d'analyser les résultats de l'ANOVA. Advenant que l'hypothèse de sphéricité n'était pas respectée, le degré de liberté était corrigé selon la méthode Greenhouse-Geisser (si la valeur était inférieure à 0,75). Le niveau de signification (valeur P) a également été pris en compte avec une valeur inférieure à 0,05.

CHAPITRE IV

RÉSULTATS

4.1 Les participants

Lors de cette étude, 14 participants ont passé à travers la première rencontre d'évaluation des 12 RM et seulement 13 ont complété la deuxième rencontre, soit l'enregistrement électromyographique. Les caractéristiques physiques des participants sont illustrées au tableau 4.0 ci-dessous.

Tableau 4.0. Caractéristiques physiques des participants (n = 13)

	Participants															
	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14												14	Moyenne	Écart-type	
Âge (années)	33,0	29,0	30,0	25,0	30,0	43,0	34,0	22,0	31,0	23,0	38,0	38,0	24,0	36,0	31,1	6,3
Grandeur (cm)	175,0	155,0	181,0	185,0	178,0	170,0	187,0	173,0	185,0	180,0	183,0	180,0	180,0	201,0	179,5	10,2
Poids (kg)	78,6	81,8	76,4	85,5	86,8	79,1	84,1	77,3	118,2	71,8	89,1	111,8	109,1	94,0	88,8	14,4
Largeur biacromiale (cm)	40,0	41,0	40,0	42,0	42,0	38,0	42,0	42,0	46,0	41,0	42,0	45,0	43,0	43,0	41,9	2,0
Expérience en entraînement (ans)	15,0	10,0	10,0	10,0	15,0	20,0	2,0	4,0	14,0	7,0	20,0	18,0	7,0	19,0	12,2	6,0

Lors de la première rencontre avec les participants, les 1 RM (répétition maximale) pour les 12 exercices ont été calculés et sont présentés au tableau 4.1.

Tableau 4.1 Valeurs estimées du 1RM aux développé-couchés des participants.

				Participants											_				
				1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	Moyenne	Écart-type
1	2 1	Pronation	Serrée	81	91	45	78	97	81	88	52	81	65	81	97	101	78	79,7	16,3
	utale La	Large	81	88	52	91	104	91	88	52	97	75	97	97	94	81	84,9	15,9	
		Serrée	81	78	39	62	68	58	65	55	78	58	65	78	78	58	65,8	12,0	
ž s	upination	Large	61	81	42	71	75	62	65	52	78	58	78	78	78	62	67,2	11,7	
20 .		Pronation	Serrée	55	68	32	81	65	88	62	55	101	52	91	78	68	58	68,1	18,2
TRIM (Kg)	-	Pronation	Large	58	68	36	101	75	88	62	55	107	52	107	78	68	55	72,1	21,8
Charge	Supination Serr	Serrée	52	68	36	58	55	58	55	55	78	45	65	71	58	45	57,1	11,1	
5 .	9	Supination	Large	52	68	36	75	55	62	55	55	78	42	78	78	55	45	59,6	14,0
		Pronation -	Serrée	94	97	42	75	84	81	81	78	101	75	68	104	78	81	81,4	15,5
(-1E0)		Pronation	Large	94	94	42	88	84	94	88	78	114	75	81	101	78	78	84,9	16,3
	Deciline S	Euplantian	Serrée	88	91	39	58	62	55	68	78	78	58	58	104	62	62	68,6	17,2
1	٠ ا ء	Supination -	Large	88	88	36	68	62	68	78	78	88	58	58	120	58	62	72,1	20,1

4.2 L'angle d'abduction à l'épaule

L'angle d'abduction à l'épaule des candidats a été mesuré lors des mouvements de développé-couché avec différentes largeurs de la prise (serrée et large) en pronation. Le tableau 4.2 illustre les données moyennes des 13 candidats pour chacune des inclinaisons et de la largeur de la prise respectivement. L'Annexe D fait référence aux données recueillies à chacune des répétitions. Il démontre également que certains enregistrements EMG des candidats 6, 9, 12 et 13 (données en rouge) ont été retirés principalement lors de mouvements en pronation en prise serrée, car l'angle d'abudction à l'épaule de ces candidats a excédé les 45° permis durant certaines répétitions. Ainsi, les valeurs EMG de ces répétitions n'ont pas été considérées dans les valeurs moyennes.

Tableau 4.2 Analyses de l'angle à l'épaule des candidats lors des mouvements de développé-couché en pronation.

			Candidats														
			1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	13	14	Moyenne	Écart-type
ingle à l'épaule en pronation (°)	Horizontale	Serrée	38	27	35	33	30	35	24	31	40	34	40	43	34	34,1	5,3
	(0°)	Large	61	51	68	77	73	74	65	67	75	78	65	84	62	69,2	8,7
	In-11-4 (. 200)	Serrée	31	31	34	34	26	37	29	30	20	30	30	41	32	31,1	5,0
	Incliné (+30°)	Large	56	57	66	66	66	62	72	64	71	74	75	77	53	65,9	7,6
	D4-11-4 (4F9)	Serrée	38	27	38	28	34	41	28	34	43	37	38	44	32	35,5	5,6
	Décliné (-15°)	Large	60	57	68	72	69	71	64	70	71	76	76	85	53	68,5	8,6

*Les valeurs du candidat #10 sont absentes des données, car il n'a pas complété la phase de collecte de données EMG de l'étude.

Aucune différence significative ne fut observée entre les angles à l'épaule lors d'une prise serrée en pronation entre les trois inclinaisons et également lors d'une prise large en pronation entre les trois inclinaisons (tableau 4.3, tableau 4.4). Le tableau 4.5 illustre les angles moyens à l'épaule lors des deux types de largeur de la prise.

Tableau 4.3 Résultats de l'analyse Bonferroni sur les angles à l'épaule lors d'une prise serrée sur trois inclinaisons différentes.

Inclinaison	Inclinaison comparée	Différence moyenne	Erreur-type	Significativité	Intervalle de co	onfiance à 95%
Décliné	Horizontale	1.38462	2.10272	1.000	-3.8954	6.6646
	Incliné	4.38462	2.10272	0.133	-0.8954	9.6646
Horizontale	Décliné	-1.38462	2.10272	1.000	-6.6646	3.8954
	Incliné	3.00000	2.10272	0.487	-2.2800	8.2800
Incliné	Décliné	-4.38462	2.10272	0.133	-9.6646	0.8954
	Horizontale	-3.00000	2.10272	0.487	-8.2800	2.2800

Tableau 4.4 Résultats de l'analyse Bonferroni sur les angles à l'épaule lors d'une prise large sur trois inclinaisons différentes.

Inclinaison	Inclinaison comparée	Différence moyenne	Erreur-type	Significativité	Intervalle de co	onfiance à 95%
Décliné	Horizontale	61538	3.26488	1.000	-8.8136	7.5829
	Incliné	2.53846	3.26488	1.000	-5.6598	10.7367
Horizontale	Décliné	0.61538	3.26488	1.000	-7.5829	8.8136
	Incliné	3.15385	3.26488	1.000	-5.0444	11.3521
Incliné	Décliné	-2.53846	3.26488	1.000	-10.7367	5.6598
	Horizontale	-3.15385	3.26488	1.000	-11.3521	5.0444

Tableau 4.5 Angle moyen à l'épaule des candidats lors d'un développécouché sur trois inclinaisons (-15°, 0°, +30°).

	Angle à l'épaule
Largeur de la prise	Moyenne ± Écart-type
Prise serrée	33.6 ± 2.1
Prise large	67.9 ± 3.3

^{*}Toutes les valeurs représentées sont mesurées en degrés (°). Aucune différence significative n'a été observé à l'intérieur d'une largeur de prise pour les trois inclinaisons.

4.3 CVMI pré- et post- enregistrement EMG

Les enregistrements EMG maximaux ont été enregistrés avant et après l'exécution des 12 exercices afin de tenter d'analyser l'impact de la fatigue musculaire chez les candidats. Le tableau 4.6 démontre les valeurs de la contraction volontaire maximale isométrique (CVMI) avant (pré) et après (post) pour chacun des muscles analysés. Les résultats démontrent alors une diminution moyenne entre le test avant et le test après expérimentation de -0,02 millivolt pour le faisceau claviculaire du grand pectoral ; de -0,03 millivolt pour le faisceau sternocostal ; de -0,01 pour le faisceau abdominal et

d'aucune différence pour le triceps brachial. Ces différences ne démontrent alors aucun cas de fatigue musculaire significatif.

Tableau 4.6 Évaluation du signal électromyogaphique maximal (millivolts) avant et après la séance d'enregistrement

		Participants													
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	13	14	Moyenne	Écart-type
CVMI-Pré Faisceau claviculaire	0,60	0,16	0,33	1,39	0,57	0,19	0,55	0,81	0,38	0,27	0,31	0,30	0,43		
CVMI-Post Faisceau claviculaire	0,50	0,18	0,48	1,40	0,52	0,20	0,50	0,62	0,46	0,24	0,33	0,22	0,32		
Différence	-0,10	0,02	0,15	0,01	-0,05	0,01	-0,05	-0,19	0,08	-0,03	0,02	-0,08	-0,11	-0,02	0,09
CVMI-Pré Faisceau sternocostal	0,42	0,23	0,34	0,48	0,45	0,13	0,26	0,19	0,12	0,09	0,21	0,14	0,15		
CVMI-Post Faisceau sternocostal	0,39	0,22	0,27	0,33	0,44	0,12	0,25	0,10	0,15	0,07	0,21	0,07	0,14		
Différence	-0,03	-0,01	-0,07	-0,15	-0,01	-0,01	-0,01	-0,09	0,03	-0,02	0,00	-0,07	-0,01	-0,03	0,05
CVMI-Pré Faisceau abdominal	0,22	0,25	0,20	0,46	0,27	0,04	0,11	0,14	0,08	0,12	0,08	0,06	0,11		
CVMI-Post Faisceau abdominal	0,23	0,22	0,16	0,40	0,24	0,06	0,11	0,17	0,11	0,09	0,07	0,04	0,12		
Différence	0,01	-0,03	-0,04	-0,06	-0,03	0,02	0,00	0,03	0,03	-0,03	-0,01	-0,02	0,01	-0,01	0,03
CVMI-Pré Triceps brachial	0,46	0,18	0,35	0,60	0,46	0,27	0,67	0,44	0,53	0,20	0,20	0,42	0,39		
CVMI-Post Triceps brachial	0,67	0,21	0,37	0,60	0,74	0,19	0,62	0,41	0,32	0,29	0,19	0,26	0,31		
Différence	0,21	0,03	0,02	0,00	0,28	-0,08	-0,05	-0,03	-0,21	0,09	-0,01	-0,16	-0,08	0,00	0,13

CVMI = Contraction volontaire maximale isométrique

4.4 Le faisceau claviculaire du grand pectoral

Les résultats de la sollicitation du faisceau claviculaire du grand pectoral (exprimés en pourcentage d'une contraction volontaire maximale isométrique [CVMI]) pour chacun des candidats sont représentés par le tableau 4.7. Les analyses statistiques Bonferroni sont quant à eux représentées par le tableau 4.8 et la figure 4.1 illustre les différentes sollicitations du faisceau claviculaire à travers les 12 exercices exécutés.

Tableau 4.7 Résultats de la sollicitation EMG (en pourcentage) du faisceau claviculaire du grand pectoral pour les 13 candidats sur les 12 mouvements analysés.

										condiduct								
				1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	13	14	Moyenne	Écart-type
	00	Pronation	Serrée (%)	56,5	64,4	53,8	68,9	90,3	37,5	80,6	72,6	74,2	63,5	63,0	80,5	75,3	67,8	13,7
	tale (Pronation	Large (%)	38,9	51,8	39,9	69,6	73,8	36,0	52,7	37,7	47,5	63,6	51,0	44,9	44,4	50,1	12,2
ctoral	Horizontale	C!+!	Serrée (%)	74,1	70,9	54,2	56,8	54,2	27,1	64,9	77,4	72,3	49,9	38,8	36,6	55,3	56,3	15,6
	Supination	Large (%)	44,7	65,6	48,4	64,8	61,1	28,9	56,9	46,3	45,8	34,9	48,3	41,0	50,7	49,0	11,0	
ulaire du		Daniel de la constitución de la	Serrée (%)	64,7	66,1	75,4	71,1	68,6	71,6	74,5	79,9	82,2	68,4	67,7	68,6	67,2	71,2	5,3
	Pronation	Large (%)	47,4	53,8	58,4	74,8	67,7	63,2	64,3	69,6	59,8	69,6	71,3	59,3	42,3	61,6	9,6	
	C	Serrée (%)	56,9	55,4	85,4	62,1	71,2	58,1	66,9	81,5	97,3	64,6	87,2	73,9	56,8	70,6	13,6	
LIGA	=	Supination	Large (%)	48,3	77,2	62,6	69,7	66,9	52,4	63,7	77,4	85,5	61,9	91,6	63,1	50,5	67,0	13,2
nean [6	D	Serrée (%)	58,6	64,9	45,6	51,9	60,6	33,0	53,5	68,0	45,3	44,5	37,3	28,0	54,5	49,7	12,2
raisceau (-15°)	(-15	Pronation	Large (%)	45,9	60,5	28,7	46,7	52,4	44,9	52,3	59,8	52,8	37,0	45,0	37,2	43,4	46,7	9,1
	Décliné (Ci ties	Serrée (%)	54,2	77,4	41,7	54,7	54,1	24,2	50,8	57,9	49,1	24,5	44,1	32,2	43,6	46,8	14,5
	۵	Supination	Large (%)	50,6	61,1	39,9	49,9	47,5	33,5	48,9	56,5	63,1	22,0	53,6	30,1	30,9	45,2	12,8

*Les valeurs du candidat #10 sont absentes des données, car il n'a pas complété la phase de collecte de données EMG de l'étude.

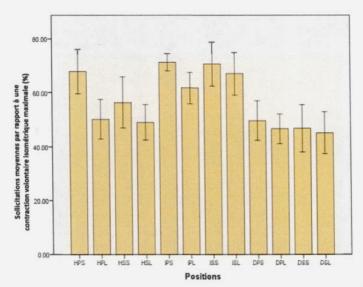


Figure 4.1. Effets de l'inclinaison du tronc (-15°, 0°, +30°), de l'espacement des mains (large vs serrée) et du type de prise (pronation vs supination) sur l'activité EMG du faisceau claviculaire du grand pectoral. (Les abréviations ci-dessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison [H=Horizontale (0°); I=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°)]/ Type de prise [P=pronation; S=supination]/ Largeur de la prise [S= serrée; L=Large]. Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale [H] en pronation [P] et en prise serrée [S]).

Tableau 4.8 Significativité (valeur de p) sur la différence de recrutement du faisceau claviculaire du grand pectoral entre 12 mouvements différents au développé-couché

Positions	HPS	HPL	HSS	HSL	IPS	IPL	ISS	ISL	DPS	DPL	DSS	DSL
HPS												
HPL	0,022											
HSS	1,000	1,000										
HSL	0,009	1,000	0,225									
IPS	1,000	0,013	1,000	0,003								
IPL	1,000	0,179	1,000	0,504	0,214							
ISS	1,000	0,159	1,000	0,079	1,000	1,000						
ISL	1,000	0,162	1,000	0,046	1,000	1,000	1,000	of the said				
DPS	0,710	1,000	1,000	1,000	0,004	1,000	0,193	0,259				
DPL	0,009	1,000	1,000	1,000	0,000	0,068	0,017	0,005	1,000			
DSS	0,040	1,000	0,488	1,000	0,006	0,869	0,087	0,035	1,000	1,000		
DSL	0,031	1,000	0,421	1,000	0,000	0,139	0,004	0,001	1,000	1,000	1,000	

Les abréviations ci-dessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison (H=Horizontale (0°); I=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°))/ Type de prise (P=pronation; S=supination)/ Largeur de la prise (S= serrée; L=Large). Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale (H) en pronation (P) et en prise serrée (S).

4.4.1 Différences statistiques

Au niveau des différences statistiques significatives (p=<0,05) en faveur du faisceau claviculaire du grand pectoral, voici le résumé du tableau 4.8 (les abréviations cidessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison [H=Horizontale (0°); I=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°)]/ Type de prise [P=pronation; S=supination]/ Largeur de la prise [S= serrée; L=Large]. Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale [H] en pronation [P] et en prise serrée [S]).

- Le HPS sollicite davantage le faisceau claviculaire du grand pectoral que le HPL, le HSL, le DPL, le DSS et le DSL.
- Le IPS sollicite davantage le faisceau claviculaire du grand pectoral que le HPL, le HSL, le DPS, le DPL, le DSS et le DSL.
- Le ISS sollicite davantage le faisceau claviculaire du grand pectoral que le le DPL et le DSL.
- Le ISL sollicite davantage le faisceau claviculaire du grand pectoral que le HSL, le DPL, le DSS et le DSL.

De ce fait, les meilleures positions au développé-couché pour le recrutement du faisceau claviculaire du grand pectoral sont donc le HPS, le ISS et le ISL.

4.5 Le faisceau sternocostal du grand pectoral

Les résultats de la sollicitation du faisceau sternocostal du grand pectoral (exprimés en pourcentage d'une contraction volontaire maximale isométrique [CVMI]) pour chacun des candidats sont représentés par le tableau 4.9. Les analyses statistiques Bonferroni sont quant à eux représentées par le tableau 4.10 et la figure 4.2 illustre les différentes sollicitations du faisceau sternocostal à travers les 12 exercices exécutés.

Tableau 4.9 Résultats de la sollicitation EMG (en pourcentage) du faisceau sternocostal du grand pectoral pour les 13 candidats sur les 12 mouvements analysés.

									Candidat	.5							
			1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	13	14	Moyenne	Écart-type
(00)	Pronation	Serrée (%)	44,0	50,8	43,2	48,4	68,8	40,7	74,4	49,6	47,6	41,4	60,1	70,2	75,1	55,0	13,0
	Pronation	Large (%)	71,8	75,1	79,0	56,8	65,2	71,3	73,8	71,4	63,9	54,3	77,7	46,4	87,0	68,7	11,2
Horizontale	Contaction	Serrée (%)	47,0	44,4	28,8	34,2	52,9	34,0	60,9	32,1	45,8	27,5	38,6	38,3	57,6	41,7	10,8
") Horizon	Supination	Large (%)	45,9	52,8	42,1	40,8	49,7	32,6	55,6	54,6	45,4	36,7	42,2	42,8	56,5	46,0	7,5
-	Pronation	Serrée (%)	37,3	43,0	31,4	49,0	28,0	51,4	39,1	48,1	43,5	52,4	42,7	30,0	56,0	42,4	9,0
(+30	Pronation	Large (%)	55,2	47,8	60,8	65,0	43,6	53,6	42,5	84,9	51,9	62,4	59,1	24,5	51,7	54,1	14,1
Incliné (+30°)	Contaction	Serrée (%)	16,6	27,3	23,7	22,3	31,8	26,9	44,2	43,2	38,7	24,0	36,4	25,8	36,2	30,5	8,6
=	Supination	Large (%)	39,5	52,4	38,7	48,4	20,6	33,1	46,2	55,8	39,2	39,4	39,7	23,8	36,9	39,5	10,0
-	D	Serrée (%)	52,8	38,9	40,0	40,1	60,4	55,5	56,9	61,0	50,7	29,7	46,2	37,4	69,0	49,1	11,4
(-15°)	Pronation	Large (%)	66,0	70,9	25,4	39,6	62,0	72,0	64,0	80,4	82,2	36,5	59,3	31,6	67,8	58,3	18,8
Décliné	Contaction	Serrée (%)	50,1	55,5	39,5	34,1	58,8	34,7	99,5	52,4	46,2	26,7	50,0	27,5	46,8	47,8	18,6
å	Supination	Large (%)	39,9	47,8	57,8	38,3	49,1	32,8	64,4	61,0	50,9	22,9	51,6	26,2	46,3	45,3	12,8

^{*}Les valeurs du candidat #10 sont absentes des données, car il n'a pas complété la phase de collecte de données EMG de l'étude.

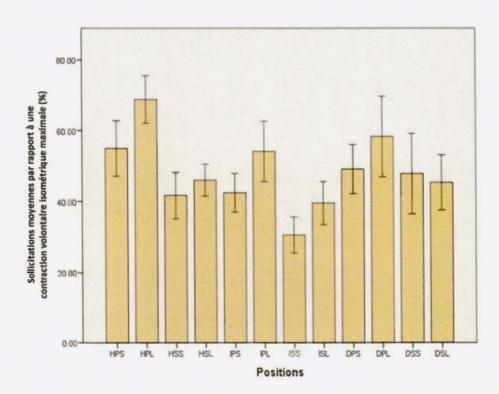


Figure 4.2. Effets de l'inclinaison du tronc (-15°, 0°, +30°), de l'espacement des mains (large vs serrée) et du type de prise (pronation vs supination) sur l'activité EMG du faisceau sternocostal du grand pectoral. (Les abréviations ci-dessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison [H=Horizontale (0°); I=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°)]/ Type de prise [P=pronation; S=supination]/ Largeur de la prise [S= serrée; L=Large]. Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale [H] en pronation [P] et en prise serrée [S]).

Tableau 4.10 Significativité (valeur de p) sur la différence de recrutement du faisceau sternocostal du grand pectoral entre

12 mouvements	différente	au développé-couché	
12 mouvements	differents	au developpe-couche	

Positions	HPS	HPL	HSS	HSL	IPS	IPL	ISS	ISL	DPS	DPL	DSS	DSL
HPS	MASHI											
HPL	0,620											
HSS	0,011	0,000										
HSL	0,564	0,000	1,000									
IPS	1,000	0,001	1,000	1,000								
IPL	1,000	0,326	1,000	1,000	0,340							
ISS	0,000	0,000	0,168	0,000	0,173	0,010						
ISL	0,800	0,000	1,000	1,000	1,000	0,024	1,000					
DPS	1,000	0,001	1,000	1,000	1,000	1,000	0,001	1,000				
DPL	1,000	1,000	0,258	1,000	0,528	1,000	0,002	0,220	1,000			
DSS	1,000	0,530	1,000	1,000	1,000	1,000	0,090	1,000	1,000	1,000		
DSL	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,008	1,000	1,000	1,000	1,000	

Les abréviations ci-dessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison (H=Horizontale (0°); l=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°))/ Type de prise (P=pronation; S=supination)/ Largeur de la prise (S= serrée; L=Large). Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale (H) en pronation (P) et en prise serrée (S).

4.5.1 Différences statistiques

Au niveau des différences statistiques significatives (p=<0,05) en faveur du faisceau sternocostal du grand pectoral, voici le résumé du tableau 4.10 (les abréviations cidessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison [H=Horizontale (0°); I=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°)]/ Type de prise [P=pronation; S=supination]/ Largeur de la prise [S= serrée; L=Large]. Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale [H] en pronation [P] et en prise serrée [S]).

- Le HPS sollicite davantage le faisceau sternocostal du grand pectoral que le HSS et le ISS.
- Le HPL sollicite davantage le faisceau sternocostal du grand pectoral que le HSS, le HSL, le IPS, le ISS, le ISL, le DPS et le DSL.
- Le HSL sollicite davantage le faisceau sternocostal du grand pectoral que le ISS.

- Le IPL sollicite davantage le faisceau sternocostal du grand pectoral que le ISS et le ISL.
- Le DPS sollicite davantage le faisceau sternocostal du grand pectoral que le ISS.
- Le DPL sollicite davantage le faisceau sternocostal du grand pectoral que le ISS.
- Le DSL sollicite davantage le faisceau sternocostal du grand pectoral que le ISS.

De ce fait, la meilleure position au développé-couché pour le recrutement du faisceau sternocostal du grand pectoral est donc le HPL.

4.6 Le faisceau abdominal du grand pectoral

Les résultats de la sollicitation du faisceau abdominal du grand pectoral (exprimés en pourcentage d'une contraction volontaire maximale isométrique [CVMI]) pour chacun des candidats sont représentés par le tableau 4.11. Les analyses statistiques Bonferroni sont quant à eux représentées par le tableau 4.12 et la figure 4.3 illustre les différentes sollicitations du faisceau abdominal à travers les 12 exercices exécutés.

Tableau 4.11 Résultats de la sollicitation EMG (en pourcentage) du faisceau abdominal du grand pectoral pour les 13 candidats sur les 12 mouvements analysés.

										Candidat	s						- 32 3	
				1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	13	14	Moyenne	Écart-type
	(00)	Pronation	Serrée (%)	46,2	73,0	49,0	31,5	66,5	23,4	59,1	35,1	53,2	51,9	32,2	83,2	72,0	52,0	18,3
		Pronation	Large (%)	63,2	69,3	82,0	40,0	88,5	52,8	86,5	59,8	71,5	57,2	34,4	67,2	78,6	65,5	16,7
oral	Horizontale	Supination	Serrée (%)	38,1	56,6	34,7	24,0	44,9	16,6	28,5	26,3	45,0	29,8	ND	45,2	47,6	36,4	11,7
ă.	유		Large (%)	46,6	56,8	42,1	29,1	60,5	21,4	44,7	44,4	48,5	39,5	86,4	55,9	48,1	48,0	15,7
grand		Pronation	Serrée (%)	20,0	18,9	19,3	26,2	14,7	19,1	10,4	31,8	48,8	37,5	37,0	19,1	35,0	26,0	11,1
공	(+30°)		Large (%)	48,8	68,0	38,6	34,1	40,0	32,3	43,6	35,3	43,6	53,6	25,5	35,8	34,2	41,0	11,0
abdominal	Incliné	Supination	Serrée (%)	8,8	20,9	22,9	6,8	12,7	6,1	13,5	24,6	40,5	17,3	25,9	16,9	27,9	18,8	9,7
	=	Supination	Large (%)	14,8	18,4	27,8	16,1	12,7	14,2	30,3	30,9	16,9	31,7	20,2	19,5	27,1	21,6	7,0
aiscean		Decembion	Serrée (%)	55,3	86,0	65,0	34,2	71,6	37,4	48,4	48,5	57,2	42,4	40,8	43,4	72,0	54,0	15,7
Fais	(-15°)	Pronation	Large (%)	69,2	80,4	48,3	33,6	78,0	67,6	72,1	82,1	86,2	42,1	41,6	47,4	69,7	62,9	17,9
	Décliné	Combandian	Serrée (%)	43,0	80,4	57,3	30,0	55,8	17,6	37,3	42,3	57,3	30,6	24,1	33,4	54,3	43,3	17,2
	ā	Supination	Large (%)	55,2	73,2	61,9	31,6	59,4	33,2	65,0	49,7	64,1	32,4	30,3	44,1	55,1	50,4	14,7

^{*}Les valeurs du candidat #10 sont absentes des données, car il n'a pas complété la phase de collecte de données EMG de l'étude. ND : Non Disponible

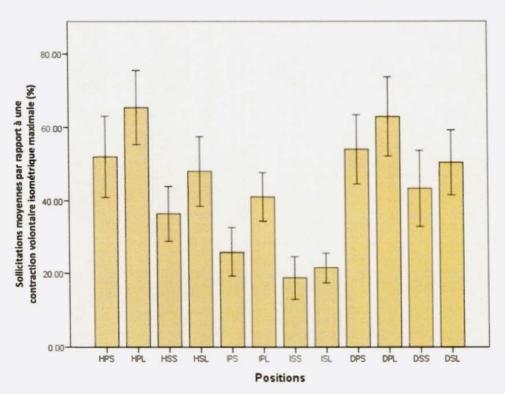


Figure 4.3. Effets de l'inclinaison du tronc (-15°, 0°, +30°), de l'espacement des mains (large vs serrée) et du type de prise (pronation vs supination) sur l'activité EMG du faisceau abdominal du grand pectoral. (Les abréviations ci-dessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison [H=Horizontale (0°); I=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°)]/ Type de prise [P=pronation; S=supination]/ Largeur de la prise [S= serrée; L=Large]. Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale [H] en pronation [P] et en prise serrée [S]).

Tableau 4.12 Significativité (valeur de p) sur la différence de recrutement du faisceau abdominal du grand pectoral entre 12 mouvements différents au développé-couché

Positions	HPS	HPL	HSS	HSL	IPS	IPL	ISS	ISL	DPS	DPL	DSS	DSL
HPS		0										
HPL	0,390											
HSS	0,008	0,000										
HSL	0,876	0,001	0,340									
IPS	0,066	0,001	1,000	0,105	1000							
IPL	1,000	0,018	1,000	1,000	0,166							
ISS	0,002	0,000	0,090	0,000	0,938	0,005						
ISL	0,008	0,000	0,374	0,007	1,000	0,009	1,000					
DPS	1,000	0,322	0,001	0,618	0,020	0,565	0,000	0,003				
DPL	1,000	1,000	0,009	0,095	0,002	0,091	0,000	0,001	1,000			
DSS	1,000	0,170	0,797	1,000	0,327	1,000	0,003	0,081	0,005	0,144		
DSL	1,000	0,090	0,022	1,000	0,033	1,000	0,000	0,002	1,000	0,476	1,000	1831S

Les abréviations ci-dessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison (H=Horizontale (0°); l=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°))/ Type de prise (P=pronation; S=supination)/ Largeur de la prise (S= serrée; L=Large). Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale (H) en pronation (P) et en prise serrée (S).

4.6.1 Différences statistiques

Au niveau des différences statistiques significatives (p=<0,05) en faveur du faisceau abdominal du grand pectoral, voici le résumé du tableau 4.12 (les abréviations cidessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison [H=Horizontale (0°); I=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°)]/ Type de prise [P=pronation; S=supination]/ Largeur de la prise [S= serrée; L=Large]. Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale [H] en pronation [P] et en prise serrée [S]).

- Le HPS sollicite davantage le faisceau abdominal du grand pectoral que le HSS, le ISS et le ISL.
- Le HPL sollicite davantage le faisceau abdominal du grand pectoral que le HSS,
 le IPS, le HSL, le IPS le IPL, le ISS et le ISL.
- Le HSL sollicite davantage le faisceau abdominal du grand pectoral que le ISS et le ISL.
- Le IPL sollicite davantage le faisceau abdominal du grand pectoral que le ISS et le ISL.

- Le DPS sollicite davantage le faisceau abdominal du grand pectoral que le HSS, le IPS, le ISS, le ISL et le DSS.
- Le DPL sollicite davantage le faisceau abdominal du grand pectoral que le HSS, le IPS, le ISS et le ISL.
- Le DSS sollicite davantage le faisceau abdominal du grand pectoral que le ISS.
- Le DSL sollicite davantage le faisceau abdominal du grand pectoral que le HSS, le IPS, ISS et ISL.

De ce fait, la meilleure position au développé-couché pour le recrutement du faisceau abdominal du grand pectoral est donc le HPL.

4.7 Le triceps brachial

Les résultats de la sollicitation du triceps brachial (exprimés en pourcentage d'une contraction volontaire maximale isométrique [CVMI]) pour chacun des candidats sont représentés par le tableau 4.13. Les analyses statistiques Bonferroni sont quant à eux représentées par le tableau 4.14 et la figure 4.4 illustre les différentes sollicitations du triceps brachial à travers les 12 exercices exécutés.

Tableau 4.13 Résultats de la sollicitation EMG (en pourcentage) du triceps brachial pour les 13 candidats sur les 12 mouvements analysés.

										Candidat	s				-			
				1	2	3	4	5	6	7	8	9	11	12	13	14	Moyenne	Écart-type
	(,0	Pronation	Serrée (%)	49,1	53,4	31,5	57,8	42,9	43,9	42,8	22,1	16,7	26,6	ND	47,0	52,7	40,5	13,3
	ale (Pronation	Large (%)	43,9	45,9	20,8	35,9	21,6	37,2	73,0	15,0	35,1	26,5	23,9	41,6	45,7	35,8	15,2
	Horizontale (0°)	Sumination .	Serrée (%)	33,2	33,3	13,1	24,7	24,4	19,0	28,5	30,5	30,2	31,2	29,5	47,8	43,2	29,9	9,0
	운	Supination	Large (%)	38,1	30,8	13,2	22,8	11,7	17,9	18,6	16,2	18,6	18,2	25,3	12,5	38,3	21,7	9,0
lei		Pronation	Serrée (%)	57,3	38,1	17,4	38,6	28,9	60,5	36,2	23,2	48,0	28,2	48,0	17,6	44,1	37,4	14,0
brachial	(+30,)		Large (%)	53,5	32,5	11,9	40,8	15,8	38,1	52,0	10,7	47,8	24,9	20,5	13,8	31,9	30,3	15,3
Triceps	Incliné	Cunination	Serrée (%)	31,6	32,3	17,8	21,5	26,1	16,8	40,6	21,8	26,0	21,2	19,0	11,9	26,5	24,1	7,6
Ē	=	Supination	Large (%)	56,2	36,0	12,7	21,8	11,1	42,6	11,2	14,9	48,9	19,0	61,7	8,8	23,2	28,3	18,5
	-	Donnation	Serrée (%)	45,6	71,0	32,1	47,0	36,3	69,7	52,8	46,5	24,7	21,4	87,8	20,1	57,9	47,1	20,7
	(-15°)	Pronation	Large (%)	44,3	53,7	13,9	39,8	18,1	43,9	73,4	40,4	36,9	24,1	26,3	30,2	49,3	38,0	16,0
	Décliné	Cinasian	Serrée (%)	50,2	55,5	16,9	35,3	34,0	26,8	47,2	40,4	21,4	26,5	29,4	28,2	49,8	35,5	12,1
	á	Supination	Large (%)	31,8	49,6	15,9	21,3	15,2	46,4	30,0	28,0	25,0	17,7	22,6	14,5	35,7	27,2	11,4

^{*}Les valeurs du candidat #10 sont absentes des données, car il n'a pas complété la phase de collecte de données EMG de l'étude. ND : Non Disponible

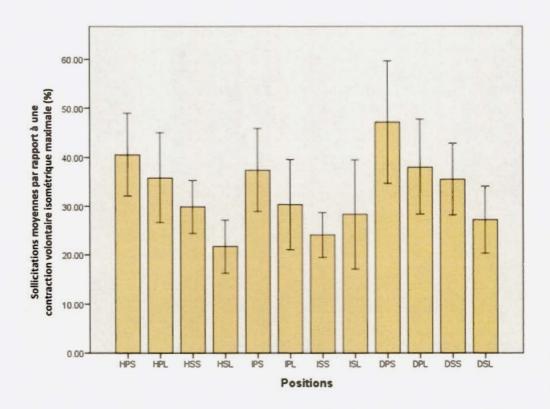


Figure 4.4. Effets de l'inclinaison du tronc (-15°, 0°, +30°), de l'espacement des mains (large vs serrée) et du type de prise (pronation vs supination) sur l'activité

EMG du triceps brachial. (Les abréviations ci-dessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison [H=Horizontale (0°); I=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°)]/ Type de prise [P=pronation; S=supination]/ Largeur de la prise [S= serrée; L=Large]. Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale [H] en pronation [P] et en prise serrée [S]).

Tableau 4.14 Significativité (valeur de p) sur la différence de recrutement du chef long du triceps brachial entre 12

Positions	HPS	HPL	HSS	HSL	IPS	IPL	ISS	ISL	DPS	DPL	DSS	DSL
HPS											,	
HPL	1,000											
HSS	1,000	1,000										
HSL	0,011	0,233	1,000									
IPS	1,000	1,000	1,000	0,540								
IPL	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000							
ISS	0,163	0,314	1,000	1,000	0,758	1,000						
ISL	1,000	1,000	1,000	1,000	0,062	1,000	1,000					
DPS	1,000	1,000	1,000	0,021	1,000	1,000	0,104	0,597				
DPL	1,000	1,000	1,000	0,088	1,000	1,000	0,117	1,000	1,000			
DSS	1,000	1,000	1,000	0,007	1,000	1,000	0,068	1,000	1,000	1,000		
DSL	0,700	1.000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,003	0,510	1,000	

Les abréviations ci-dessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison (H=Horizontale (0°); l=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°))/ Type de prise (P=pronation; S=supination)/ Largeur de la prise (S= serrée; L=Large). Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale (H) en pronation (P) et en prise serrée (S).

4.7.1 Différences statistiques

Au niveau des différences statistiques significatives (p=<0,05) en faveur du triceps brachial, voici le résumé du tableau 4.14 (les abréviations ci-dessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison [H=Horizontale (0°); I=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°)]/ Type de prise [P=pronation; S=supination]/ Largeur de la prise [S= serrée; L=Large]. Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale [H] en pronation [P] et en prise serrée [S]).

- Le HPS sollicite davantage le triceps brachial que le HSL.
- Le DPS sollicite davantage le triceps brachial que le HSL et le DSL.
- Le DSS sollicite davantage le triceps brachial que le HSL.

De ce fait, la meilleure position au développé-couché pour le recrutement du triceps brachial est le DPS.

4.8 Résumé

Le tableau 4.15 illustre le résumé des positions permettant un recrutement maximal et minimal pour chacun des muscles analysés parmi les 12 différentes positions d'un développé-couché. La figure 4.5 représente l'ensemble des recrutements pour les 4 muscles analysés en fonction de la position du tronc et des mains.

Tableau 4.15 Positionnement lors d'un développé-couché permettant un recrutement EMG maximal et minimal

Muscles	Positions occasionnant une sollicitation maximale	Positions occasionnant une sollicitation minimale
Faisceau claviculaire du grand pectoral	HPS, IPS, ISS, ISL	HPL, HSL, DPS, DPL, DSS, DSL
Faisceau sternocostal du grand pectoral	HPL	HSS, ISS, ISL
Faisceau abdominal du grand pectoral	HPL	HSS, IPS, IPL, ISS, ISL
Triceps brachial	DPS	HSL, DSL

Les abréviations ci-dessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison (H=Horizontale (0°); I=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15'))/ Type de prise (P=pronation; S=supination)/ Largeur de la prise (S=serrée; L=Large). Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale (H) en pronation (P) et en prise serrée (S).

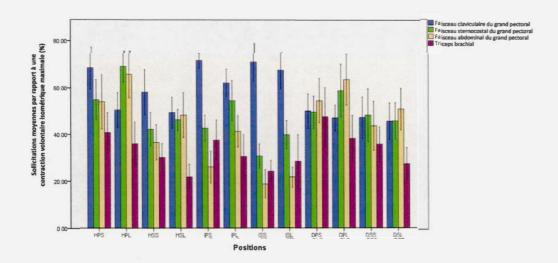


Figure 4.5. Effets de l'inclinaison du tronc (-15°, 0°, +30°), de l'espacement des mains (large vs serrée) et du type de prise (pronation vs supination) sur l'activité EMG des trois faisceaux du grand pectoral (claviculaire, sternocostal et abdominal) et du triceps brachial. (Les abréviations ci-dessous sont présentées de la manière suivante : Inclinaison [H=Horizontale (0°); I=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°)]/ Type de prise [P=pronation; S=supination]/ Largeur de la prise [S= serrée; L=Large]. Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale [H] en pronation [P] et en prise serrée [S]).

Puisque les interactions sont significatives, nous avons également décortiqué les données afin d'obtenir les analyses d'effets simples pour toutes les variantes et combinaison de variantes. Les valeurs de ces analyses sont présentées dans le tableau 4.16 ci-dessous.

Tableau 4.16. Analyses des effets simples pour chaque muscle.

Variantes	Faisceau claviculaire du grand pectoral	Faisceau sternocostal du grand pectoral	Faisceau abdominal du grand pectoral	Chef long du triceps brachial
Inclinaison	F(2,24)=23.403, p<0.001	F(2,24)=7.725, p=0.003	F(2,22)=37.551, p<0.001	F(2,22)=2.799, p=0.083
Largeur de la prise	F(1,12)=0.943, p=0.351	F(1,12)=44.448, p<0.001	F(1,11)=245.806, p<0.001	F(1,11)=23.886, p<0.001
Position des mains	F(1,12)=15.173, p=0.002	F(1,12)=11.445, p=0.005	F(1,11)=26.696, p<0.001	F(1,11)=7.572, p=0.019
Inclinaison x largeur de la prise	F(1.35,16.23)=3.50, p=0.069	F(2,24)=4.878, p=0.017	F(2,22)=3.438, p=0.051	F(2,22)=2.111, p=0.145
Inclinaison x position des mains	F(2,24)=5.22, p=0.013	F(2,24)=5.017, p=0.015	F(2,22)=0.307, p=0.739	F(2,22)=2.282, p=0.126
Largeur de la prise x position des mains	F(1,12)=20.436, p=0.001	F(1,12)=9.944, p=0.008	F(1,11)=10.951, p=0.007	F(1,11)=0.019, p=0.893
Largeur de la prise x position des mains x inclinaison	F(2,24)=1.492, p=0.245	F(2,24)=0.988, p=0.387	F(2,22)=1.934, p=0.168	F(2,22)=2.383, p=0.116

CHAPITRE V

DISCUSSION

Cette étude est la première dans la littérature à analyser plusieurs éléments nouveaux :

- Elle est la première à analyser le recrutement EMG du grand pectoral en trois faisceaux.
- 2. Elle est la première à étudier la prise en supination dans une position déclinée et inclinée.
- 3. Elle est l'étude actuellement ayant comparé le plus de positions différentes au développé couché (12 positions comparativement à 8 positions dans l'étude de Barnett et coll. [1995]).
- 4. C'est la première fois qu'une étude analyse l'angle d'abduction à l'épaule en abduction durant un développé couché afin de l'associer avec l'impact électromyographique (EMG) de la largeur de la prise en pronation.

5.1 Le faisceau claviculaire du grand pectoral

5.1.1 La largeur de la prise

Le faisceau claviculaire du grand pectoral est mieux sollicité, selon notre étude, par le développé couché à l'horizontale (0°) en prise serrée ainsi que dans toutes les positions (4) à l'incliné (+30°) ce qui concorde en majeure partie avec notre hypothèse de recherche qui stipulait un meilleur recrutement en prise serrée en pronation ainsi que pour les deux prises en supination à l'incliné. De ce fait, ces données concordent avec les résultats de Barnett et coll. (1995) qui a démontré une meilleure sollicitation du faisceau claviculaire lors d'une prise serrée à l'horizontale comparativement à une prise large lors du développé couché.

Par contre, Lehman (2005) ne remarque aucune différence significative entre la prise large (200 % de la largeur biacromiale) et la prise serrée (100 % de la largeur biacromiale) en pronation dans le recrutement du faisceau claviculaire. Quatre points peuvent expliquer cette différence :

- 1- Lehman n'a pas contrôlé l'abduction à l'épaule lors des deux largeurs de prises, faisant en sorte que les participants ont pu tout simplement garder l'angle d'abduction à l'épaule identique dans les deux types de levées. Sachant que le faisceau claviculaire est également impliqué dans la flexion de l'épaule (Inman et coll., 1944), la prise serrée avec un contrôle de l'angle d'abduction à l'épaule occasionnant plus de flexion (<45° tel qu'exécuté dans notre étude) expliquerait cette différence ;</p>
- 2- L'étude de Lehman a impliqué l'exécution de tenues d'une charge pendant 5 secondes au lieu de faire des répétitions complètes ;
- 3- Troisièmement, aucune donnée n'est mentionnée quant au positionnement des électrodes sur le muscle outre que « les électrodes du faisceau claviculaire et sternocostal sont distantes de 2,5 cm » rendant difficile la comparaison;
- 4- La charge utilisée a été identique pour toutes les positions analysées contrairement à notre étude qui a utilisé le 12RM respectif pour chacune des positions analysées.

5.1.2 L'inclinaison

Au niveau de l'inclinaison, aucune différence significative n'a été observée entre le développé couché à l'horizontale (0°) et celui à l'incliné (+30°) lors d'une prise large en pronation dans notre étude. Cette donnée concorde avec les résultats des études antérieures (Trebs et coll., 2010 ; Lauver et coll., 2016 ; Barnett et coll., 1995). De plus, aucune différence significative n'existe entre le développé couché au décliné (-15°) et celui à l'incliné (+30°) lors d'une prise large en pronation dans notre étude. Cette donnée concorde avec les résultats de celles de Glass & Armstrong (1997) et de Lauver

et coll. (2016), mais est contraire à celle de Barnett et coll. (1995). De ce fait, dans l'étude de Barnett et coll. (1995), des largeurs de prises similaires à cette étude ont été utilisées, soit 100 % et 200 % de la largeur biacromiale. Par contre, les inclinaisons utilisées ont été différentes entre notre étude et celle de Barnett et coll. (-15° vs -18°; +30° vs +40° respectivement). Ainsi, l'écart entre les angles analysés (45° d'écart entre -15° et +30° (dans notre étude) comparativement à 58° d'écart entre -18° et 40° (Barnett et coll. [1995]) pourrait jouer sur la différence de recrutement du faisceau claviculaire. De plus, Barnett et coll. (1995) n'ont pas mentionné à quelle largeur de la prise la sollicitation EMG était plus élevée. Ils ont simplement mentionné que la position inclinée sollicitait mieux le faisceau claviculaire que la position déclinée. Toutefois, notre étude démontre une meilleure sollicitation de ce faisceau lors d'un développé couché incliné en pronation en prise serrée comparativement à la même prise, mais au décliné. Ces résultats concorderaient alors avec les résultats de Barnett et coll. (1995) si les auteurs avaient pris le soin de spécifier la largeur de la prise.

Par ailleurs, Trebs et coll. (2010) ont démontré une différence significative dans la sollicitation du faisceau claviculaire entre la position à l'horizontale (0°) et une position à $+44^{\circ}$ d'inclinaison, mais non significative lorsque comparée à une position à $+28^{\circ}$. Cela concorde avec nos résultats qui stipulent qu'entre 0° et 30° il n'y a aucune différence significative dans le recrutement de ce faisceau.

5.1.3 Le type de prise

Au niveau de la prise en supination, les résultats de notre étude ne démontrent aucune différence significative entre la prise en supination à l'horizontale et la prise en pronation. En fait, la prise en pronation serrée sollicite mieux le faisceau claviculaire que les deux largeurs de prise en supination à l'horizontale (0°). De ce fait, ces résultats sont en désaccord avec ceux de Lehman (2005) qui démontrent une activation supérieure entre un développé-couché à l'horizontale (0°) en prise large (200 % de la

largeur biacromiale) en supination comparativement à la même position en pronation. Les conclusions sont également les même lorsque Lehman a comparé la prise serrée (100 % de la largeur biacromiale) en supination comparativement à la même prise en pronation. L'explication de cette différence repose sur la charge utilisée entre les deux études. Lehman a utilisé le 12RM de la prise serrée en supination comme charge générale à soutenir pendant 5 secondes. Étant donné que la prise en supination n'est pas commune dans les salles d'entraînement, il est très probable que les individus n'étaient pas à l'aise avec ce mouvement et donc ont utilisé une charge très faible comparativement à leur capacité réelle au développé couché en pronation.

De ce fait, l'analyse électromyographique en pronation était potentiellement sousmaximale et aurait donc occasionné un recrutement inférieur du faisceau claviculaire, donnant alors un faux avantage à la prise en supination. Dans notre étude, les participants possédaient une différence de force de près de 40 lb (Table 3) entre la prise en pronation et la prise en supination. Étant donné que le signal électromyographique (EMG) est relié au nombre de recrutement des fibres musculaires et qu'une plus grande charge augmente le recrutement des fibres et donc conséquemment le signal EMG, une charge sous-maximale (tel que dans l'étude de Lehman [2005]) aurait donc sous-estimé la réelle implication musculaire du faisceau claviculaire du grand pectoral en pronation.

5.2 Le faisceau sternocostal du grand pectoral

5.2.1 La largeur de la prise

Le faisceau sternocostal du grand pectoral est mieux sollicité, selon notre étude, par le développé couché à l'horizontale (0°) en prise serrée ainsi que dans toutes les positions (3) en prise large en pronation (-15°, 0°, +30°). Il n'y a toutefois aucune différence significative entre la prise serrée et la prise large à l'intérieur d'une même inclinaison, mais la prise large en pronation à l'horizontale (0°) est celle qui possède le plus de différence significative avec les autres positionnements concordant ainsi avec notre hypothèse de départ. Cela concorde de plus avec l'étude de Lehman et coll. (2005) ainsi que l'étude de Barnett et coll. (1995) qui, cette dernière, stipule que l'espacement des mains n'a pas d'effet sur l'activation musculaire excepté qu'à l'incliné (+40°), la prise large sollicite davantage (p=<0,05) ce faisceau qu'en prise serrée. Ce dernier point n'est toutefois pas observé dans notre étude. À l'incliné (+30°), la prise large et la prise serrée n'ont aucune différence significative (p=1,00) sur la sollicitation du faisceau sternocostal. Cela peut être seulement occasionné par la différence de l'angle d'inclinaison entre les deux études (30° vs 40°) qui aurait joué sur l'angle d'abduction à l'épaule. Au développé couché en prise serrée, plus l'angle d'inclinaison augmente, plus les coudes tendent à se rapprocher du corps pour rester sous les poignets et ainsi soutenir la barre. De ce fait, la simple différence de 10° d'inclinaison a pu occasionner une meilleure flexion de l'épaule en prise serrée afin de supporter la charge augmentant alors la différence de l'angle d'abduction de l'épaule entre la prise serrée et large à l'incliné comparativement à notre étude (31,1° comparativement à 65,9° respectivement [Table 5]). Cette différence d'angle (si plus grand que les 34,8° qui sépare les deux angles d'abduction à l'épaule de notre étude) aurait occasionné la différence de recrutement du faisceau sternocostal en faveur de la prise large dans l'étude de Barnett et coll. (1995), ce que notre étude n'a pas démontré.

5.2.2 L'inclinaison

Au niveau de l'inclinaison, notre étude ne démontre aucune différence significative dans la sollicitation du faisceau sternocostal entre les trois inclinaisons autant dans une prise serrée que dans une prise large en pronation ce qui concorde avec les résultats de Lauver et coll. (2016). Toutefois, cela ne concorde pas avec les données de Glass et Armstrong (1997), Barnett et coll. (1995) et Trebs et coll. (2010):

- Glass et Armstrong (1997) mentionnent que la position déclinée (-15°) sollicite davantage le faisceau sternocostal que la position inclinée (30°). Dans cette étude, l'électrode du faisceau sternocostal a été placée au-dessus du 5° espace intercostal, comparativement à une position au-dessus du 3° espace intercostal dans notre étude. Si nous comparons alors le faisceau abdominal de notre étude (électrode au-dessus du 5° espace intercostal), nous remarquons alors une différence significative (p=0,01) entre la position inclinée et la position déclinée telle que le stipule l'étude de Glass et Armstrong (1997).
- Barnett et coll. (1995) démontre qu'en prise large en pronation, la position à l'horizontale stimule mieux le faisceau sternocostal que la position inclinée (+40°) et déclinée (-18°). Au même terme que pour l'étude de Glass et Armstrong (1997), la position de l'électrode de l'étude de Barnett et coll. (1995) est mentionnée comme étant au-dessus du ventre musculaire du faisceau sternocostal. Cela peut se situer entre le 4° et le 5° espace intercostal, soit plus près de notre électrode du faisceau abdominal. Si nous comparons alors les données de Barnett et coll. (1995) à ceux de notre faisceau abdominal, nous remarquons que la position à l'horizontale stimule mieux ce faisceau (p=0,002) que lors de la position inclinée (+30°), mais qu'il n'y a toutefois aucune différence significative entre la position à l'horizontale (0°) et au décliné (-15°) (p=1,00). Cette différence peut être occasionnée par la différence entre les angles de notre étude et celle de Barnett et coll. (-15° vs -18° respectivement).

Même si les deux angles sont seulement distants de 3°, le simple fait d'augmenter la déclinaison diminue l'abduction horizontale de l'épaule, soit le mouvement qui implique principalement le grand pectoral, au détriment de plus d'adduction de l'épaule, soit un mouvement où le grand dorsal peut voir sa sollicitation augmentée. De ce fait, la diminution de l'abduction horizontale dans la position déclinée, comparativement à notre étude, aurait occasionné un plus faible signal EMG du faisceau sternocostal comparativement à la position à l'horizontale (Barnett et coll., 1995), ce que notre étude n'a pas observé par une potentielle conservation de cette abduction horizontale.

• Trebs et coll. (2010) mentionnent une différence significative entre la position à l'horizontale (0°) et celle à l'incliné (+28°) au niveau du faisceau sternocostal, ce que notre étude ne démontre pas. Au même terme que pour les deux études précédentes, l'électrode de Trebs et coll. a été placée au-dessus du 5° espace intercostal. Si nous comparons alors notre faisceau abdominal avec les données de Trebs et coll. (2010), nous constatons des résultats similaires, soit une différence significative (p=0,002) entre la prise large en pronation à l'horizontale comparativement à la même position à l'incliné. Nos résultats concordent donc avec ceux de Trebs et coll. (2010).

Par ailleurs, Barnett et coll. (1995) démontrent qu'en prise serrée en pronation, la position à l'incliné (+40°) stimule moins bien le faisceau sternocostal que la position à l'horizontale (0°). Dans notre étude, le faisceau considéré comme étant sternocostal (électrode au-dessus du 3° espace intercostal) ne démontre pas de différence significative entre les deux positions (p=0,839). Toutefois, si nous comparons les données avec le faisceau abdominal (électrode au-dessus du 5° espace intercostal), soit le positionnement de l'électrode qui correspond le plus à celui de Barnett et coll. (1995), nous remarquons une différence significative entre les deux angles (p=0,001). Nos résultats concordent donc finalement avec ceux de Barnett et coll. (1995).

5.2.3 Le type de prise

Comparativement à la prise en pronation et en prise large à l'horizontale (0°), toutes les prises en supination (6) dans les trois inclinaisons (HSS, HSL, ISS, ISL, DSS, DSL) stimulent moins le faisceau sternocostal de façon significative. La seule autre étude ayant comparé la prise en supination est l'étude de Lehman (2005) et ses résultats stipulent une sollicitation identique du faisceau sternocostal entre la prise en pronation et en supination. La différence entre les résultats est principalement occasionnée par trois aspects : 1- premièrement, Lehman a fait exécuté des tenues de la charge pendant 5 secondes au lieu de faire des répétitions complètes ; 2-deuxièmement, aucune donnée n'est mentionnée quant au positionnement des électrodes sur le muscle outre que « les électrodes du faisceau claviculaire et sternocostal sont distantes de 2,5 cm » rendant difficile la comparaison de nos résultats; 3- finalement, la charge utilisée a été identique pour toutes les positions analysées, soit la charge de la position en supination à 100 % de la largeur biacromiale, contrairement à notre étude qui a utilisé le 12RM respectif pour chacune des positions analysées. De ce fait, tel que nous l'avons mentionné au point 5.1.3, par cette charge trop faible par rapport à la capacité de l'individu, l'analyse électromyographique en pronation était potentiellement sousmaximale et aurait donc occasionné un recrutement inférieur du faisceau sternocostal, donnant alors une mauvaise impression d'égalité dans le recrutement musculaire. Les résultats de notre étude sont donc plus près de la réalité avec des charges respectives pour chaque mouvement ainsi que par l'exécution de mouvements complets.

5.3 Le faisceau abdominal du grand pectoral

5.3.1 La largeur de la prise

Au niveau de la largeur de la prise, le recrutement du faisceau abdominal n'est pas différent entre une prise serrée et une prise large, peu importe l'angle d'inclinaison. Toutefois, la prise large dans des positions déclinée et horizontale sont les positions permettant un meilleur recrutement en comparaison aux autres positions, ce qui concorde partiellement avec notre hypothèse de recherche de départ qui stipulait seulement la position déclinée en prise large comme position favorable. Cela concorde également avec les résultats de Lehman (2005) et de Barnett et coll. (1995). Ces deux dernières études ont placé leurs électrodes du faisceau sternocostal au même endroit que l'électrode du faisceau abdominal de notre étude. De ce fait, la comparaison doit donc être accomplie entre ces deux dennées, ce que nous avons déjà pris le temps de stipuler à l'intérieur du point 5.2.

5.3.2 L'inclinaison

La position déclinée sollicite favorablement le faisceau abdominal comparativement à la position inclinée et la prise large à l'horizontale améliore le recrutement du faisceau abdominal comparativement à toutes les positions (4) à l'incliné. Ces résultats concordent avec ceux de Glass et Armstrong (1997), Barnett et coll. (1995) et Trebs et coll. (2010) pour qui nous devons comparer le faisceau sternocostal au faisceau abdominal de notre étude. Les explications sont détaillées au point 5.2.2 étant donné cette confusion entre les études.

5.3.3 Le type de prise

Le changement de la prise en pronation vers la prise en supination (large ou serrée) n'occasionne pas de changement dans le recrutement du faisceau abdominal dans un angle d'inclinaison de 0° et de -15°. Toutefois, la prise large en pronation à l'incliné (+30°) sollicite davantage le faisceau abdominal que la prise large en supination dans la même inclinaison (p=0,048). Aucune étude n'a analysé l'impact du type de prise dans la sollicitation du faisceau abdominal jusqu'à présent. La seule étude ayant analysé la pronation/supination au développé couché est celle de Lehman (2005) et le faisceau abdominal n'a pas été analysé. De plus, le positionnement de l'électrode sur le faisceau sternocostal de cette étude n'est pas bien décrit, empêchant alors une comparaison avec nos résultats advenant le cas que l'électrode aurait été placer de facon similaire à celle de notre étude.

5.4 Le triceps brachial

5.4.1 La largeur de la prise

Les résultats de notre étude démontrent que la sollicitation de la longue portion du triceps brachial n'est pas différente lors d'une prise large comparativement à une prise serrée, et ce, pour toutes les inclinaisons et le type de prise (HPS vs HPL, DPS vs DPL, IPS vs IPL, HSS vs HSL, DSS vs DSL, ISS vs ISL). Par contre, ces données ne concordent pas avec Lehman (2005) et Barnett et coll. (1995) qui remarque une augmentation du recrutement du triceps brachial lorsque la prise est plus serrée. Dans l'étude de Lehman (2005), l'électrode a été placée sur le chef latéral du triceps et non sur le chef long tel que dans notre étude et celle de Barnett et coll. (1995). De plus, les angles d'abduction à l'épaule n'ont pas été mesurés dans les deux études citées plus haut et sont, à notre avis, la principale raison de cette différence. De ce fait, le fait de

ne pas contrôler l'angle d'abduction à l'épaule risque d'occasionner un torque différent au coude lors d'une prise large et d'une prise serrée. Par exemple, si un participant garde un angle d'abduction à l'épaule identique de 70° lors d'un développé couché avec une prise serrée ou une prise large, la force générée par le triceps sera totalement différente d'un participant qui déplace son coude en fonction de la largeur de la prise (telle que dans notre étude). Dans le premier cas, en prise serrée, le participant aura la main au-dessus son épaule et le coude sera sur le côté créant alors un moment de force élevé au coude, et conséquemment un recrutement plus élevé du triceps brachial. À l'inverse, comme lors de notre étude, si le coude reste près du corps lors d'une prise serrée (angle d'abduction de l'épaule <45°), le coude se retrouvera sous la main, minimisant ainsi le torque au niveau du coude et moins de différence dans la sollicitation du triceps brachial.

5.4.2 L'inclinaison

Au niveau de l'inclinaison, le recrutement du triceps brachial n'est pas différent, dans notre étude, entre les trois inclinaisons pour une même largeur de la prise ou pour le même type de prise (HPS vs IPS vs DPS, HPL vs IPL vs DPL, HSS vs ISS vs DSS, HSL vs ISL vs DSL). Ces résultats ne concordent toutefois pas avec Barnett et coll. (1995) et ceux de Lauver et coll. (2016). Étonnamment, les résultats de Barnett et coll. (1995) et de Lauver et coll. (2016) sont également en désaccord entre eux.

Tout d'abord, Barnett et coll. (1995) ont posé une électrode sur la longue portion du triceps brachial, tel que dans notre étude, et ont remarqué une diminution de la sollicitation de cette portion lors d'un développé couché dans une position inclinée (+40°) comparativement à l'horizontale (0°). Ce résultat est très logique étant donné que la longue portion du triceps brachial est biarticulaire et est donc influencée par la position de l'épaule. Plus l'épaule se dirige vers une flexion, ce qui survient dans une position inclinée, plus le triceps se fait étiré à son origine (tubercule infraglénoïdal) lors

du mouvement tout en essayant de se raccourcir pour provoquer une extension au coude (point d'insertion). Cette double tâche, soit un étirement d'un côté et un raccourcissement de l'autre, diminuerait l'implication du chef long dans une extension du coude lors d'une position de développé couché inclinée. Toutefois, les résultats de notre étude ne démontrent pas cet élément. Il se peut fort bien que cette différence soit occasionnée par la moins grande inclinaison du banc dans notre étude comparativement à celle de Barnett et coll. (1995) (30° vs 40° respectivement). De ce fait, une inclinaison de 30° permettrait alors la pleine fonction du chef long du triceps brachial tel qu'observé à l'horizontale tandis qu'une inclinaison de 40° et plus occasionnerait une diminution du recrutement de la longue portion du triceps brachial par l'augmentation de la flexion à l'épaule.

Par la suite, l'étude de Lauver et coll. (2016) a également analysé le triceps brachial dans les mouvements de développé couché, mais seulement la portion latérale. Cette dernière est uniarticulaire contrairement à la longue portion qui est biarticulaire. Cet élément anatomique joue un rôle très important dans la mécanique du triceps en regard de la position de l'épaule. Lauver et coll. (2016) ont découvert que la portion latérale du triceps brachial était augmentée lors d'une inclinaison du banc de 45° comparativement à l'horizontale (0°). En fait, tel que le démontre Barnett et coll. (1995), dans une position de 40° d'inclinaison, la longue portion du triceps perd de sa stimulation par la trop grande flexion de l'épaule occasionnée. Il est donc très logique de penser, afin que le triceps brachial continue d'émettre une bonne force dans l'extension du coude, que les deux autres portions du triceps brachial, soit les chefs latéral et médian, soient davantage impliquées dans une position inclinée.

Ainsi, afin de résumer le tout, entre 0° et 30°, il n'y a pas de différence significative dans le recrutement de la longue portion du triceps brachial (résultats de notre étude). Si toutefois l'angle d'inclinaison passe à 40°, le recrutement de la longue portion du triceps brachial chute de 40 % (Barnett et coll., 1995) occasionnant alors une

augmentation du recrutement du chef latéral du triceps brachial (Lauver et coll., 2016) pour compenser la perte de force.

5.4.3 Le type de prise

Le type de prise (pronation ou supination) n'a pas d'influence significative pour une largeur de la prise dans une inclinaison donnée (HPS vs HSS, HPL vs HSL, DPS vs DSS, DPL vs DSL, IPS vs ISS, IPL vs ISL) pour la longue portion du triceps brachial. Toutefois, à l'intérieur d'une même inclinaison, des différences coexistent si on touche à la largeur de la prise. Par exemple, la prise serrée en pronation à l'horizontale (0°) stimule mieux le triceps brachial que la prise large en supination dans le même angle. De plus, la prise serrée en pronation au décliné (-15°) stimule mieux le triceps que la prise large en supination dans le même angle. Ces données concordent avec celles de Lehman (2005) qui stipule qu'un développé couché en prise serrée (supination ou pronation) et en prise large (supination ou pronation) n'ont aucune différence significative entre eux. Également, l'étude de Lehman (2005) démontre que la prise serrée en pronation à l'horizontale (0°) stimule davantage le triceps brachial qu'une prise large en supination telle que le précise notre étude et tel que l'était notre hypothèse de recherche initiale qui fût partiellement rencontrée, étant donné que la position décliné (-15°) en pronation en prise serrée a démontré également une sollicitation équivalente à cette même position à l'horizontale (0°).

5.5 Limites de l'étude

Les résultats de cette étude peuvent avoir été limités par le faible nombre de candidats inclus (au nombre de 13), bien que la majorité des études similaires aient utilisés un nombre semblable de candidats (entre 6 et 15 candidats). Également, les participants n'ont pas eu le temps de s'adapter à de nouveaux patrons moteurs tels qu'observé lors

d'une prise en supination au développé-couché. Cela a pu ainsi limiter la pleine expression de la force émise et ainsi des courants EMG captés dans les muscles analysés. Ces particularités seraient donc des éléments à considérer pour les études ultérieures sur le sujet. De plus, étant donné qu'une contraction maximale volontaire isométrique était demandée, la volonté du participant à contracter son muscle au maximum a donc joué un très grand rôle (les candidats recevaient des encouragements criés durant leur CVMI) et peut avoir biaisé les résultats chez les candidats avec de plus grands écarts.

CONCLUSION

Les individus qui se soumettent à un entraînement musculaire utilisent souvent une variété de méthodes d'entraînement tels que de varier la largeur de la prise, varier le type de la prise et varier l'inclinaison afin d'activer différentes portions musculaires. Ces individus sollicitent le même groupe musculaire dans l'espoir de stimuler la croissance et/ou la force dans ces muscles spécifiques. Étant donné que la musculature des pectoraux est un centre d'intérêt majeur dans la plupart des programmes d'entraînement chez les hommes, plusieurs variations du développé-couché existent afin de cibler ce muscle. Dans cette étude, les douze variantes du développé couché ont été analysées afin de préciser l'impact et l'utilisation de chacune d'entre elles. Ainsi, nos résultats démontrent que durant un développé couché d'une intensité modérée et sans fatigue, il y a une spécificité dans le recrutement des unités motrices. Il semblerait que les portions du muscle grand pectoral (claviculaire, sternocostal et abdominal) recrutées durant le développé-couché sont dépendantes de la direction relative du tronc dans lequel le muscle doit travailler pour faire bouger l'humérus (en tenant compte de l'angle d'abduction à l'épaule). D'autres recherches sont toutefois nécessaires afin de concorder si ces résultats seraient similaires avec une méthodologie semblable appliquée dans les mêmes positionement exécutées avec, par exemple, des haltères ou une machine smith.

6.1 Applications pratiques (ANNEXE E)

1. Le développé couché incliné (+30°) en prise large en pronation ne sollicite pas davantage le faisceau claviculaire du grand pectoral que le développé couché à l'horizontale (0°) et au décliné (-15°) dans la même prise tel qu'il l'est véhiculé dans les centres de conditionnement physique. La prise serrée en pronation à l'horizontale (0°) et à l'incliné (+30°) avec un angle d'abduction à l'épaule

- inférieur à 45° ainsi que les prises en supination large et serrée à l'incliné (+30°) favorisent davantage le recrutement du faisceau claviculaire du grand pectoral.
- 2. Le développé décliné (-15°) ne sollicite pas davantage le faisceau abdominal du grand pectoral que le développé-couché à l'horizontale (0°) tel qu'il l'est mentionné dans les centres de conditionnement physique. Les positions à l'horizontale (0°) et au décliné (-15°) en prise large ou serrée stimulent ce faisceau de façon équivalente.
- 3. La largeur de la prise affecte significativement l'activité du faisceau claviculaire du grand pectoral à l'horizontale (0°), soit qu'une prise plus serrée conduit à une meilleure réponse. Autrement, utiliser une prise large ou serrée n'occasionne pas de différence significative dans la sollicitation des faisceaux sternocostal et abdominal du grand pectoral et de la longue portion du triceps brachial.
- 4. La sollicitation du triceps brachial ne varie pas dans la largeur de la prise telle qu'il est suggéré dans les centres de conditionnement physiques. En fait, la nuance à apporter est que si le coude se retrouve continuellement en dessous de la main respective, peu importe la largeur de la prise utilisée, la sollicitation du triceps restera la même. Toutefois, si la main se distance du coude, l'activation du triceps augmentera.
- 5. La prise en supination n'apporte pas de valeur ajoutée dans le recrutement des faisceaux sternocostal et abdominal du grand pectoral ainsi que dans le triceps brachial. Elle est seulement intéressante dans la position inclinée (+30°) afin d'augmenter le recrutement du faisceau claviculaire du grand pectoral.

ANNEXE A

Le développé couché à la barre (barbell bench press) et ses variantes

Le développé couché à la barre est considéré comme un exercice fondamental afin de développer et renforcer les muscles du haut du corps. Dans cette section, et étant donné son importance dans notre étude, nous allons regarder les aspects biomécaniques et électromyographique du développé couché. Le développé couché peut être exécuté avec différents types d'équipements (barre, poids libres [dumbbell], machine, poulie, élastique). Toutefois, aux fins de cette étude, le regard se fera uniquement sur le développé couché à la barre. Prendre note que les principes et les techniques fondamentaux qui seront démontrés dans cette section sont également appropriés, malgré tout, indépendamment de l'équipement utilisé.

Peu importe les variantes utilisées du développé couché, un concept de base doit être acquis : l'individu doit avoir le contrôle complet de la charge en tout temps, que ce dernier soit en train de retenir la charge ou de la pousser. Cela permettra de diminuer le risque de blessure, protégeant les côtes, les ligaments et les tendons. Par la suite, avant l'exécution de l'exercice, indépendamment du type de prise et de l'inclinaison du banc, trois éléments sont à respecter en tout temps :

- Préparation de la barre: s'assurer que la barre est équilibrée, c'est-à-dire que les mêmes charges sont placées de part et d'autre de la barre, et ce, dans le même ordre. De façon conventionnelle, le poids des plaques doit diminuer au fur et à mesure qu'on arrive vers la fin de la barre (Graham, 2003).
- Position de départ : la personne s'installe sur le banc de façon à ce que les yeux soient localisés sous la barre (Graham, 2003). Un positionnement trop loin sous

la barre rendra la levée impossible due au contact avec les crochets de sécurité lors de la phase de poussée (concentrique) et à l'inverse un positionnement trop loin de la barre, soit vers les pieds, rendra le décollement de la barre des crochets impossible (Algra, 1982). Le dos (omoplates) et les fesses doivent rester fermement en place sur le banc et les pieds placés à plat sur le sol.

• La respiration adéquate: juste avant de descendre la barre à la poitrine, le leveur doit inhaler (Stiggins et Allsen, 1983; Algra, 1982). Lorsque ce dernier commence à pousser la barre de la poitrine, l'exécution de l'expiration peut débuter. Cette séquence est importante, car cela permet à la cage thoracique de procurer une fondation stable sur laquelle les pectoraux peuvent générer la force nécessaire pour lever la barre.

Le développé couché à l'horizontale

Pour le développé couché à l'horizontale, le banc généralement utilisé a à une inclinaison de 0°, soit parallèle au sol.

En prise large en pronation

La prise large correspond à une largeur des mains sur la barre équivalant à 200 % de la largeur biacromiale, soit deux fois la distance séparant les deux acromions de l'individu (Figure 2.0). La prise en pronation est une prise ou les paumes des mains sont dirigées vers le bas créant un enroulement du radius autour de l'ulna. Dans le cas du développé couché, cette prise sera démontrée par une paume de main pointant vers les hanches de l'individu.

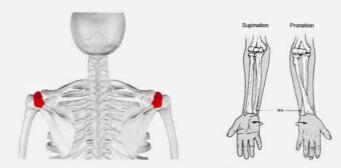


Figure A1. Identification des acromions et présentations d'une pronation/supination

• La phase excentrique: durant cette phase, la barre descend vers la base du sternum, ou 2 centimètres au-dessus du processus xiphoïde (Lehman, 2005), tout en contrôlant la charge (Algra, 1982). Cette phase est vitale afin de bien stimuler les muscles pour la phase de poussée. L'angle d'abduction à l'épaule (entre le tronc et l'humérus) sera inférieur à 90° et les coudes seront sous les poignets en tout temps, portant les avant-bras à être perpendiculaires au sol.

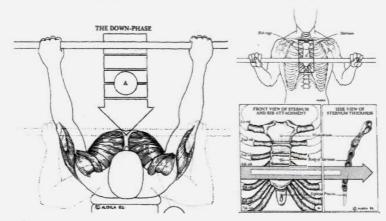


Figure A2. Phase excentrique d'un développé couché et positionnement de la barre sur le sternum (Algra, 1982)

• La phase concentrique: La phase concentrique (de poussée) débute lorsque la barre quitte la poitrine et se termine lorsque les coudes sont en pleine extension. Durant le mouvement, la barre doit traverser une ligne courbée, communément appelée « C inversé » (Figure 2.2), avec le départ de la barre

en contact avec la base du sternum et se terminant au-dessus de la base du cou lorsque les coudes sont en extension complète (Algra, 1982 ; Beachle et coll., 1989 ; McLaughlin et coll., 1984). Selon Algra (1982), cette trajectoire a pour objectif de placer le triceps dans une position avantageuse lors de la levée.

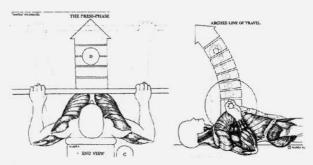


Figure A3. Phase concentrique d'un développé couché et démonstration du « C inversé »

En prise à la largeur des épaules (serrée) en pronation

La prise serrée correspond à une largeur des mains sur la barre équivalant à 100 % de la largeur biacromiale, soit la distance séparant les deux acromions de l'individu. Les phases concentriques et excentriques sont les mêmes que pour la prise large en pronation.

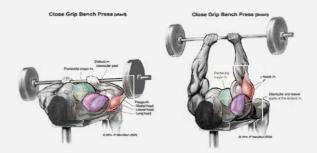


Figure A4. Développé couché à l'horizontale en pronation, en prise serrée (100 % de la largeur biacromiale)

En prise large en supination

La prise large correspond à une largeur des mains sur la barre équivalant à 200 % de la largeur biacromiale. La prise en supination est une prise ou les paumes des mains sont dirigées vers le haut présentant alors le radius et l'ulna parallèles. Dans le cas du développé couché, cette prise sera démontrée par une paume de main pointant vers le visage de l'individu.

- La phase excentrique: durant cette phase, la barre descend vers la base du sternum, ou 2 centimètres au-dessus du processus xiphoïde (Lehman, 2005), tout en contrôlant la charge. Cette phase est vitale afin de préparer les muscles pour la phase de poussée. Les coudes seront sous les poignets en tout temps, soit perpendiculaires au sol.
- La phase concentrique: La phase concentrique (de poussée) débute lorsque la barre quitte la poitrine et se termine lorsque les coudes sont en pleine extension. Durant le mouvement, la barre doit traverser une ligne droite avec le départ de la barre en contact avec la base du sternum et se terminant lorsque les coudes sont en extension complète. Dans cette exercice, la trajectoire se en ligne droite, contrairement à la ligne courbé lorsqu'en pronation, car si la barre se dirige vers le cou, la demande sur le triceps deviendra trop importante et résultera à un échec dans la levée de l'exercice. À l'inverse, si la barre se dirige vers les hanches, la demande sur le deltoïde antérieur deviendra alors trop importante et résultera également à un échec dans la levée de l'exercice.

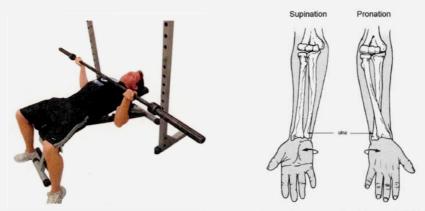


Figure A5. Développé couché à l'horizontale en supination en prise large (200 % de la largeur biacromiale)

En prise à la largeur des épaules (serrée) en supination

La prise serrée correspond à une largeur des mains sur la barre équivalant à 100 % de la largeur biacromiale. Les phases excentrique et concentrique sont les mêmes que la prise large en supination.



Figure A6. Développé couché à l'horizontale en supination en prise serrée (100 % de la largeur biacromiale)

Le développé couché à l'incliné

Pour le développé couché à l'incliné, le banc généralement utilisé possède une inclinaison de 30° par rapport au sol.



Figure A7. Développé couché à l'incliné (30° d'inclinaison)

En prise large en pronation

La prise large à l'incliné est la même que celle à l'horizontale, correspondant à une largeur des mains sur la barre équivalant à 200 % de la largeur biacromiale.

- La phase excentrique : durant cette phase, la barre descend vers le haut du sternum tout en contrôlant la charge (Pierce, 1998) ou environ 15 centimètres sous l'épaule (Stiggins et Allsen, 1983).
- La phase concentrique : La phase concentrique (de poussée) est la même que celle lors du développé couché à l'horizontale incluant le « C inversé ».



Figure A8. Développé couché à l'incliné en pronation en prise large (200 % de la largeur biacromiale)

En prise à la largeur des épaules (serrée) en pronation

La prise serrée à l'incliné est la même que celle à l'horizontale, correspondant à une largeur des mains sur la barre équivalant à 100 % de la largeur biacromiale. Les phases excentrique et concentrique sont les mêmes que la prise large en pronation (2.1.2.1).



Figure A9. Développé couché à l'incliné en pronation en prise serrée (100 % de la largeur biacromiale)

En prise large en supination

La prise large correspond à une largeur des mains sur la barre équivalant à 200 % de la largeur biacromiale. La phase excentrique est la même que pour tous les mouvements présentés à l'incliné et la phase concentrique est la même que la prise large en supination à l'horizontale.



Figure A10. Développé couché à l'incliné en supination en prise large (200 % de la largeur biacromiale)

En prise à la largeur des épaules (serrée) en supination

La prise serrée correspond à une largeur des mains sur la barre équivalant à 100 % de la largeur biacromiale. Les phases excentrique et concentrique sont les mêmes qu'à la prise large en supination (2.1.2.3).



Figure A11. Développé couché en supination en prise serrée (100 % de la largeur biacromiale)

Le développé couché au décliné

Pour le développé couché au décliné, le banc généralement utilisé a à une inclinaison de 15° par rapport au sol ou -15° par rapport à l'horizontale.

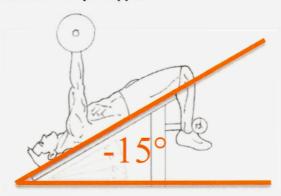


Figure A12. Développé couché au décliné (-15° d'inclinaison)

En prise large en pronation

La prise large correspond à une largeur des mains sur la barre équivalant à 200 % de la largeur biacromiale.

- La phase excentrique: durant cette phase, la barre descend vers la base du sternum tout en contrôlant la charge (Algra, 1982).
- La phase concentrique : La phase concentrique est la même que lors d'un développé couché à l'horizontale (2.1.1.1).



Figure A13. Développé couché au décliné en pronation en prise large (200 % de la largeur biacromiale)

En prise à la largeur des épaules (serrée) en pronation

La prise serrée correspond à une largeur des mains sur la barre équivalant à 100 % de la largeur biacromiale. Les phases excentrique et concentrique sont les mêmes que pour la prise large en pronation au développé couché décliné (2.1.3.1).



Figure A14. Développé couché au décliné en pronation en prise serrée (100 % de la largeur biacromiale)

En prise large en supination

La prise large correspond à une largeur des mains sur la barre équivalant à 200 % de la largeur biacromiale.

 La phase excentrique: durant cette phase, la barre descend vers la base du sternum tout en contrôlant la charge. Cette phase est vitale afin de préparer les muscles pour la phase de poussée. Les coudes seront sous les poignets en tout temps, soit perpendiculaires au sol. • La phase concentrique : La phase concentrique est la même que lors d'un développé couché à l'horizontale (2.1.1.3).



Figure A15. Développé couché au décliné en supination en prise large (200 % de la largeur biacromiale)

En prise à la largeur des épaules (serrée) en supination

La prise serrée correspond à une largeur des mains sur la barre équivalant à 100 % de la largeur biacromiale. Les phases excentrique et concentrique sont les mêmes que lors de la prise large en supination lors du développé couché décliné (2.1.3.3).



Figure A16. Développé couché au décliné en supination en prise serrée (100 % de la largeur biacromiale)

ANNEXE B

-
9
9861
5
-
2000; Poliquin,
3
0
픚
8
-
0
9
2
O
=
U
e
3
=
répétitions (Baech
Ë
.2
#
ét
ă
é
_
<u>a</u>
0
9
亙
=
5
ĕ
_
=
=
-=
T
Ø
0
absolu à partir d'un nombre de rép
3
0
S
5
.0
Ε
3
=
=
~
ï
_
0
5
.0
Ŧ
:=
D
T.
٥

19.9 19.5 26.5 26.0 33.1 39.0 46.2 45.5 39.0 46.2 46.2 45.5 53.0 52.0 59.6 58.5 66.2 58.5 66.2 58.5 66.2 58.0 79.4 78.0 79.4 78.0 79.4 78.0 79.4 78.0 112.5 10.5 112.5 10.5 112.5 10.5 112.6 143.0 112.7 175.5 112.3 149.5 112.3 149.5 112.3 149.5 112.3 149.5 112.3 149.5 112.3 149.5 112.3 149.5 112.3 149.5 112.3 149.5 112.3 149.5 112.3 149.5 122.3 149.5 122.3 149.5 122.3 149.5 122.3 149.5 122.4 123.5 122.4 123.5 123.4 123.5 124.9 240.5 244.9	6 %00	34,3% 90,6% 88,1% 85,6% 83,1% 80,7%	%9'06	88,1%	85,6%	83,1%	80,7%	786% 76.5% 74.4% 72.3% 70.3% 68.8% 67.5% 66.2% 65.0% 63.8% 62,7% 61,4	76.5%	74.4%	72,3%	70,3%	88'89	67,5%	66,2%	65,0%	63,8%	62,7%	61,6%	60,6%
77.7 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9 88.9		28,3	27.2	26.4	257	24.9	242	23,6	23.0	22.3	21.7	21,1	20.6	20,3	19.9	19.5	19.1	18,8	B. B.	18.2
CHO CHA CHA <td></td> <td>37.7</td> <td>36.2</td> <td>35.2</td> <td>34.2</td> <td>33,2</td> <td>323</td> <td>31.4</td> <td>30,6</td> <td>29.8</td> <td>28.9</td> <td>78,1</td> <td>27.5</td> <td>27.0</td> <td>26.5</td> <td>26.0</td> <td>25.5</td> <td>25.1</td> <td>246</td> <td>242</td>		37.7	36.2	35.2	34.2	33,2	323	31.4	30,6	29.8	28.9	78,1	27.5	27.0	26.5	26.0	25.5	25.1	246	242
600 64.4 62.2 62.5 62.5 62.6		47.2	45.3	44.1	428	416	40.4	39.3	38.3	37.2	36,2	35.2	34.4	33,8	331	32.5	31.9	31.4	30.8	30.3
64.2 61.7 69.9 69.2 <th< td=""><td></td><td>56.6</td><td>54.4</td><td>52,9</td><td>51.4</td><td>49.9</td><td>48.4</td><td>47.2</td><td>45.9</td><td>44,6</td><td>43,4</td><td>42.2</td><td>41,3</td><td>40.5</td><td>39.7</td><td>39.0</td><td>38,3</td><td>37.6</td><td>37.0</td><td>36.4</td></th<>		56.6	54.4	52,9	51.4	49.9	48.4	47.2	45.9	44,6	43,4	42.2	41,3	40.5	39.7	39.0	38,3	37.6	37.0	36.4
44.2 75.5 66.5 66.5 66.5 66.5 66.5 66.5 66.5 66.5 66.5 66.5 66.5 67.5 67.5 67.5 67.5 67.5 67.5 67.5 67.5 67.5 67.5 67.5 <td></td> <td>66.0</td> <td>63.4</td> <td>61.7</td> <td>59.9</td> <td>58.2</td> <td>56.5</td> <td>55.0</td> <td>53.6</td> <td>52,1</td> <td>50,6</td> <td>49.2</td> <td>48.2</td> <td>47.3</td> <td>46.3</td> <td>45.5</td> <td>44.7</td> <td>43.9</td> <td>43.1</td> <td>42.4</td>		66.0	63.4	61.7	59.9	58.2	56.5	55.0	53.6	52,1	50,6	49.2	48.2	47.3	46.3	45.5	44.7	43.9	43.1	42.4
44.9 81.8 77.0 78.6 78.0 78.0 81.8 69.0 89.1 89.2 77.0 78.0 81.8 69.0 89.1 89.2 77.0 78.0 80.0 80.0 80.1 80.0 80.1 80.0 80.1 80.0 80.1 80.0 80.1 80.0 80.1 80.0 <th< td=""><td></td><td>75,4</td><td>72.5</td><td>70.5</td><td>685</td><td>66.5</td><td>64.6</td><td>62.9</td><td>61,2</td><td>59.5</td><td>57.6</td><td>56.2</td><td>55,0</td><td>54.0</td><td>53.0</td><td>52.0</td><td>51,0</td><td>50.2</td><td>49,3</td><td>48.5</td></th<>		75,4	72.5	70.5	685	66.5	64.6	62.9	61,2	59.5	57.6	56.2	55,0	54.0	53.0	52.0	51,0	50.2	49,3	48.5
94.3 90.6 98.1 66.0 91.1 66.0 98.1 66.0 98.1 66.0 98.1 66.0 98.2 97.0 68.0 67.5 66.0 67.0 68.0 67.0 68.0 67.0 68.0 68.0 78.2 77.2 <th< td=""><td></td><td>84.9</td><td>81,5</td><td>79,3</td><td>77,0</td><td>748</td><td>72,6</td><td>7.07</td><td>68.9</td><td>0,79</td><td>65.1</td><td>63.3</td><td>6.19</td><td>80.09</td><td>59.E</td><td>58.5</td><td>57,4</td><td>56.4</td><td>55,4</td><td>54.5</td></th<>		84.9	81,5	79,3	77,0	748	72,6	7.07	68.9	0,79	65.1	63.3	6.19	80.09	59.E	58.5	57,4	56.4	55,4	54.5
10.04 10.0		84.3	90.6	88.1	85.6	83.1	80,7	78.6	76.5	74.4	72.3	70.3	68,8	67.5	66.2	65.0	63.8	62.7	61.6	9.09
12.2 10.87 10.54 10.57 26.54 26.64		103.7	7.66	6'96	942	91.4	68.8	86.5	84,2	81.8	79.5	77.3	75.7	74.3	728	71.5	70.2	0.69	67,8	66.7
17.5 11.5 11.6 11.3 10.0 <th< td=""><td></td><td>113.2</td><td>108.7</td><td>105,7</td><td>102.7</td><td>29.7</td><td>86.8</td><td>94.3</td><td>8'16</td><td>89.3</td><td>86,8</td><td>84.4</td><td>82.6</td><td>0.18</td><td>79.4</td><td>78.0</td><td>9'92</td><td>75.2</td><td>73.9</td><td>727</td></th<>		113.2	108.7	105,7	102.7	29.7	86.8	94.3	8'16	89.3	86,8	84.4	82.6	0.18	79.4	78.0	9'92	75.2	73.9	727
13.2 13.6 12.3 13.8 11.6 11.0 11.0 10.1 10.2 0.1 0.6 0		122,6	117.8	114.5	1113	C.80.	104.9	102,2	99,5	967	94.0	91,4	89.4	87.8	861	84,5	82,9	81,5	1,08	788
Hare		132.C	1268	123.3	119.8	116,3	113,0	110,0	107.1	104.2	101,2	98.4	96.3	94.5	92.7	0.10	89.3	87.8	86.2	84.8
150, 1450 1410 1570 1370 1329 1254 1156 1150 11		141.5	1359	132.2	128,4	124.7	121,1	117.9	114.8	111.6	108.5	105.5	103.2	101,3	€.66	97.5	95.7	94.1	92.4	90.9
1962 1840 1466 1455 1413 1872 1836 1901 1265 1229 1195 1195 1195 1105 1065 1047 1056 1047 1054 1055 1056 1048 1045 1056 1044 1056		150.9	145,0	141.0	137.0	33.0	129.1	125.8	122,4	0,611	115,7	112,5	110.1	108.0	105.9	104,0	102.1	1003	98.6	97.0
192 188 184 188 184 188 184 185 184 185 184 185 184 185 185 184 185 180 185 <td></td> <td>160,3</td> <td>154,0</td> <td>149.8</td> <td>145.5</td> <td>141.3</td> <td>137.2</td> <td>133.6</td> <td>130.1</td> <td>126.5</td> <td>122.9</td> <td>119.5</td> <td>117,0</td> <td>1148</td> <td>112.5</td> <td>110.5</td> <td>108.5</td> <td>1066</td> <td>104.7</td> <td>103,0</td>		160,3	154,0	149.8	145.5	141.3	137.2	133.6	130.1	126.5	122.9	119.5	117,0	1148	112.5	110.5	108.5	1066	104.7	103,0
1792 172.1 187.4 162.6 157.9 153.3 149.3 145.4 141.4 137.4 133.6 135.0 125.9 125.3 125.1 191.1 117.0 118.6 131.6 131.6 132.6 132.6 132.6 132.7 132.2		169.7	163.1	158.6	1541	.49.6	145,3	141.5	1377	133.9	130.1	126.5	1238	1215	119,2	117.0	114.8	112.9	9'011	109.1
1886 1812 1762 1712 1662 1814 1572 1530 146.8 1406 1376 1360 1360 1360 1276 1360		179.2	172,1	167,4	162.6	6'29.	153.3	149.3	145,4	141,4	137,4	133.6	1307	128,3	125.8	123.5	12,2	1,611	117,0	115,1
1902 1892 1893 1894 1895 <th< td=""><td></td><td>188.6</td><td>181,2</td><td>176.2</td><td>171.2</td><td>166.2</td><td>161.4</td><td>157,2</td><td>153,0</td><td>148,8</td><td>44.6</td><td>140.6</td><td>137,6</td><td>135,0</td><td>132.4</td><td>130,0</td><td>127.6</td><td>125.4</td><td>123.2</td><td>121.2</td></th<>		188.6	181,2	176.2	171.2	166.2	161.4	157,2	153,0	148,8	44.6	140.6	137,6	135,0	132.4	130,0	127.6	125.4	123.2	121.2
207.5 199.3 199.8 199.3 199.8 199.3 <th< td=""><td></td><td>198,0</td><td>190,3</td><td>185.0</td><td>179,8</td><td>174,5</td><td>169.5</td><td>165.1</td><td>160.7</td><td>156.2</td><td>151.8</td><td>147.6</td><td>1445</td><td>141.8</td><td>139.0</td><td>136,5</td><td>134,0</td><td>131,7</td><td>129.4</td><td>127,3</td></th<>		198,0	190,3	185.0	179,8	174,5	169.5	165.1	160.7	156.2	151.8	147.6	1445	141.8	139.0	136,5	134,0	131,7	129.4	127,3
26.6 2024 2026 1911 1856 1920 1760 1711 1663 1617 1852 1653 1653 1653 1653 1653 1653 1653 1653 1653 1653 1653 1653 1653 1653 1654 1654 1654 1654 1654 1654 1655 1653 1653 1653 1653 1653 1653 1653 1653 1654 1655 1656 <th< td=""><td></td><td>207.5</td><td>199.3</td><td>193,8</td><td>188,3</td><td>*82,8</td><td>177,5</td><td>172.9</td><td>168.3</td><td>163,7</td><td>1,63,1</td><td>154.7</td><td>151,4</td><td>148,5</td><td>145,6</td><td>143,0</td><td>140,4</td><td>137.9</td><td>135,5</td><td>133,3</td></th<>		207.5	199.3	193,8	188,3	*82,8	177,5	172.9	168.3	163,7	1,63,1	154.7	151,4	148,5	145,6	143,0	140,4	137.9	135,5	133,3
226.3 217.4 201.4 202.4 199.4 198.6 198.6 173.6 173.5 168.7 168.7 173.6 173.6 168.0 168.0 173.6 173.6 168.0 168.0 173.6 173.7 183.7 184.7 184.7 184.6 184.6 184.0 184.7 184.2 185.2 185.2 185.3 <th< td=""><td>2.9</td><td>216,9</td><td>208.4</td><td>202.6</td><td>196,9</td><td>1.161</td><td>185,6</td><td>180,8</td><td>176,0</td><td>1/1/1</td><td>166.3</td><td>161.7</td><td>158.2</td><td>155,3</td><td>152,3</td><td>149.5</td><td>146.7</td><td>144.2</td><td>1417</td><td>139.4</td></th<>	2.9	216,9	208.4	202.6	196,9	1.161	185,6	180,8	176,0	1/1/1	166.3	161.7	158.2	155,3	152,3	149.5	146.7	144.2	1417	139.4
25.5 22.0.3 24.40 207.9 10.29 16.30 16.31 15.41 16.41 16.41 16.41 146.5 14.50 <th< td=""><td></td><td>226.3</td><td>217.4</td><td>2114</td><td>205.4</td><td>199.4</td><td>193.7</td><td>188.6</td><td>183.6</td><td>178.6</td><td>173,5</td><td>168,7</td><td>165.1</td><td>162,0</td><td>158,9</td><td>156.0</td><td>153,1</td><td>1505</td><td>147.8</td><td>145,4</td></th<>		226.3	217.4	2114	205.4	199.4	193.7	188.6	183.6	178.6	173,5	168,7	165.1	162,0	158,9	156.0	153,1	1505	147.8	145,4
245.2 235.6 229.1 22.6 22.6.1 200.6 10.6 11.1 66.3 16.7 165.2 165.3 165		235.8	226.5	220.3	214,0	207.8	201,8	172.9	168.3	163,7	1,63.	154.7	151.4	148.5	145.6	143,0	140,4	137.9	135,5	133,3
24.46 24.46 2379 234,4 2173 212.2 206,6 200,9 96.2 189.6 185.9 175.6 175.6 175.6 189.6 180.9 180.6 175.6 175.6 180.9 180.6 180.9 180.6 175.6 175.6 175.6 175.6 175.6 175.6 175.6 175.6 175.6 180.9 18		245,2	235.6	229.1	222,6	2:6.1	209,8	180,8	176.0	171,1	.66.3	161.7	158.2	155,3	152.3	149.5	146.7	144.2	1417	139.4
244C 2837 246,7 238,7 238,7 226,0 220,1 218,2 206,3 202,4 196,8 192,6 186,0 186,0 186,0 186,0 186,0 186,0 186,0 186,0 186,0 186,0 186,0 175,6 1		254.6	244.6	237.9	231,1	224.4	217.9	212.2	206.6	6,002	.95.2	189.8	1858	182,3	178.7	175,5	172.3	169.3	166.3	163.6
273.5 582.7 255.5 248.2 241.0 224.0 221.9 215.0 209.7 109.5 105.0 105.0 108.5 105.0 <th< td=""><td></td><td>264.C</td><td>2537</td><td>246,7</td><td>239.7</td><td>232,7</td><td>226,0</td><td>220,1</td><td>214.2</td><td>208,3</td><td>202,4</td><td>196,8</td><td>192,6</td><td>0,681</td><td>185.4</td><td>182,0</td><td>178.6</td><td>1756</td><td>172,5</td><td>169.7</td></th<>		264.C	2537	246,7	239.7	232,7	226,0	220,1	214.2	208,3	202,4	196,8	192,6	0,681	185.4	182,0	178.6	1756	172,5	169.7
282.9 271.8 264.3 265.0 229.5 226.0 216.9 206.4 205.5 186.6 195.0 191.4 1861 184.8 184.9		273,5	2627	255,5	248,2	241.0	234.0	2279	221.9	215.8	209.7	203,9	199.5	195.8	192.0	188.5	185,0	181.8	178,6	175.7
292.3 280.9 273.1 266.4 287.6 283.7 284.9 <th< td=""><td></td><td>282.9</td><td>271.8</td><td>264.3</td><td>256.8</td><td>249.3</td><td>242.1</td><td>235.8</td><td>229 5</td><td>223,2</td><td>216,9</td><td>210.9</td><td>206.4</td><td>202.5</td><td>198.6</td><td>195,0</td><td>1914</td><td>1881</td><td>184.8</td><td>181.8</td></th<>		282.9	271.8	264.3	256.8	249.3	242.1	235.8	229 5	223,2	216,9	210.9	206.4	202.5	198.6	195,0	1914	1881	184.8	181.8
301.8 289.9 281.9 27.5 265.9 281.5 281.6 21.4 21.4 21.4 22.5 21.6 21.6 20.8 20.8 20.8 20.8 197.1 311.2 289.0 289.0 289.6 289.6 289.6 289.6 289.6 289.6 289.6 289.6 289.6 289.7 289.6 289.7 289.7 289.6 289.7		292.3	280,9	273,1	265.4	257.6	250.2	243.7	237.2	230,6	224.1	217,9	213,3	209.3	205,2	201,5	197,8	1944	0,161	187,9
311.2 299.0 290.7 286.7 286.8 259.4 265.5 284.5 238.6 238.0 238.0 222.0 210.0 222.0 214.5 214.5 210.5 206.9 203.3 330.6 398.0 298.5 298.1 267.1 267.0 285		301.8	289,9	281.9	273,9	265,9	258,2	251.5	244,8	238,1	231,4	225.0	2202	216.0	211.8	208.0	204.2	200 6	197.1	193.9
320,6 308,0 298,5 291,0 208,5 274,4 267,2 260,1 253,0 245,8 239,0 233,8 229,5 221,0 210,0 216,9 210,2 210,0 210,2 210,2 210,2 208,4 208,4 230,1 240,8 230,1 220,5 210,7 210,2 <th< td=""><td></td><td>311.2</td><td>299.0</td><td>290.7</td><td>282 5</td><td>2742</td><td>266.3</td><td>259,4</td><td>252,5</td><td>245.5</td><td>238.6</td><td>232.0</td><td>227.0</td><td>222.8</td><td>218,5</td><td>214,5</td><td>210,5</td><td>206.9</td><td>203,3</td><td>2000</td></th<>		311.2	299.0	290.7	282 5	2742	266.3	259,4	252,5	245.5	238.6	232.0	227.0	222.8	218,5	214,5	210,5	206.9	203,3	2000
335.1 317.1 3084 2895 2805 2805 2805 275.1 2678 260.4 2631 2401 2408 236.3 23.7 22.5 22.3 219.5 2156 2156 23.8 23.8 23.8 23.8 23.8 23.8 23.8 23.8		320,6	308,0	299.5	291,0	282,5	274,4	2672	260,1	253,0	245.8	239,0	233.9	229.5	225,1	221,0	2:6,9	213,2	209,4	206,0
339.5 326.2 317.2 508.2 299.5 289.5 289.5 275.4 267.8 260.3 253.1 2477 243.0 228.3 234.0 228.7 228.7 2218 2218 2218 2218 2218 2218 2218 221		330.1	317.1	308.4	299,6	290,9	282 5	275,1	2678	260,4	253.1	2461	2408	236.3	231.7	227,5	223,3	219,5	215.6	212.1
348.9 335.2 326.0 316.7 329.6 290.8 283.7 275.3 267.5 260.1 264.6 249.8 240.5 240.6 283.7 287.7 267.7 <th< td=""><td></td><td>339.5</td><td>326.2</td><td>317.2</td><td>308,2</td><td>299.2</td><td>290 5</td><td>283.0</td><td>275.4</td><td>267,8</td><td>260,3</td><td>2531</td><td>247.7</td><td>243.0</td><td>238,3</td><td>234.0</td><td>229,7</td><td>2257</td><td>221.8</td><td>218,2</td></th<>		339.5	326.2	317.2	308,2	299.2	290 5	283.0	275.4	267,8	260,3	2531	247.7	243.0	238,3	234.0	229,7	2257	221.8	218,2
356.3 344.3 334.8 325.3 315.8 306.7 296.7 280.7 282.7 274.7 267.1 261.4 256.5 251.6 247.0 242.4 238.3 234.1 367.8 324.1 314.7 306.5 298.4 290.2 282.0 274.2 268.3 263.3 269.2 253.5 248.8 244.5 240.2 240.2 377.2 362.4 352.4 342.4 332.4 332.4 342.8 344.4 306.0 297.6 289.2 289.2 281.2 270.0 264.8 260.0 265.2 250.8 246.4		348,9	335.2	326.0	316,7	307,5	298,6	290,8	283,1	275,3	2675	2601	254.6	249,8	244,9	240,5	236,1	2320	227,9	224,2
367.8 353.3 343.6 333.8 324.1 314.7 306.5 298.4 290.2 282.0 274.2 268.3 263.3 258.2 253.5 248.8 244.5 240.5 240.2 377.2 362.4 352.4 342.4 332.4 332.8 314.4 306.0 297.6 289.2 281.2 275.2 270.0 264.8 260.0 255.2 250.8 246.4 246.4 246.4		358.3	344.3	334.8	325,3	315,8	306,7	298.7	290.7	282.7	2747	267,1	261,4	256,5	251,6	247.0	242.4	2383	234.1	230,3
377.2 362.4 352.4 342.4 342.4 332.4 322.8 314.4 306.0 297,6 289,2 281.2 275.2 270.0 264.8 260.0 255.2 250.8 246,4		367,8	353,3	343.6	333.8	324.1	314.7	306,5	298.4	290.2	282,0	274.2	268.3	263,3	258.2	253.5	248.8	2445	240,2	236,3
		377.2	362.4	352,4	342,4	332.4	322,8	314,4	306.0	297,6	289,2	281,2	2752	270,0	264,8	260,0	255,2	250.8	246,4	242.4

ANNEXE C

Protocole d'évaluation et d'enregistrement EMG	Index positionné en latérale à la marque sur la barre; arrêt du mouvement 15-20mm avant la poitrine; 2 essais par conditions; le repos était décidé par le participant; ordre des exercices aléatoires pour les participants.	Après l'échauffement, 2 minutes de repos entre chaque levé et 2-3 minutes entre chaque largeur; la barre touche la politine sans rebond. Les pleds restent en place sur le sol et les coudes se barrent en fin de mouvement.	48 heures suivant la période d'évaluation, 6 répétitions avec 70 % du 1RM	Au minimum 48 heures après la séance d'évaluation, une série de 6 répétitions à 65 % du 1RM du bench press horizontal
Échauffement	Libre au participant	1 série de 4-5 reps à 60 % du 1RM, 1 minute de press, puis 4-5 reps à 80 %, 2-5 minutes OFF, puis	10 minutes libres, 10 reps à 40 % avec le même tempo que lors du test	5 minutes sur ergocycle suivit de 2 séries (10 et 6 répétitions) au bench press
Période d'évaluation de la charge repère (1RM, GRM,)	1 semaine avant l'évaluation : 1RM sur tous les exercices (4) + mesure de la largeur biacromiale	Analyse d'une contraction isométrique volontaire maximale (CIVM) préalablement	Évaluation du 1RM avec 5 minutes entre chaque essal et un 10 minutes entre les exercices	Évaluation du 1RM avec 5 minutes entre chaque essai avec un maximum de 5 essais. Familiarisation des autres exercices pour se préparer à la séance #2.
Inclinaison du banc	-18°, 0°, 40°, 90°	00	-15º et 30º	-15°, 0°, 30° et 45°
Largeur de la prise	100 % et 200 % de la largeur biacromiale	100, 130, 165, 190 % de la largeur blacromiale (4 largeurs)	Non mentionné	150 % de la largeur biacromiale
Pourcent age du 1RM utilisé et Tempo	80 % de chaque condition; 2-0-2-0, 2 répétition s	100 % visent une comparais on avec la CIVM	6 reps à 70 %; 1,5-0,-1,5-	Établisse ment de la CIVM (normalis er les données lors des tests, faits lors de la Ze séance
Sites analysés et emplacement de l'électrode	2 sites : 1-5ur le ventre musculaire du faisceau sternocostal, 2-sur le faisceau claviculaire	Une seule électrode à 80 % de la langeur du grand visent une pectoral à partir du comparais sternum; hauteur on avec la du processus CIVM xiphoïde	2 sites : 1- ligne mi- claviculaire sur le 2e espace intercostal; 2- ligne mi-claviculaire sur le 5e espace intercostal	2 sites : 1- ligne mi- claviculaire sur le 2e sepace intercostal; 2- ligne mi-claviculaire sur le 5e espace intercostal
uo erdil erred enithem thim2	Smith Machine	Barre libre	Barre libre	Barre libre
Nombre de sujets	6 hommes avec >2 ans d'entraînement	12 hommes 20- 24 ans avec une expérience au bench press variant entre 4 et 15 ans	15 hommes d'âge collégial avec > 1 an d'entrainement; capable de lever 100 % de leur poids de corps, sans blessure	14 hommes (21 ans) avec >1 and d'entrainement; capable de lever 100 % de leur polds de corps au bench press, sans blessure
səbuវà	Barnett et coll., 1995	Clemons et Aaron, 1997	Glass et Armstrong, 1997	Lauver et coll., 2016

Protocole d'évaluation et d'enregistrement EMG	Même charge dans tous les exercices (12RM du 100% supination). Contraction Isométrique de 5 secondes à deux reprises à 1 pouce de la politrine et 2 cm plus hauts que le processus xiphoide. 3 minutes de pause entre les essais. Ordre des exercices différents entre les participants.	Aucun entraînement ou activité physique 48 heures avant la période d'évaluation. Exécution d'une série de 5 répétitions pour chaque exercice; exercices dans le même ordre que lors de l'évaluation du IRM. Repos de 2 minutes entre les séries. Si le candidat n'était pas en mesure de respecter la cadence, une 3e rencontre aura ileu pour reprendre les données.	Pas d'entraînement dans les 24 heures précédant le test; test au moins 3 heures après un repas; exécution de 3 répétitions avec le GRM pour chaque exercice afin d'éviter la fatigue (qui augmente le signal EMG). Repos de 3-5 minutes entre les essals.
Échauffement	Aucun	5 minutes de vélo stationnaire + 10 répétitions avec la barre vide (45lb)	Aucun
Période d'évaluation de la charge repère (1RM, 6RM,)	Aucune période d'évaluation mentionnée spécifiquement. Il semble avoir eu un moment afin de déterminer le 12RM au bench press en supination 100 %.	1 semaine avant the transport of the services (4) de façon aléatoire. Pour trouver le 1RM, essaie avec 50, 75, 90 et 100% de la charge estimée par le participant. Ajout de charge si le 100% est réussi. 3 minutes entre les entre les séries et 5 minutes entre les exercices	Périodes de familiarisation afin de s'assurer de la trajectoire de la barre et détermination du GRM pour chaque condition
Inclinalson du banc	00	0°, 28°, 44° et	°°
Largeur de la prise	100 % et 200 % en pronation et en supination	Largeur qui convient au participant et qui est plus large que la large que la largeur de leurs épaules, mais la barre est déposée au niveau des mamelons	Les mains 10- 30 cm plus larges que la largeur des épaules
Pourcent age du 1RM utilisé et Tempo	La charge correspon dant au 12RM du bench press en supination à 100 %	70% de chaque condition, Tempo: 1,5-0-1,5-	3 reps à 6RM
Sites analysés et emplacement de l'électrode	Faisceau claviculaire et sternocostal, aucune information sur le site des electrodes excepté que de mentionner qu'elles sont audessus du groupe musculaire	Sur le ventre musculaire à la mi- clavicule: 1 Claviculaire, 2e espace intercostal; 2- Sternocostal, 5e espace intercostal	Une seule électrode sur le grand pectoral
Barre libre ou Smith machine	Barre libre	Smith machine	Barre libre
Nombre de sujets	12 hommes (~26 ans) avec plus de 6 mois d'expérience en entraînement sans blessure	15 hommes avec >1 an d'entraînement, capable de lever leur poids de corps au bench press, sans blessure	12 hommes et femmes d'âge collégial avec > 1 an d'expérience en entrainement sans blessure
səbutà	Cehman, 2005	Trebs et coll., 2010	Welsch et coll., 2005

ANNEXE D

Les pages suivantes présentent l'annexe D (p.137-175) qui illustre les tableaux correspondant aux enregistrements électromyographiques des faisceaux claviculaire, sternocostal et abdominal du grand pectoral ainsi que de la longue portion du triceps brachial; des mesures d'angle d'abduction à l'épaule lors des prises large (200 %) et serrée (100 %) en pronation; et de l'accélération de la barre durant les 12 exercices, et ce, pour les 13 participants de notre étude.

ANNEXE D **DONNÉES EMG DU PARTICIPANT #1**

nc.	e de ise	zeur			Alexander of	Répé	titions			oy.
T T	Type pri		Éléments analysés		2	3	4	5	6	NIC
	Fais Fais Fais Fais Fais Fais Fais Fais	Faisceau claviculaire (%)	48,6	47,8	61,2	61,9	55,5	64,2	56,5	
			Faisceau sternocostal (%)	38,5	36,7	39,7	60,5	43,2	45,5	44,0
		rée	Faisceau abdominal (%)	37,4	41,8	44,7	53,2	50,2	49,7	46,2
		Ser	Triceps (%)	56,0	47,5	56,7	48,4	48,8	37,3	49,1
			Accélération (g)	0,55	0,68	0,58	0,61	0,52	0,55	0,58
	ation		Angle à l'épaule (°)	38	38	38	38	38	38	38
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	38,9	45,0	46,3	46,2	47,0	68,0	48,6
			Faisceau sternocostal (%)	53,0	63,6	59,2	88,4	75,3	91,0	71,8
		rge	Faisceau abdominal (%)	57,1	51,9	54,5	67,6	74,5	73,7	63,2
		La	Triceps (%)	39,5	45,7	40,5	34,2	60,2	43,2	43,9
			Accélération (g)	0,36	0,33	0,39	0,46	0,42	0,55	0,42
			Angle à l'épaule (°)	63	63	61	61	60	60	61
			Faisceau claviculaire (%)	74,1	57,5	57,7	3 4 5 64,9 55,5 64,9,7 60,5 43,2 45,9,5 8 0,61 0,52 0,38 38 38 38 38 38 38 38 38 38 38 38 38 3	100,5	71,3	
	Supination Pronation		Faisceau sternocostal (%)	45,7	38,2	40,9	46,4	49,6	60,9	47,0
		rrée	Faisceau abdominal (%)	36,2	27,5	35,9	37,0	47,1	45,1	38,1
		Ser	Triceps (%)	16,3	29,9	50,6	29,6	40,4	32,3	33,2
			Accélération (g)	0,42	0,90	0,64	0,64	0,68	0,83	0,69
	ation		Angle à l'épaule (°)							
	Supir		Faisceau claviculaire (%)	44,7	55,1	46,7	60,7	57,8	63,9	54,8
			Faisceau sternocostal (%)	44,4	45,8	44,1	41,8	46,0	53,1	45,9
		rge	Faisceau abdominal (%)	39,3	43,4	39,2	45,9	55,1	56,7	46,0
		La	Triceps (%)	35,6	34,9	36,1	41,3	39,5	41,1	38,1
			Accélération (g)	0,36	0,42	0,42	0,39	0,39	0,46	0,41
			Angle à l'épaule (°)							

	e de	ienr.			MARKE.	Répé	titions	-		·×.
ba	iyp. Ind	Larg	Eléments analysés	1	2.	3	4	5.	6	Ž
	Supination Pronation		Faisceau claviculaire (%)	56,0	70,6	58,9	74,8	55,6	72,3	64,7
			Faisceau sternocostal (%)	37,2	37,8	42,4	42,7	26,9	36,7	37,3
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	23,9	17,7	21,1	15,6	20,1	21,6	20,0
		Ser	Triceps (%)	52,4	65,2	52,2	71,5	58,2	44,5	57,3
			Accélération (g)	0,61	0,61	0,74	0,64	0,58	0,90	0,68
	ation		Angle à l'épaule (°)	30	30	30	31	33	34	31
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	42,1	47,3	39,9	46,5	52,1	56,3	47,4
			Faisceau sternocostal (%)	62,6	56,4	55,1	53,1	54,4	49,5	55,2
		Large	Faisceau abdominal (%)	42,9	55,8	44,2	60,5	44,5	44,7	48,8
	Supination	La	Triceps (%)	45,5	56,7	60,3	64,1	57,5	36,6	53,5
			Accélération (g)	0,42	0,42	0,55	0,68	0,55	0,58	0,53
			Angle à l'épaule (°)	54	7,2 37,8 42,4 42,7 3,9 17,7 21,1 15,6 2,4 65,2 52,2 71,5 3,61 0,61 0,74 0,64 30 30 30 31 2,1 47,3 39,9 46,5 2,6 56,4 55,1 53,1 2,9 55,8 44,2 60,5 5,5 56,7 60,3 64,1 3,4 0,42 0,55 0,68 3,4 54,9 47,4 55,6 3,4 30,6 30,8 22,2 3,4 30,6 30,8 22,2 4,2 50,0 52,1 42,7 1,9 35,1 61,5 51,4 9,1 12,1 13,3 13,6 5,3 49,4 59,9 61,8	57	57	56		
			Faisceau claviculaire (%)	54,6	54,9	47,4	3 4 5 6 58,9 74,8 55,6 72,3 42,4 42,7 26,9 36,7 21,1 15,6 20,1 21,6 52,2 71,5 58,2 44,5 0,74 0,64 0,58 0,90 30 31 33 34 39,9 46,5 52,1 56,3 55,1 53,1 54,4 49,5 44,2 60,5 44,5 44,7 60,3 64,1 57,5 36,6 0,55 0,68 0,55 0,58 57 57 57 57 47,4 55,6 66,9 62,2 14,3 18,4 13,6 13,1 9,1 8,0 6,3 13,6 30,8 22,2 23,0 49,5 0,42 0,52 0,46 0,61 52,1 42,7 51,8 48,9 61,5 <td< td=""><td>62,2</td><td>56,9</td></td<>	62,2	56,9	
			Faisceau sternocostal (%)	20,6	19,7	14,3	18,4	13,6	13,1	16,6
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	6,7	8,8	9,1	8,0	6,3	13,6	8,8
		Ser	Triceps (%)	33,4	30,6	30,8	22,2	23,0	49,5	31,6
			Accélération (g)	0,42	0,46	0,42	0,52	0,46	0,61	0,48
	ation		Angle à l'épaule (°)							
	Supin		Faisceau claviculaire (%)	44,2	50,0	52,1	42,7	51,8	48,9	48,3
			Faisceau sternocostal (%)	31,9	35,1	61,5	51,4	26,2	31,1	39,5
		Large	Faisceau abdominal (%)	19,1	12,1	13,3	13,6	13,2	17,3	14,8
		La	Triceps (%)	65,3	49,4	59,9	61,8	55,4	45,3	56,2
			Accélération (g)	0,42	0,42	0,52	0,46	0,46	0,61	0,48
			Angle à l'épaule (°)							

nc e de	3	zemr		11 2 3		Répét	itions			Moy.
Lyp		Larg	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	
	T		Faisceau claviculaire (%)	44,6	52,3	57,7	70,7	59,1	67,0	58,6
			Faisceau sternocostal (%)	53,0	43,2	42,6	62,0	61,9	54,1	52,8
	Pronation	rée	Faisceau abdominal (%)	44,0	49,3	52,2	57,1	71,0	58,0	55,3
		Ser	Triceps (%)	48,9	47,9	42,1	47,8	48,5	38,2	45,6
			Accélération (g)	0,68	0,86	0,58	0,58	0,55	0,61	0,64
	ation		Angle à l'épaule (°)	38	39	38	37	38	38	38
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	39,2	38,0	44,5	53,2	47,7	52,7	45,9
			Faisceau sternocostal (%)	62,2	56,0	63,0	70,4	68,5	75,9	66,0
	Supination	Large	Faisceau abdominal (%)	66,5	58,5	60,1	78,5	69,0	82,6	69,2
		La	Triceps (%)	48,6	47,2	46,5	40,0	45,3	38,3	44,3
			Accélération (g)	0,39	0,39	0,36	0,39	0,46	0,64	0,44
Decline (-13°)			Angle à l'épaule (°)	58	57	60	60	60	65	60
ecline			Faisceau claviculaire (%)	40,9	39,8	43,9	59,4	65,7	75,2	54,
-			Faisceau sternocostal (%)	30,8	37,7	37,5	41,9	52,5	50,1	41,
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	39,9	30,5	42,2	44,5	45,7	54,9	43,
1		Sei	Triceps (%)	49,9	61,7	55,3	46,3	43,2	44,5	50,
			Accélération (g)	0,68	0,64	0,64	0,64	0,68	0,68	0,6
			Angle à l'épaule (°)		-2					
			Faisceau claviculaire (%)	39,1	47,2	53,9	52,6	54,5	56,3	50,
1			Faisceau sternocostal (%)	29,6	34,1	38,4	39,4	45,5	52,1	39,
		Large	Faisceau abdominal (%)	37,2	41,0	52,4	76,6	64,0	60,0	55,
		La	Triceps (%)	24,7	33,7	35,1	23,1	40,1	34,2	31,
			Accélération (g)	0,42	0,46	0,46	0,52	0,52	0,64	0,5
			Angle à l'épaule (°)							

u c	an a	geur				Répé	titions	No.		sk.
E .	e a	Larg	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	M
1			Faisceau claviculaire (%)	50,5	54,2	57,5	77,8	68,9	77,2	64,4
			Faisceau sternocostal (%)	51,4	50,0	38,7	42,1	63,3	59,5	50,8
	Supination Pronation In the pro-	Serrée	Faisceau abdominal (%)	71,0	65,0	66,9	67,8	82,3	84,7	73,0
		Ser	Triceps (%)	46,1	43,0	44,8	67,0	59,7	59,8	53,4
			Accélération (g)	0,20	0,27	0,20	0,36	0,33	0,33	0,28
	ation		Angle à l'épaule (°)	27	27	27	27	27	27	27
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	51,8	51,8	66,1	66,8	64,9	78,5	63,3
	8		Faisceau sternocostal (%)	49,0	66,2	80,8	75,8	98,8	79,8	75,
		Large	Faisceau abdominal (%)	54,0	71,1	77,1	60,1	67,8	85,8	69,
	Pro	La	Triceps (%)	28,5	41,5	45,0	49,7	49,4	61,2	45,
			Accélération (g)	0,20	0,20	0,20	0,20	0,20	0,24	0,2
			Angle à l'épaule (°)	50	51	52	52	51	52	51
ſ			Faisceau claviculaire (%)	70,9	79,4	58,6	77,3	81,2	84,4	75,
			Faisceau sternocostal (%)	45,0	47,3	47,7	77,8 68,9 42,1 63,3 67,8 82,3 67,0 59,7 0,36 0,33 27 27 66,8 64,9 75,8 98,8 60,1 67,8 49,7 49,4 0,20 0,20 52 51	41,0	44,	
1		Serrée	Faisceau abdominal (%)	49,3	57,5	58,3	54,1	56,4	64,2	56,
		Ser	Triceps (%)	23,4	51,3	20,0	17,3	40,6	47,1	33,
			Accélération (g)	0,27	0,33	0,33	0,33	0,33	0,33	0,3
	ation		Angle à l'épaule (°)	7				_	-	
	Supin		Faisceau claviculaire (%)	65,6	54,6	50,1	59,0	66,6	74,8	61,
			Faisceau sternocostal (%)	65,0	51,8	44,8	45,0	46,0	64,2	52,
		rge	Faisceau abdominal (%)	68,6	43,7	59,2	50,8	52,1	66,6	56,
		Large	Triceps (%)	27,8	21,0	35,2	25,9	29,9	45,2	30,
1			Accélération (g)	0,36	0,36	0,36	0,33	0,39	0,36	0,3
1			Angle à l'épaule (°))					

e de	genr			1000	Répét	itions	1800		oy.
Cyp	Larg	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	Moy
		Faisceau claviculaire (%)	60,6	53,1	73,8	68,5	59,2	81,5	66,1
		Faisceau sternocostal (%)	34,1	33,5	45,1	51,4	58,1	35,7	43,0
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	15,8	15,8	16,8	23,4	22,6	19,0	18,9
	Ser	Triceps (%)	33,7	33,3	37,4	42,4	36,1	45,9	38,1
Ì		Accélération (g)	0,27	0,39	0,42	0,52	0,36	0,27	0,37
Pronation		Angle à l'épaule (°)	30	30	32	32	31	31	31
Pron		Faisceau claviculaire (%)	52,6	51,7	57,3	45,8	52,1	63,2	53,8
		Faisceau sternocostal (%)	53,6	45,4	47,0	42,6	48,3	49,7	47,8
	Large	Faisceau abdominal (%)	49,9	56,2	82,4	70,7	70,1	78,8	68,0
	Lai	Triceps (%)	30,5	30,2	35,4	25,9	33,4	39,3	32,5
		Accélération (g)	0,20	0,27	0,33	0,27	0,24	0,27	0,26
Incline (+30°)		Angle à l'épaule (°)	53	53	59	59	59	59	57
ncline		Faisceau claviculaire (%)	50,8	51,9	58,0	55,9	52,8	63,0	55,4
		Faisceau sternocostal (%)	20,3	26,7	31,6	32,2	26,8	26,3	27,
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	15,8	20,2	22,5	18,6	24,3	23,9	20,
	Ser	Triceps (%)	35,1	29,9	33,0	43,6	27,9	24,3	32,
		Accélération (g)	0,33	0,26	0,33	0,52	0,33	0,27	0,34
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supin		Faisceau claviculaire (%)	65,4	69,0	74,6	96,5	99,0	58,5	77,
		Faisceau sternocostal (%)	59,0	44,3	44,8	61,1	50,1	55,0	52,
	Large	Faisceau abdominal (%)	13,3	18,9	14,3	22,0	15,1	26,7	18,
	La	Triceps (%)	44,4	30,1	34,3	29,0	29,2	49,1	36,
		Accélération (g)	0,24	0,27	0,20	0,33	0,27	0,27	0,2
		Angle à l'épaule (°)							

nc nc	e de se	tenr			WAR.	Répé	titions			ý.
ban	Typo pri	Larg	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	Moy
			Faisceau claviculaire (%)	61,0	67,7	81,9	61,2	52,5	65,2	64,9
			Faisceau sternocostal (%)	41,2	35,4	42,7	32,3	36,4	45,1	38,9
	Pronation	Serrée	Faisceau abdominal (%)	84,5	73,7	91,4	100,2	81,8	84,5	86,0
		Ser	Triceps (%)	65,3	56,9	77,5	75,9	71,6	78,9	71,0
			Accélération (g)	0,46	0,36	0,42	0,52	0,42	0,36	0,42
	ation		Angle à l'épaule (°)	27	27	28	28	28	26	27
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	41,2	44,8	70,4	68,2	65,8	72,3	60,5
	Supination		Faisceau sternocostal (%)	64,0	63,1	72,9	73,5	76,4	75,7	70,9
		Large	Faisceau abdominal (%)	64,9	67,2	77,9	93,4	84,4	94,4	80,4
		La	Triceps (%)	45,1	47,7	48,9	53,2	59,3	67,7	53,7
			Accélération (g)	0,24	0,24	0,26	0,24	0,27	0,20	0,24
Décliné (-15º)			Angle à l'épaule (°)	56	57	57	58	57	57	57
ecline			Faisceau claviculaire (%)	70,4	84,4	71,8	68,7	97,6	71,2	77,4
_			Faisceau sternocostal (%)	46,6	48,6	56,9	42,5	53,9	55,5	50,7
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	92,2	84,2	66,9	92,0	64,1	82,7	80,4
		Sei	Triceps (%)	70,9	80,0	47,6	44,0	35,5	54,7	55,5
			Accélération (g)	0,39	0,39	0,39	0,36	0,33	0,36	0,37
	ation		Angle à l'épaule (°)							
	Supir		Faisceau claviculaire (%)	49,5	74,4	48,8	66,8	69,0	58,0	61,1
			Faisceau sternocostal (%)	39,0	47,7	54,0	37,3	51,2	57,5	47,8
		Large	Faisceau abdominal (%)	62,6	66,9	63,9	78,9	81,1	85,6	73,2
		La	Triceps (%)	43,4	54,1	39,5	53,0	45,8	61,5	49,6
			Accélération (g)	0,36	0,39	0,36	0,36	0,39	0,36	0,37
	100		Angle à l'épaule (°)							

nc e de	zeur zeur				Répé	titions	100		.vic
lypo	Larg	Éléments analysés		2	3	4	5	6	Moy.
		Faisceau claviculaire (%)	52,4	46,7	56,5	63,0	56,6	47,4	53,8
		Faisceau sternocostal (%)	31,0	29,2	42,6	58,7	46,4	51,1	43,2
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	50,4	44,6	46,8	56,3	48,2	47,9	49,0
	Ser	Triceps (%)	19,2	26,5	36,7	31,1	31,4	43,9	31,
		Accélération (g)	ND	ND	ND	ND	ND	ND	ND
Pronation		Angle à l'épaule (°)	34	33	33	35	36	38	35
Pron		Faisceau claviculaire (%)	39,9	39,8	55,7	45,8	49,0	52,4	47,
		Faisceau sternocostal (%)	69,4	86,6	67,8	79,4	80,0	91,0	79,
	Large	Faisceau abdominal (%)	60,8	76,7	73,3	89,4	99,0	92,8	82,
	La	Triceps (%)	16,0	31,5	13,3	16,0	16,9	31,0	20,
		Accélération (g)	0,61	0,64	0,77	0,68	0,80	0,77	0,7
		Angle à l'épaule (°)	68	68	68	68	68	68	68
		Faisceau claviculaire (%)	54,2	44,0	45,0	62,8	48,8	53,1	51,
		Faisceau sternocostal (%)	27,4	26,7	25,2	30,5	26,4	36,3	28,
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	28,9	31,7	38,3	38,5	31,6	39,1	34,
	Ser	Triceps (%)	11,7	12,4	12,4	14,0	14,1	13,8	13,
		Accélération (g)	0,42	0,52	0,55	0,42	0,52	0,58	0,5
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supin		Faisceau claviculaire (%)	48,4	43,6	46,2	36,8	46,4	58,5	46,
		Faisceau sternocostal (%)	32,9	44,6	51,8	37,0	43,8	42,6	42,
3	Large	Faisceau abdominal (%)	37,6	34,8	41,7	43,5	51,9	43,0	42,
	La	Triceps (%)	13,1	13,9	12,2	12,0	13,7	14,5	13,
		Accélération (g)	0,42	0,46	0,46	0,55	0,55	0,61	0,5
		Angle à l'épaule (°)							

e du	Type de prise	tenr				Répé	titions			ż
Angl	Typ	Lars	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	Moy.
			Faisceau claviculaire (%)	59,0	74,0	85,3	72,5	79,4	82,3	75,4
			Faisceau sternocostal (%)	24,3	23,6	22,7	38,0	37,9	42,0	31,4
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	16,8	15,9	16,7	19,0	22,0	25,6	19,3
		Sei	Triceps (%)	14,8	16,5	18,8	15,8	18,3	20,1	17,4
			Accélération (g)	0,42	0,51	0,46	0,61	0,58	0,52	0,52
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	30	30	33	34	36	40	34
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	52,2	52,9	53,1	57,7	71,4	62,8	58,4
			Faisceau sternocostal (%)	45,8	54,8	55,2	69,1	72,5	67,1	60,8
		Large	Faisceau abdominal (%)	32,4	38,0	40,7	42,4	38,3	39,6	38,6
		L	Triceps (%)	13,0	10,0	16,2	11,9	9,7	10,6	11,9
_			Accélération (g)	0,39	0,55	0,46	0,52	0,52	0,46	0,48
(+30			Angle à l'épaule (°)	63	68	65	65	66	66	66
Incliné (+30°)			Faisceau claviculaire (%)	77,2	73,9	92,1	86,6	82,8	99,8	85,4
_			Faisceau sternocostal (%)	15,4	20,6	27,8	25,9	24,9	27,6	23,7
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	14,1	17,1	23,9	24,8	28,1	29,6	22,9
		Se	Triceps (%)	17,0	17,5	17,8	19,9	18,8	15,5	17,8
			Accélération (g)	0,36	0,55	0,55	0,52	0,55	0,52	0,51
	Supination		Angle à l'épaule (°)							
	Supir		Faisceau claviculaire (%)	60,0	61,3	62,2	60,9	65,6	65,5	62,6
			Faisceau sternocostal (%)	28,3	29,1	34,3	51,8	49,0	39,4	38,7
		Large	Faisceau abdominal (%)	18,8	22,4	24,8	30,2	36,9	33,9	27,8
		Ľ	Triceps (%)	14,9	13,7	10,6	12,2	12,1	12,7	12,7
			Accélération (g)	0,36	0,61	0,39	0,42	0,55	0,55	0,48
			Angle à l'épaule (°)							

nc	ise	genr				Répé	titions	-	The state of	. Ke
ba	LI d	Larg	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	M
			Faisceau claviculaire (%)	36,5	34,6	42,6	40,5	50,6	68,9	45,6
			Faisceau sternocostal (%)	34,9	36,2	32,2	57,5	32,5	46,7	40,0
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	63,9	50,4	66,8	69,7	69,8	69,3	65,0
		Ser	Triceps (%)	32,6	34,8	27,6	18,4	27,7	51,5	32,1
			Accélération (g)	0,24	0,27	0,39	0,36	0,36	0,61	0,37
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	38	38	38	37	37	38	38
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	26,4	30,9	26,4	25,7	31,4	31,6	28,7
			Faisceau sternocostal (%)	27,0	20,8	26,1	21,9	31,9	24,9	25,4
		Large	Faisceau abdominal (%)	42,3	41,5	52,2	52,5	53,7	47,6	48,3
		La	Triceps (%)	12,4	11,8	11,2	14,4	15,5	17,8	13,9
.			Accélération (g)	0,20	0,42	0,27	0,36	0,36	0,39	0,33
			Angle à l'épaule (°)	68	68	68	68	68	67	68
			Faisceau claviculaire (%)	41,1	39,7	46,4	39,7	40,6	42,9	41,7
			Faisceau sternocostal (%)	27,7	25,7	33,9	42,8	31,4	39,5	33,5
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	54,4	56,2	51,2	57,0	50,0	74,9	57,3
		Ser	Triceps (%)	14,5	17,5	20,3	16,1	14,6	18,6	16,9
			Accélération (g)	0,11	0,14	0,27	0,33	0,39	0,39	0,27
	Supination		Angle à l'épaule (°)							
	Supir		Faisceau claviculaire (%)	35,9	32,4	43,9	37,2	48,7	41,5	39,9
	Sup		Faisceau sternocostal (%)	52,2	59,9	55,3	60,7	59,5	59,3	57,8
		Large	Faisceau abdominal (%)	52,9	65,9	56,4	52,9	69,6	73,9	61,9
		La	Triceps (%)	12,6	15,7	14,2	16,3	16,2	20,4	15,9
			Accélération (g)	0,39	0,52	0,55	0,46	0,74	0,58	0,54
			Angle à l'épaule (°)							

ne e de	se geur		THE 200 6		Répé	titions	1	No. of the last	3.
Lyp.	Larg	Éléments analysés		2	3		5	6	Moy
		Faisceau claviculaire (%)	66,7	64,6	64,2	80,3	62,1	75,5	68,9
		Faisceau sternocostal (%)	48,5	47,7	55,0	43,9	47,0	48,5	48,4
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	27,7	30,4	24,5	35,0	35,5	35,9	31,5
	Ser	Triceps (%)	51,3	43,3	50,4	63,0	64,6	74,0	57,8
		Accélération (g)	0,33	0,36	0,46	0,46	0,36	0,39	0,39
Pronation		Angle à l'épaule (°)	34	30	33	33	33	33	12,6666
Pron		Faisceau claviculaire (%)	69,6	69,5	70,8	91,7	63,3	87,9	75,5
		Faisceau sternocostal (%)	39,7	55,1	77,4	52,9	61,6	53,9	56,8
	Large	Faisceau abdominal (%)	32,1	35,8	36,5	38,6	43,6	53,4	40,0
	La	Triceps (%)	34,1	36,8	38,3	28,0	35,2	43,1	35,9
		Accélération (g)	0,24	0,24	0,27	0,20	0,20	0,42	0,26
		Angle à l'épaule (°)	76	78	74	77	78	78	77
		Faisceau claviculaire (%)	56,8	47,8	66,9	54,5	54,8	70,0	58,5
•		Faisceau sternocostal (%)	31,2	33,8	29,1	32,8	33,9	44,5	34,2
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	19,6	19,6	30,9	19,9	29,4	24,5	24,0
	Sel	Triceps (%)	16,3	28,6	27,8	15,1	31,1	29,0	24,7
		Accélération (g)	0,24	0,24	0,42	0,36	0,39	0,36	0,34
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supir		Faisceau claviculaire (%)	64,8	56,1	68,0	48,8	63,2	55,1	59,3
		Faisceau sternocostal (%)	43,6	40,9	40,2	37,1	46,6	36,2	40,8
	Large	Faisceau abdominal (%)	29,2	24,5	23,2	29,2	37,4	30,8	29,1
	La	Triceps (%)	24,1	22,2	17,2	17,0	15,0	41,1	22,8
		Accélération (g)	0,27	0,20	0,27	0,27	0,33	0,33	0,28
		Angle à l'épaule (°)							

nc e de	genr		No.		Répé	titions	A CHANGE		Moy.
d y	Lar	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	M
		Faisceau claviculaire (%)	62,7	66,6	63,6	81,4	82,2	70,1	71,1
		Faisceau sternocostal (%)	49,5	37,7	52,7	44,9	56,5	52,5	49,0
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	17,2	16,8	25,5	28,3	32,8	36,3	26,2
	Ser	Triceps (%)	41,6	24,6	44,3	36,6	37,6	47,0	38,6
		Accélération (g)	0,39	0,42	0,39	0,55	0,46	0,36	0,43
Pronation		Angle à l'épaule (°)	33	33	33	33	34	35	34
Pron		Faisceau claviculaire (%)	69,2	65,6	99,9	76,1	70,6	67,3	74,8
		Faisceau sternocostal (%)	70,9	69,6	55,5	56,1	69,1	68,5	65,0
	Large	Faisceau abdominal (%)	31,3	32,5	28	34,7	39,7	38,4	34,1
	La	Triceps (%)	37,2	29,9	40,8	48,9	37	51,1	40,8
		Accélération (g)	1,14	1,8	0,36	0,33	0,27	0,36	0,71
incliné (+30°)		Angle à l'épaule (°)	65	62	66	67	67	67	66
ncliné		Faisceau claviculaire (%)	57,6	59,1	67,6	55,5	62,8	70,0	62,1
-		Faisceau sternocostal (%)	22,6	22,1	20,8	19,1	25,0	24,2	22,3
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	5,0	5,5	5,8	4,2	9,1	11,1	6,8
	Sei	Triceps (%)	16,2	21,7	18,5	21,6	30,7	20,5	21,5
		Accélération (g)	0,33	0,36	0,36	0,33	0,33	0,52	0,37
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supin		Faisceau claviculaire (%)	62,6	56,2	68,7	67,4	93,1	70,0	69,7
		Faisceau sternocostal (%)	52,6	43,2	47,4	49,2	49,6	48,3	48,4
	Large	Faisceau abdominal (%)	15,9	13,5	10,7	18,5	18,5	19,4	16,1
	La	Triceps (%)	19,1	17,4	27,4	13,7	15,4	37,8	21,8
		Accélération (g)	0,27	0,33	0,33	0,27	0,46	0,33	0,33
		Angle à l'épaule (°)							

le du	e de ise	argeur	Éléments analysés			Répét	titions			Møy.
Ang	Typ pr	Car	Liements analyses	1	2	3	4	5	6	Ā
			Faisceau claviculaire (%)	50,8	43,5	48,3	54,0	53,1	61,6	51,9
			Faisceau sternocostal (%)	38,6	30,3	39,0	42,4	43,9	46,4	40,1
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	34,9	27,7	26,9	37,9	39,4	38,1	34,2
		Sei	Triceps (%)	46,1	41,9	49,9	52,7	48,2	43,1	47,0
			Accélération (g)	0,46	0,33	0,24	0,24	0,39	0,36	0,34
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	28	27	28	28	28	28	28
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	45,0	45,4	35,9	50,8	45,8	57,3	46,7
			Faisceau sternocostal (%)	33,6	34,2	40,0	43,3	36,0	50,4	39,6
		Large	Faisceau abdominal (%)	29,7	35,7	36,0	32,7	32,6	34,9	33,6
		La	Triceps (%)	54,8	45,1	26,2	40,9	34,5	37,3	39,8
<u></u>			Accélération (g)	0,27	0,24	0,24	0,27	0,24	0,20	0,24
é (-15°			Angle à l'épaule (°)	72	72	72	72	72	72	72
Décliné (-15º)			Faisceau claviculaire (%)	49,6	47,3	61,9	51,5	67,4	50,6	54,7
-			Faisceau sternocostal (%)	36,3	35,1	34,9	32,9	39,0	34,1	35,4
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	27,9	32,3	30,8	27,3	28,9	32,8	30,0
		Sei	Triceps (%)	26,6	40,1	35,2	36,1	41,6	32,4	35,3
			Accélération (g)	0,14	0,20	0,17	0,24	0,27	0,27	0,22
	Supination		Angle à l'épaule (°)							
	Supi		Faisceau claviculaire (%)	48,3	40,2	59,3	54,5	43,4	53,8	49,9
			Faisceau sternocostal (%)	42,4	36,0	31,2	45,7	33,8	40,6	38,3
		Large	Faisceau abdominal (%)	21,7	27,3	33,1	32,5	37,1	37,9	31,6
		La	Triceps (%)	26,2	31,0	16,8	11,3	25,7	16,9	21,3
			Accélération (g)	0,20	0,27	0,20	0,33	0,24	0,20	0,24
			Angle à l'épaule (°)							

1	r ue Se	seur.			A TOV	Répé	titions			Møy.
ba	ryps pri	Lang	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	MG
			Faisceau claviculaire (%)	74	94,8	82,5	91,9	98	100,4	90,3
			Faisceau sternocostal (%)	62,1	63,4	59	79,9	74,8	73,8	68,8
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	63,1	62,1	52,5	75,4	73,3	72,3	66,5
		Ser	Triceps (%)	37,7	49,2	50,8	42,3	33,7	43,7	42,9
			Accélération (g)	0,64	0,77	0,77	0,68	0,77	0,77	0,73
	ation		Angle à l'épaule (°)	30	30	30	29	29	29	30
	Pronation		Faisceau claviculaire (%)	73,8	71,7	90,2	79,8	73,5	87,7	79,
			Faisceau sternocostal (%)	53,1	53,1	83,9	68,4	66,0	66,4	65,2
		e .	Faisceau abdominal (%)	80,0	81,3	102,8	87,6	88,0	91,4	88,
		Large	Triceps (%)	18,3	18,6	18,9	29,1	23,2	21,6	21,
			Accélération (g)	0,24	0,33	0,27	0,33	0,33	0,27	0,3
Horizontale (0°)			Angle à l'épaule (°)	72	70	72	75	75	75	73
rizon			Faisceau claviculaire (%)	54,2	60,4	62,3	60,0	54,9	80,6	62,
Ĭ			Faisceau sternocostal (%)	43,4	58,4	51,2	58,3	43,7	62,4	52,
		rée	Faisceau abdominal (%)	30,0	37,9	37,9	56,6	59,7	47,4	44,
		Serrée	Triceps (%)	16,5	25,8	29,9	17,5	24,5	32,4	24,
			Accélération (g)	0,36	0,46	0,58	0,46	0,55	0,64	0,5
	ation		Angle à l'épaule (°)			_				
	Supination		Faisceau claviculaire (%)	61,1	52,4	59,7	25,5	70,5	58,2	59,
			Faisceau sternocostal (%)	39,1	45,4	59,1	49,8	52,2	52,4	49,
		ge	Faisceau abdominal (%)	43,7	59,1	64,2	60,1	70,9	64,9	60,
		Large	Triceps (%)	13,9	9,0	10,0	10,7	9,8	16,5	11,
			Accélération (g)	0,33	0,39	0,42	0,39	0,42	0,42	0,4
			Angle à l'épaule (°)		T T					

2	se se	ient			Répétitions						
Da	ny n	Lang	Éléments analysés		2	3	4	5	6	Moy	
			Faisceau claviculaire (%)	62,4	74,8	70,4	60,1	68,4	75,2	68,6	
			Faisceau sternocostal (%)	24,1	25,2	21,3	23,5	26,5	47,2	28,0	
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	11,3	11,6	11,4	11,8	18,3	23,5	14,7	
		Ser	Triceps (%)	24,4	26,0	22,9	25,8	25,1	49,0	28,9	
			Accélération (g)	0,55	0,52	0,42	0,46	0,58	0,61	0,52	
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	28	28	28	25	25	24	26	
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	71,1	70,6	65	57,0	81,3	61,4	67,7	
			Faisceau sternocostal (%)	46,0	49,2	39,4	46,6	42,3	38,2	43,6	
		Large	Faisceau abdominal (%)	31,8	41,4	38,4	50,2	40,9	37,4	40,0	
		La	Triceps (%)	9,0	11,7	15,0	18,5	28,4	12,1	15,8	
			Accélération (g)	0,39	0,42	0,39	0,74	0,46	0,36	0,46	
incline (+30°)			Angle à l'épaule (°)	65	63	66	67	67	65	66	
ncune			Faisceau claviculaire (%)	54,9	66,5	79,2	78,0	79,3	69,0	71,1	
-			Faisceau sternocostal (%)	21,9	32,9	39,6	33,5	35,6	27,0	31,7	
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	11,0	9,9	11,1	18,4	12,8	12,7	12,	
		Ser	Triceps (%)	12,3	24,7	28,2	32,5	28,5	30,4	26,	
			Accélération (g)	0,42	0,46	0,55	0,42	0,52	0,55	0,49	
	Supination		Angle à l'épaule (°)								
	Supir		Faisceau claviculaire (%)	67,4	66,9	67,3	68,0	70,7	61,0	66,	
	Ins		Faisceau sternocostal (%)	16,3	20,9	28,0	18,2	19,9	20,2	20,0	
		Large	Faisceau abdominal (%)	12,1	10,5	13,3	18,3	9,9	12,0	12,	
		La	Triceps (%)	11,2	8,7	10,7	12,9	9,0	13,9	11,0	
			Accélération (g)	0,36	0,39	0,42	0,42	0,36	0,36	0,38	
			Angle à l'épaule (°)								

2 de 3	denr							100	floy.
Lyp Da	Larg	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	M
		Faisceau claviculaire (%)	50,3	54,1	46,4	85,2	56,1	71,5	60,6
1		Faisceau sternocostal (%)	58,3	51,9	53,3	62,0	64,2	72,4	60,4
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	54,6	71,1	63,7	87,8	78,1	74,4	71,6
	Ser	Triceps (%)	37,1	47,5	35,1	34,7	34,2	29,3	36,3
		Accélération (g)	0,64	0,52	0,46	0,46	0,39	0,42	0,48
Pronation		Angle à l'épaule (°)	32	32	34	37	35	34	34
Pron		Faisceau claviculaire (%)	32,2	46,5	57,2	48,4	60,2	69,9	52,4
		Faisceau sternocostal (%)	45,7	55,7	68,4	62,2	62,1	77,9	62,0
	Large	Faisceau abdominal (%)	76,3	76,3	74,5	70,0	87,1	83,5	78,0
	La	Triceps (%)	14,3	16,6	12,7	21,5	21,3	22,0	18,1
		Accélération (g)	0,24	0,27	0,33	0,33	0,27	0,36	0,30
		Angle à l'épaule (°)	68	66	66	70	71	70	69
		Faisceau claviculaire (%)	46,6	69,6	38,9	55,2	73,2	41,2	54,1
1		Faisceau sternocostal (%)	55,3	44,8	51,6	51,1	68,6	58,8	55,0
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	43,2	46,4	55,8	55,6	72,7	60,9	55,8
F	Ser	Triceps (%)	34,2	28,5	34,7	36,6	31,7	38,2	34,0
		Accélération (g)	0,02	0,20	0,02	0,14	0,20	0,17	0,13
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supin		Faisceau claviculaire (%)	37,8	34,6	54,4	57,2	39,5	61,7	47,
		Faisceau sternocostal (%)	43,0	43,0	46,3	59,8	46,4	56,0	49,
	Large	Faisceau abdominal (%)	55,9	62,7	53,9	66,8	58,8	58,2	59,
	La	Triceps (%)	13,0	24,8	12,7	12,1	8,6	19,9	15,
		Accélération (g)	0,27	0,27	0,33	0,36	0,26	0,33	0,3
		Angle à l'épaule (°)							

Largen		Répétitions						
Lan	Éléments analysés		2	3	34	5	6	Moy.
	Faisceau claviculaire (%)	54,7	66,6	72,0	99,9	71,5	64,8	71,6
	Faisceau sternocostal (%)	35,4	38,0	50,4	65,9	59,8	58,7	51,4
rée	Faisceau abdominal (%)	11,4	12,0	18,9	19,2	21,4	31,6	19,1
Ser	Triceps (%)	37,3	74,2	35,0	40,5	86,0	90,0	60,5
	Accélération (g)	0,86	1,08	0,89	1,02	1,05	1,15	1,01
	Angle à l'épaule (°)	40	40	38	34	36	36	37
	Faisceau claviculaire (%)	60,2	62,8	67,9	56,9	61,7	69,4	63,2
	Faisceau sternocostal (%)	47,2	48,9	52,2	57,3	61,0	55,2	53,6
rge	Faisceau abdominal (%)	37,1	31,6	27,0	25,5	41,9	30,5	32,3
La	Triceps (%)	28,5	54,8	32,9	31,9	35,2	45,3	38,
	Accélération (g)	0,83	0,86	0,86	0,86	0,83	0,86	0,8
	Angle à l'épaule (°)	61	56	61	64	63	64	62
	Faisceau claviculaire (%)	50,8	54,6	65,5	53,2	56,5	68,0	58,
	Faisceau sternocostal (%)	19,1	14,2	29,9	32,4	33,0	33,0	26,
rée	Faisceau abdominal (%)	4,0	3,6	6,0	7,4	9,3	6,5	6,1
Ser	Triceps (%)	14,3	23,0	15,3	17,0	15,9	15,3	16,
	Accélération (g)	0,55	0,61	0,64	0,77	0,64	0,74	0,6
	Angle à l'épaule (°)							
	Faisceau claviculaire (%)	49,1	49,7	55,3	62,1	47,4	50,6	52,
	Faisceau sternocostal (%)	29,7	32,4	26,5	31,2	38,8	39,9	33,
rge	Faisceau abdominal (%)	9,9	10,1	13,9	29,1	10,4	12,0	14,
La	Triceps (%)	66,7	60,4	49,4	22,9	33,8	22,2	42,
	Accélération (g)	0,77	0,80	0,86	1,02	0,86	0,86	0,8
	Large Serrée Serrée	Faisceau sternocostal (%) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Triceps (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau claviculaire (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau claviculaire (%) Faisceau sternocostal (%) Triceps (%) Triceps (%)	Faisceau sternocostal (%) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau claviculaire (%) Faisceau sternocostal (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau claviculaire (%) Faisceau claviculaire (%) Faisceau claviculaire (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Triceps (%) Accélération (g) Accélération (g) Faisceau claviculaire (%) Faisceau sternocostal (%) Triceps (%) Accélération (g) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%)	Faisceau sternocostal (%) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau claviculaire (%) Faisceau sternocostal (%) Triceps (%) Accélération (g) Faisceau sternocostal (%) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau claviculaire (%) Faisceau claviculaire (%) Faisceau claviculaire (%) Faisceau claviculaire (%) Faisceau sternocostal (%) Triceps (%) Accélération (g) Accélération (g) Faisceau claviculaire (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Triceps (%) Accélération (g) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%)	Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau claviculaire (%) Faisceau sternocostal (%) Triceps (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau claviculaire (%) Faisceau sternocostal (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau claviculaire (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau claviculaire (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau ster	Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Angle à l'épaule (°) Accélération (g) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau abdominal (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocost	Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Accélération (g) Accélération (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternoc	Faisceau aternocostal (%) Faisceau aternocostal (%) Faisceau abdominal (%) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Accélération (g) Angle à l'épaule (°) Faisceau claviculaire (%) Angle à l'épaule (°) Angle à l'épaule (°) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Angle à l'épaule (°) Angle à l'épaule (°) Angle à l'épaule (°) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Angle à l'épaule (°) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Angle à l'épaule (°) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Angle à l'épaule (°) Faisceau abdominal (%) Triceps (%) Angle à l'épaule (°) Faisceau claviculaire (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau sternocostal (%) Faisceau abdominal (%) Faisceau sternocostal (%)

nc e de	Se	zeur				Répét	itions			Moy.
1yp	E	Lang		1	2	3	4	5	6	M
			Faisceau claviculaire (%)	30,4	35,6	36,4	35,1	44,0	43,4	37,5
			Faisceau sternocostal (%)	30,3	37,2	44,8	35,7	48,5	47,4	40,7
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	20,8	20,4	22,7	27,0	26,0	23,4	23,4
		Ser	Triceps (%)	57,4	52,1	48,6	47,4	29,5	28,4	43,9
			Accélération (g)	0,42	0,55	0,55	0,55	0,52	0,61	0,53
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	35	33	33	33	36	37	35
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	36,0	38,6	49,5	45,2	52,4	54,8	46,1
1			Faisceau sternocostal (%)	65,9	62,2	76,4	72,8	79,0	71,4	71,3
		Large	Faisceau abdominal (%)	41,0	46,4	61,5	47,5	59,0	61,2	52,
		La	Triceps (%)	20,9	33,5	27,0	27,0	42,0	72,7	37,
			Accélération (g)	0,52	0,39	0,46	0,39	0,39	1,30	0,5
			Angle à l'épaule (°)	73	73	74	73	74	74	74
			Faisceau claviculaire (%)	27,1	39,6	40,9	39,0	32,5	45,2	37,
			Faisceau sternocostal (%)	33,0	24,0	40,5	32,2	37,5	36,5	34,
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	12,7	17,1	17,0	18,3	22,6	11,9	16,
		Ser	Triceps (%)	17,2	15,7	17,7	29,2	19,3	15,1	19,
			Accélération (g)	0,36	0,46	0,55	0,52	0,52	0,42	0,4
	Supination		Angle à l'épaule (°)							
	Supin		Faisceau claviculaire (%)	28,9	29,3	37,6	40,5	36,0	33,2	34.
			Faisceau sternocostal (%)	29,0	25,2	39,1	36,0	33,2	33,0	32
		Large	Faisceau abdominal (%)	22,1	20,1	25,4	17,6	22,3	20,9	21
		La	Triceps (%)	21,6	20,6	16,0	15,3	15,3	18,8	17
			Accélération (g)	0,33	0,39	0,42	0,52	0,46	0,55	0,4
1			Angle à l'épaule (°)							

ine ise	anaä	Elimonto and alla			Répét	itions		10-120	Moy.
dy)	Lar	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	M
		Faisceau claviculaire (%)	33,0	26,0	33,5	29,3	33,4	35,9	33,0
		Faisceau sternocostal (%)	33,6	40,3	51,4	55,0	50,3	65,1	55,5
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	37,0	30,3	32,5	43,5	33,2	40,5	37,4
	Sel	Triceps (%)	68,6	41,3	80,4	56,8	74,4	67,2	69,7
		Accélération (g)	0,61	0,42	0,46	0,52	0,39	0,39	0,44
Pronation		Angle à l'épaule (°)	60	64	43	40	41	41	41
Pron		Faisceau claviculaire (%)	31,1	33,0	41,3	53,3	60,9	49,6	44,9
		Faisceau sternocostal (%)	51,5	55,5	74,5	76,4	74,3	99,5	72,
	Large	Faisceau abdominal (%)	57,1	50,0	101,3	60,6	62,7	73,7	67,
	La	Triceps (%)	25,9	32,9	51,7	40,1	50,2	62,7	43,
		Accélération (g)	0,52	0,46	0,46	0,36	0,39	0,46	0,4
_		Angle à l'épaule (°)	69	69	69	69	75	76	71
		Faisceau claviculaire (%)	23,9	20,4	27,4	26,3	23,8	23,4	24,
1		Faisceau sternocostal (%)	22,3	27,2	26,7	27,2	31,7	34,7	28,
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	17,5	21,8	21,1	14,5	13,7	16,8	17,
	Se	Triceps (%)	28,8	33,0	26,1	23,9	27,8	21,0	26,
		Accélération (g)	0,39	0,46	0,42	0,46	0,55	0,52	0,4
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supi		Faisceau claviculaire (%)	32,2	35,9	46,3	25,9	31,7	28,8	33,
		Faisceau sternocostal (%)	31,7	29,9	22,2	34,5	44,2	34,1	32.
	Large	Faisceau abdominal (%)	39,4	31,4	30,1	32,9	26,6	38,8	33.
	L	Triceps (%)	88,8	82,9	33,0	34,6	22,6	16,4	46,
		Accélération (g)	0,58	0,52	0,46	0,55	0,52	0,36	0,5
		Angle à l'épaule (°)		4					

nc e de se	eur				Répé	titions	A CONTRACT	-	Moy.
Da Typi pri	Larg	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	
		Faisceau claviculaire (%)	80,7	77,2	79,4	78,6	67,1	100,5	80,6
		Faisceau sternocostal (%)	77,0	60,6	65,7	81,6	99,4	62,3	74,4
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	80,9	49,8	56,9	55,9	53,8	57,3	59,1
	Ser	Triceps (%)	32,5	39,8	43,9	48,7	48,6	43,0	42,
		Accélération (g)	0,46	0,48	0,68	0,80	0,86	0,74	0,6
Pronation		Angle à l'épaule (°)	25	26	26	23	23	23	24
Pron		Faisceau claviculaire (%)	52,7	46,7	54,3	59,1	65,8	64,2	57,
		Faisceau sternocostal (%)	92,4	64,3	66,0	76,2	80,5	63,1	73,
	Large	Faisceau abdominal (%)	70,7	97,9	83,5	84,3	85,6	96,9	86,
	La	Triceps (%)	57,6	63,3	66,6	73,2	82,8	94,5	73,
		Accélération (g)	0,52	0,55	0,52	0,46	0,39	0,42	0,4
		Angle à l'épaule (°)	66	66	64	64	64	63	65
		Faisceau claviculaire (%)	64,9	61,6	55,9	63,6	43,7	60,2	58,
		Faisceau sternocostal (%)	48,1	72,6	60,6	69,9	55,3	58,7	60,
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	14,7	55,5	17,7	36,0	26,5	20,5	28,
	Ser	Triceps (%)	25,4	18,2	53,1	12,5	40,3	21,4	28,
		Accélération (g)	0,61	0,64	0,68	0,64	0,61	0,46	0,6
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supin		Faisceau claviculaire (%)	56,9	45,8	46,5	51,1	44,9	42,6	48,
		Faisceau sternocostal (%)	52,8	50,8	51,3	52,0	63,9	62,9	55,
	Large	Faisceau abdominal (%)	43,2	42,0	35,5	36,1	49,1	62,0	44,
	La	Triceps (%)	7,8	7,9	5,1	10,2	22,8	57,7	18,
		Accélération (g)	0,33	0,36	0,33	0,36	0,39	0,39	0,3
		Angle à l'épaule (°)							

e um ne	e de ise	anaz			F 1.342	Répé	titions		400	3y.
ed ba	Typ	Larg	Éléments analysés		2	3	4	5	6	Moy.
			Faisceau claviculaire (%)	65,5	70,5	72,8	70,0	83,0	84,9	74,5
			Faisceau sternocostal (%)	22,4	38,8	46,8	38,4	39,1	48,8	39,1
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	7,9	9,1	9,2	8,2	14,1	13,9	10,4
		Ser	Triceps (%)	35,8	31,8	56,6	32,6	38,7	21,6	36,2
			Accélération (g)	0,36	0,39	0,52	0,61	0,55	0,52	0,49
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	36	39	30	26	20	22	29
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	60,9	73,1	65,0	48,4	79,6	58,8	64,3
			Faisceau sternocostal (%)	40,7	53,0	49,0	44,5	29,9	37,9	42,5
		Large	Faisceau abdominal (%)	36,0	63,4	45,8	35,0	37,8	43,3	43,6
		La	Triceps (%)	21,9	20,4	67,8	53,0	71,4	77,5	52,0
0			Accélération (g)	0,27	0,33	0,27	0,20	0,33	0,46	0,3
ncliné (+30°)			Angle à l'épaule (°)	68	74	75	71	72	72	72
ncliné			Faisceau claviculaire (%)	55,6	67,7	68,0	73,1	66,4	70,8	66,9
_			Faisceau sternocostal (%)	27,7	35,6	49,6	33,3	64,5	54,5	44,3
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	8,6	10,4	14,7	8,7	13,4	25,4	13,
		Ser	Triceps (%)	61,7	54,3	29,9	18,9	53,4	25,1	40,
			Accélération (g)	0,42	0,55	0,58	0,42	0,58	0,55	0,52
	ation		Angle à l'épaule (°)							
	Supination		Faisceau claviculaire (%)	59,0	63,8	59,8	60,3	58,1	81,1	63,
			Faisceau sternocostal (%)	51,9	32,3	46,5	57,3	55,2	33,7	46,2
		Large	Faisceau abdominal (%)	18,5	16,9	42,9	54,4	31,2	17,8	30,3
		La	Triceps (%)	5,3	5,8	5,3	4,5	6,6	39,7	11,2
			Accélération (g)	0,24	0,20	0,24	0,20	0,36	0,46	0,2
			Angle à l'épaule (°)							

e de Se	geur				Répét			9	oy.
Lyp pr	Larg	Éléments analysés		2	3	4	5	6	Moy
		Faisceau claviculaire (%)	47,3	49,9	52,1	57,8	52,2	61,6	53,5
		Faisceau sternocostal (%)	51,1	56,3	55,8	46,8	69,5	61,7	56,9
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	42,3	47,3	58,1	40,9	50,8	51,1	48,4
	Ser	Triceps (%)	49,0	53,4	54,4	57,3	51,8	51,1	52,8
		Accélération (g)	0,36	0,39	0,42	0,39	0,46	0,39	0,40
ation		Angle à l'épaule (°)	37	31	25	25	25	26	28
Pronation		Faisceau claviculaire (%)	54,3	45,6	50,3	58,9	53,3	51,2	52,3
		Faisceau sternocostal (%)	67,4	62,3	56,2	76,6	62,7	58,9	64,0
	Large	Faisceau abdominal (%)	62,1	79,7	85,8	66,5	72,0	66,6	72,1
	La	Triceps (%)	73,4	66,5	62,3	77,1	73,3	87,6	73,4
		Accélération (g)	0,24	0,24	0,27	0,27	0,36	0,36	0,29
Decime (-13-)		Angle à l'épaule (°)	69	65	66	61	62	62	64
		Faisceau claviculaire (%)	44,4	51,5	47,8	57,2	49,1	54,7	50,8
		Faisceau sternocostal (%)	52,9	75,6	51,0	76,6	58,6	99,5	69,6
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	20,9	41,6	28,8	46,2	26,9	59,1	37,
	Ser	Triceps (%)	43,9	52,4	30,9	40,0	62,4	53,7	47,
		Accélération (g)	0,39	0,46	0,27	0,46	0,36	0,42	0,39
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supin		Faisceau claviculaire (%)	46,2	41,3	50,6	50,8	52,2	52,2	48,
		Faisceau sternocostal (%)	61,8	57,6	56,5	56,3	76,8	77,2	64,
	Large	Faisceau abdominal (%)	43,2	53,2	75,6	81,8	69,2	67,1	65,
	La	Triceps (%)	26,6	12,1	15,5	4,7	49,4	71,9	30,
		Accélération (g)	0,33	0,24	0,24	0,27	0,27	0,27	0,2
		Angle à l'épaule (°)							

2 e e	emr		3 2389	AL ST	Répét	itions	Marie B	15 11	·.
Lype Pri	Larg	Éléments analysés		2	3	4	5	6	Moy.
T		Faisceau claviculaire (%)	60,8	69,8	81,7	71,0	67,8	84,4	72,6
		Faisceau sternocostal (%)	46,6	59,4	65,5	42,5	46,2	37,6	49,6
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	19,5	43,5	29,2	51,8	33,3	33,5	35,1
	Ser	Triceps (%)	25,5	17,7	22,2	19,6	18,7	28,8	22,1
		Accélération (g)	0,27	0,24	0,42	0,24	0,24	0,24	0,28
Pronation		Angle à l'épaule (°)	33	28	30	31	32	32	31
Pron		Faisceau claviculaire (%)	37,7	46,7	54,3	64,6	62,9	78,8	57,5
		Faisceau sternocostal (%)	58,8	66,6	57,0	89,2	73	84,0	71,4
	Large	Faisceau abdominal (%)	46,6	49,5	71,6	62,0	63,1	65,9	59,
	La	Triceps (%)	15,8	11,6	9,9	15,7	17,5	19,2	15,
		Accélération (g)	0,20	0,27	0,24	0,24	0,27	0,27	0,2
		Angle à l'épaule (°)	68	68	69	66	65	65	67
		Faisceau claviculaire (%)	77,4	48,9	54,5	52,8	64,5	76,7	62,
		Faisceau sternocostal (%)	25,6	35,0	34,2	30,1	35,9	31,9	32,
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	16,5	21,4	23,6	24,0	45,9	26,5	26,
	Ser	Triceps (%)	32,0	24,4	30,0	19,6	46,5	30,2	30,
	1	Accélération (g)	0,39	0,24	0,33	0,27	0,33	0,61	0,3
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supin		Faisceau claviculaire (%)	46,3	47,6	50,7	71,1	65,8	70,6	58,
		Faisceau sternocostal (%)	45,9	56,8	57,1	49,3	46,7	71,5	54
	Large	Faisceau abdominal (%)	36,9	39,9	43,4	35,9	37,0	73,3	44.
	La	Triceps (%)	14,3	14,8	14,1	23,9	13,2	17,0	16
		Accélération (g)	0,20	0,24	0,33	0,20	0,20	0,39	0,2
		Angle à l'épaule (°)							

200	e de se	tenr		S State	49.73	Répét	itions		9-11	35.
Ž	Typ	Large	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	Ž.
			Faisceau claviculaire (%)	63,5	67,9	77,6	100,4	82,8	87,0	79,9
			Faisceau sternocostal (%)	33,7	49,1	52,8	51,8	46,0	55,4	48,1
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	14,7	38,6	29,9	58,9	26,0	22,9	31,8
		Ser	Triceps (%)	18,6	21,9	34,9	28,4	17,0	18,3	23,2
			Accélération (g)	0,33	0,42	0,39	0,42	0,52	0,52	0,43
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	27	31	31	30	28	30	30
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	58,1	55,9	70,0	68,7	77,8	86,8	69,6
			Faisceau sternocostal (%)	88,8	76,4	89,2	67,3	100,8	86,8	84,9
		Large	Faisceau abdominal (%)	28,3	44,0	35,1	36,9	31,3	36,0	35,3
		La	Triceps (%)	8,4	9,7	9,4	14,2	9,0	13,3	10,7
			Accélération (g)	0,33	0,24	0,24	0,24	0,27	0,46	0,30
Incline (+30°)			Angle à l'épaule (°)	66	62	65	65	64	64	64
ncline			Faisceau claviculaire (%)	68,4	84,4	74,2	90,7	79,6	91,4	81,5
_			Faisceau sternocostal (%)	35,7	37,5	57,0	39,7	46,9	42,3	43,2
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	14,7	15,5	30,8	25,9	23,5	37,4	24,6
		Sei	Triceps (%)	12,0	22,5	22,8	15,6	42,8	14,8	21,8
			Accélération (g)	0,33	0,33	0,42	0,36	0,42	0,39	0,38
	Supination		Angle à l'épaule (°)							
	Supin		Faisceau claviculaire (%)	69,8	58,4	73,4	67,8	93,5	101,3	77,
			Faisceau sternocostal (%)	46,7	50,8	54,2	58,5	62,5	62,0	55,
		Large	Faisceau abdominal (%)	14,8	24,5	22,5	28,8	46,9	47,6	30,
		La	Triceps (%)	10,0	15,9	17,5	14,6	12,0	19,1	14,
			Accélération (g)	0,20	0,24	0,24	0,24	0,33	0,33	0,2
			Angle à l'épaule (°)							

nc an	e de se	inai		THE REAL PROPERTY.	THE REAL PROPERTY.	Répi	titions	SENSE.	15000	ış.
ba	e e	Larg	Éléments analysés		2	3	-4	5	6	Moy
			Faisceau claviculaire (%)	49,6	52,5	66,7	75,3	69,4	94,7	68,0
			Faisceau sternocostal (%)	54,7	57,0	61,5	66,9	60,0	65,6	61,0
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	43,1	31,9	44,5	53,0	49,4	69,1	48,5
		Ser	Triceps (%)	38,8	40,7	51,6	43,5	52,6	52,0	46,5
			Accélération (g)	0,24	0,24	0,27	0,27	0,24	0,20	0,24
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	35	35	35	31	34	34	34
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	50,2	49,5	52,3	64,6	62,2	80,2	59,8
			Faisceau sternocostal (%)	74,2	64,5	91,6	89,8	75,9	86,4	80,4
		Large	Faisceau abdominal (%)	70,8	61,4	83,4	100,5	83,2	93,3	82,1
		La	Triceps (%)	47,5	38,1	32,4	37,0	51,0	36,3	40,4
			Accélération (g)	0,24	0,24	0,24	0,27	0,24	0,33	0,26
Decline (-15°)			Angle à l'épaule (°)	70	69	71	69	71	70	70
Jecilin			Faisceau claviculaire (%)	60,2	53,4	60,4	53,2	57,2	63,0	57,9
-	Supination		Faisceau sternocostal (%)	46,7	45,7	41,8	47,3	54,8	52,4	48,1
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	27,9	33,6	45,0	42,9	48,5	55,9	42,3
		Ser	Triceps (%)	57,1	50,2	52,2	28,2	29,4	25,1	40,4
			Accélération (g)	0,33	0,33	0,42	0,42	0,39	0,42	0,39
			Angle à l'épaule (°)							
			Faisceau claviculaire (%)	48,5	42,5	52,3	58,8	55,2	81,6	56,5
			Faisceau sternocostal (%)	54,1	58,3	53,0	57,1	65,4	78,2	61,0
		Large	Faisceau abdominal (%)	36,2	44,6	46,6	50,0	55,6	64,9	49,7
		La	Triceps (%)	51,0	22,7	21,7	17,0	20,7	34,9	28,0
			Accélération (g)	0,27	0,24	0,24	0,33	0,27	0,36	0,29
			Angle à l'épaule (°)							

ne e de	se ar				Répi	ititions			3.
Lybe	Larg	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	May
		Faisceau claviculaire (%)	78,2	63,3	79,8	56,4	74,5	92,8	74,2
		Faisceau sternocostal (%)	43,0	39,8	46,3	50,1	50,3	56,2	47,0
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	44,8	40,5	54,7	48,1	49,4	81,6	53,
	Ser	Triceps (%)	17,9	17,2	15,0	ND	ND	ND	16,
		Accélération (g)	1,30	0,61	1,71	0,61	0,77	0,74	0,9
Pronation		Angle à l'épaule (°)	39	43	43	38	37	41	40
Pron		Faisceau claviculaire (%)	47,5	80,1	63,9	92,4	71,6	60,3	69,
		Faisceau sternocostal (%)	40,8	52,6	77,7	66,5	77,8	68,1	63,
	38	Faisceau abdominal (%)	48,7	90,0	52,9	86,8	83,2	67,4	71,
	Large	Triceps (%)	16,1	59,0	27,1	38,4	40,4	29,8	35,
		Accélération (g)	0,39	3,47	0,68	1,87	0,46	0,36	1,2
		Angle à l'épaule (°)	71	77	77	77	73	76	75
		F'aisceau claviculaire (%)	72,3	76,5	62,7	84,2	82,3	80,9	76,
		Faisceau sternocostal (%)	42,4	36,7	51,2	43,9	47,5	53,2	45,
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	34,3	41,9	45,8	53,6	49,1	45,2	45,
	Ser	Triceps (%)	27,1	34,5	36,8	16,6	46,1	20,1	30,
		Accélération (g)	0,39	0,42	0,55	0,58	0,58	0,39	0,4
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supin		Faisceau claviculaire (%)	45,8	58,0	64,3	42,9	84,4	90,9	64,
1		Faisceau sternocostal (%)	44,4	41,3	37,4	39,2	43,4	66,7	45,
	Large	Faisceau abdominal (%)	42,8	47,3	63,6	41,2	46,8	49,1	48,
	Lai	Triceps (%)	11,7	13,0	14,8	14,6	28,6	28,6	18,
		Accélération (g)	0,46	0,39	0,52	0,61	0,36	0,68	0,5
		Angle à l'épaule (°)							

	se uc	ienr				Répé	titions			
	rypri pri	Carg	Éléments analysés	-	2	3	4	5	6	Moy
			Faisceau claviculaire (%)	86,9	78,9	71,7	85,1	99,3	71,4	82,2
			Faisceau sternocostal (%)	39,8	45,3	41,6	48,6	48,7	36,8	43,5
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	47,1	38,3	31,1	63,4	66,6	46,2	48,8
		Ser	Triceps (%)	36,5	43,7	41,1	14,8	100,6	51,1	48,0
			Accélération (g)	0,61	0,61	0,55	0,64	0,58	0,42	0,57
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	21	20	18	20	21	20	20
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	59,8	58,0	61,0	61,8	57,8	60,3	59,8
			Faisceau sternocostal (%)	53,9	51,2	41,5	51,0	49,0	64,6	51,9
		Large	Faisceau abdominal (%)	48,2	41,3	34,7	44,5	50,0	42,7	43,6
		La	Triceps (%)	51,8	60,6	33,7	25,9	36,6	78,4	47,8
			Accélération (g)	0,64	0,58	0,52	0,58	0,42	1,43	0,70
Incline (+30°)			Angle à l'épaule (°)	70	70	71	72	72	69	71
ncline			Faisceau claviculaire (%)	89,5	83,1	135,8	106,4	88,2	80,6	97,3
-	Supination		Faisceau sternocostal (%)	28,6	36,7	34,6	44,6	32,7	55,1	38,7
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	25,0	35,6	41,5	55,6	30,5	54,5	40,5
		Ser	Triceps (%)	21,2	24,5	32,4	ND	ND	ND	26,0
			Accélération (g)	0,46	1,43	0,64	1,78	0,55	0,68	0,92
			Angle à l'épaule (°)							
			Faisceau claviculaire (%)	79,2	96,2	97,0	84,1	79,8	76,9	85,5
			Faisceau sternocostal (%)	41,8	34,9	36,5	42,4	39,4	40,0	39,2
		Large	Faisceau abdominal (%)	16,6	12,6	14,2	13,9	17,4	26,7	16,9
		La	Triceps (%)	108,8	31,4	23,2	25,6	45,9	58,2	48,9
			Accélération (g)	0,61	1,02	0,46	0,42	0,36	0,27	0,52
			Angle à l'épaule (°)							

nc e de	non		THE THE	550	Répé	titions			in.
Typ	Larg	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	Moy
		Faisceau claviculaire (%)	39,6	51,0	56,3	48,9	64,4	70,6	45,3
		Faisceau sternocostal (%)	49,4	52,0	59,4	76,0	80,5	66,2	50,7
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	55,9	58,4	60,7	100,8	96,0	72,1	57,2
	Ser	Triceps (%)	30,4	19,0	26,0	28,4	39,1	34,7	24,
		Accélération (g)	0,55	0,46	0,58	0,61	0,55	0,39	0,5
ation		Angle à l'épaule (°)	43	43	45	49			43
Pronation		Faisceau claviculaire (%)	42,7	57,6	61,1	45,9	57,8	51,4	52,
		Faisceau sternocostal (%)	52,3	71,9	94,6	93,7	81,6	99,2	82,
	Large	Faisceau abdominal (%)	68,1	76,7	75,4	96,2	78,3	122,2	86,
	La	Triceps (%)	24,7	31,2	38,3	39,9	41,1	46,3	36,
		Accélération (g)	0,46	0,58	0,80	0,52	0,46	0,39	0,5
		Angle à l'épaule (°)	72	72	72	71	68	68	71
		Faisceau claviculaire (%)	36,5	52,7	50,6	44,1	51,0	59,5	49,
1		Faisceau sternocostal (%)	34,0	44,1	40,3	37,0	51,9	46,2	42,
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	77,0	51,5	51,4	52,3	48,8	62,8	57,
	Ser	Triceps (%)	17,2	22,6	16,7	16,7	23,6	31,6	21,
		Accélération (g)	0,33	0,33	0,52	0,27	0,36	0,39	0,3
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supin		Faisceau claviculaire (%)	52,7	72,8	82,6	50,8	47,8	71,8	63,
		Faisceau sternocostal (%)	50,4	58	49,5	42,1	38,3	67,2	50,
	Large	Faisceau abdominal (%)	75,8	49,1	64,0	61,0	72,4	62,3	64,
	Lai	Triceps (%)	12,5	23,1	32,0	20,8	17,3	44,2	25,0
		Accélération (g)	0,39	0,42	0,52	0,39	0,39	0,46	0,4
		Angle à l'épaule (°)							

e de	3e	zem.			1133	Répe	titions			oy.
Typ	E	Lar	Éléments analysés	1	2	3	EU 4	5	6	2
			Faisceau claviculaire (%)	66,0	57,3	60,8	65,3	66,0	65,3	63,5
			Faisceau sternocostal (%)	38,2	28,8	45,4	41,6	53,0	41,6	41,4
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	42,6	41,5	51,2	50,7	68,0	57,2	51,9
		Ser	Triceps (%)	22,2	22,3	29,0	33,0	26,4	26,8	26,0
			Accélération (g)	0,46	0,39	0,46	0,39	0,42	0,33	0,4
dion	ronation		Angle à l'épaule (°)	26	26	38	40	38	38	34
Dron	Lon		Faisceau claviculaire (%)	63,6	59,8	58,7	50,0	85,8	68,2	64,
			Faisceau sternocostal (%)	44,1	45,5	57,7	45,6	64,7	68,0	54,
		Large	Faisceau abdominal (%)	69,7	46,2	56,0	60,9	53,6	56,8	57,
	1	La	Triceps (%)	25,7	26,7	24,8	27,4	29,1	25,2	26,
		ŀ	Accélération (g)	0,27	0,24	0,20	0,20	0,24	0,20	0,2
		+	Angle à l'épaule (°)	82	78	78	77	77	76	78
			Faisceau claviculaire (%)	49,9	34,9	46,0	47,3	50,7	49,3	46,
			Faisceau sternocostal (%)	29,2	25,4	27,8	24,8	31,2	26,7	27,
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	27,8	31,9	37,2	27,6	32,2	21,9	29,
		Ser	Triceps (%)	33,1	28,6	30,7	29,9	32,3	32,8	31,2
			Accélération (g)	0,36	0,36	0,42	0,33	0,46	0,24	0,30
Sunination	ation		Angle à l'épaule (°)							
Simi			Faisceau claviculaire (%)	34,9	46,2	51,4	43,8	65,7	63,5	50,9
	15		Faisceau sternocostal (%)	35,8	33,9	37,1	37,0	36,0	40,5	36,7
		Large	Faisceau abdominal (%)	31,0	40,7	38,3	38,3	46,8	41,8	39,5
	-	La	Triceps (%)	16,6	18,1	19,1	19,4	16,2	19,9	18,2
			Accélération (g)	0,27	0,24	0,33	0,27	0,33	0,27	0,29
			Angle à l'épaule (°)							

n i	e ue ise	icur				Répé	titions			by.
4	n y pri	Lang	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	Moy
T			Faisceau claviculaire (%)	52,2	77,4	67,4	74,1	58,8	80,5	68,4
			Faisceau sternocostal (%)	31,1	40,6	62,8	77,6	57,4	44,7	52,4
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	20,5	41,7	37,5	37,2	44,4	43,7	37,5
		Ser	Triceps (%)	24,1	34,5	29,2	30,9	24,6	26,1	28,
			Accélération (g)	0,27	0,36	0,36	0,39	0,27	0,42	0,3
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	31	28	28	30	30	30	30
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	63,3	78,4	70,9	60,9	73,7	70,6	69,
			Faisceau sternocostal (%)	52,7	47,4	52,6	80,1	67,9	73,9	62,
		Large	Faisceau abdominal (%)	55,3	41,5	44,6	61,9	54,5	63,8	53,
		La	Triceps (%)	21,4	25,4	27,3	24,5	23,1	27,9	24,
_			Accélération (g)	0,20	0,24	0,20	0,24	0,24	0,20	0,2
menne (+30-)			Angle à l'épaule (°)	74	74	74	74	74	74	74
			Faisceau claviculaire (%)	49,9	63,9	74,9	59,1	53,4	86,3	64,
			Faisceau sternocostal (%)	21,4	21,1	21,2	29,5	24,5	26,4	24,
1		Serrée	Faisceau abdominal (%)	10,4	12,4	10,8	15,5	28,8	26,0	17,
1		Sel	Triceps (%)	23,9	18,6	18,9	18,0	25,4	22,3	21,
	Supination		Accélération (g)	0,36	0,42	0,33	0,46	0,46	0,46	0,4
			Angle à l'épaule (°)						_	
	Supir		Faisceau claviculaire (%)	51,0	48,8	63,6	68,7	72,9	66,2	61,
			Faisceau sternocostal (%)	ND	43,1	31,6	44,5	37,2	40,4	39,
		Large	Faisceau abdominal (%)	24,7	33,5	25,9	36,6	43,0	26,6	31,
		La	Triceps (%)	15,8	17,7	25,0	19,0	17,0	19,7	19,
			Accélération (g)	0,24	0,24	0,24	0,42	0,27	0,27	0,2
			Angle à l'épaule (°)							

	e de Se	ient				Répé	titions	12031		oy.
a d	lypa pri	Larg	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	Me
			Faisceau claviculaire (%)	41,2	46,6	44,5	44,0	44,0	46,8	44,5
			Faisceau sternocostal (%)	26,4	31,6	30,4	25,2	29,9	34,9	29,7
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	32,8	39,0	49,9	35,0	39,3	58,4	42,4
		Ser	Triceps (%)	21,8	20,8	21,0	21,0	20,4	23,6	21,4
			Accélération (g)	0,52	0,27	0,42	0,33	0,46	0,42	0,40
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	36	36	36	36	36	40	37
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	36,4	29,9	32,9	39,1	42,3	41,6	37,0
			Faisceau sternocostal (%)	32,5	33,1	39,0	38,0	33,9	42,6	36,5
	Supination	Large	Faisceau abdominal (%)	37,7	38,4	47,4	46,8	43,0	39,2	42,1
		La	Triceps (%)	28,2	22,2	27,0	23,2	23,0	20,8	24,1
			Accélération (g)	0,33	0,20	0,24	0,24	0,27	0,33	0,27
Decime (-13-)			Angle à l'épaule (°)	76	76	76	76	76	75	76
			Faisceau claviculaire (%)	22,1	25,4	20,3	22,8	32,8	23,7	24,5
			Faisceau sternocostal (%)	20,1	24,3	20,8	21,0	25,6	26,7	23,1
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	27,9	36,0	26,2	29,0	32,1	32,5	30,6
		Sei	Triceps (%)	33,0	24,0	21,6	26,3	31,5	22,7	26,5
			Accélération (g)	0,55	0,39	0,36	0,39	0,46	0,27	0,40
			Angle à l'épaule (°)							
			Faisceau claviculaire (%)	22,4	15,7	31,0	17,0	23,5	22,4	22,0
			Faisceau sternocostal (%)	24,4	22,3	24,9	24,3	21,6	20,0	22,9
		Large	Faisceau abdominal (%)	27,9	32,9	32,1	29,0	37,2	35,0	32,4
		La	Triceps (%)	14,1	15,7	18,7	24,2	16,4	17,3	17,7
			Accélération (g)	0,33	0,24	0,33	0,27	0,20	0,24	0,27
			Angle à l'épaule (°)							

nc c de	Jon.				Répé	titions		E 25	95.
Type	Larg	Éléments analysés	1	2	3	4	-5	6	Moy
		Faisceau claviculaire (%)	50,1	43,3	51,1	53,6	64,1	96	63,0
		Faisceau sternocostal (%)	57,8	50,5	65,9	58,2	66,3	52,2	60,1
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	28,4	31,7	30,1	30,6	37,4	34,5	32,2
	Ser	Triceps (%)	ND	ND	ND	ND	ND	ND	ND
		Accélération (g)	0,24	0,33	0,24	0,27	0,24	0,24	0,2
Pronation		Angle à l'épaule (°)	40	46	40	41	41	40	40
Pron		Faisceau claviculaire (%)	51,0	46,9	58,9	68,3	77,4	84,8	64,
		Faisceau sternocostal (%)	59,6	76,8	66,5	80,7	82,5	100,3	77,
	Large	Faisceau abdominal (%)	24,9	30,0	33,7	32,2	44,2	41,2	34,
	La	Triceps (%)	20,3	24,6	22,1	25,2	24,6	26,6	23,
		Accélération (g)	0,24	0,20	0,20	0,11	0,20	1,21	0,3
		Angle à l'épaule (°)	65	64	66	65	64	64	65
		Faisceau claviculaire (%)	38,8	40,2	53,9	50,0	40,0	49,0	45,
		Faisceau sternocostal (%)	40,1	37,8	34,5	40,7	39,8	38,6	38,
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	ND	ND	ND	ND	ND	ND	NE
	Ser	Triceps (%)	26,9	27,8	25,2	30,5	30,2	36,1	29,
		Accélération (g)	0,64	0,58	0,52	0,61	0,58	0,61	0,5
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supir		Faisceau claviculaire (%)	48,3	39,7	54,3	64,5	88,9	85,8	63,
		Faisceau sternocostal (%)	41,8	38,6	32,5	44,2	46,7	49,2	42,
	Large	Faisceau abdominal (%)	76,9	96,1	73,8	81,8	99,6	90,4	86,
	La	Triceps (%)	19,0	16,3	27,2	27,4	24,5	37,5	25,
		Accélération (g)	0,20	0,20	0,20	0,24	0,24	1,08	0,3
		Angle à l'épaule (°)							

e du nc	e de	genr				Répe	titions			ż
Angl	Type de prise	Larg	Éléments analysés	1	2	3		5	6	Moy.
			Faisceau claviculaire (%)	65,5	66,4	62,2	80,1	68,6	63,1	67,7
		Serrée	Faisceau sternocostal (%)	44,6	37,7	35,7	45,4	47,2	45,3	42,7
П			Faisceau abdominal (%)	41,2	37,3	56,8	45,3	22,0	19,5	37,0
			Triceps (%)	46,1	53,9	59,0	42,5	42,9	43,5	48,0
			Accélération (g)	0,20	0,33	0,36	0,39	0,33	0,33	0,32
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	29	29	31	32	31	30	30
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	66,0	59,0	89,1	63,5	78,0	72,0	71,3
			Faisceau sternocostal (%)	66,8	55,5	52,8	56,6	59,6	63,4	59,1
		Large	Faisceau abdominal (%)	26,6	21,8	27,6	23,8	27,5	25,6	25,5
		La	Triceps (%)	19,0	18,6	20,2	17,0	23,6	24,3	20,5
٦			Accélération (g)	0,27	0,27	0,24	0,33	0,36	0,58	0,34
(+30			Angle à l'épaule (°)	75	75	76	75	73	73	75
Incliné (+30°)			Faisceau claviculaire (%)	67,4	82,5	100,6	86,1	82,1	104,7	87,2
			Faisceau sternocostal (%)	29,7	33,6	35,6	35,0	38,9	45,6	36,4
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	25,1	22,3	25,0	43,4	25,5	14,0	25,9
		Se	Triceps (%)	18,8	17,5	23,4	16,3	19,3	18,4	19,0
			Accélération (g)	0,39	0,46	0,58	0,52	0,52	0,39	0,48
	Supination		Angle à l'épaule (°)							
	Supi		Faisceau claviculaire (%)	81,7	84,0	104,2	89,4	87,4	102,8	91,6
			Faisceau sternocostal (%)	44,7	28,2	37,8	41,8	37,8	47,6	39,7
		Large	Faisceau abdominal (%)	15,8	17,4	21,1	26,1	18,9	21,8	20,2
		La	Triceps (%)	17,4	29,8	99,7	73,9	83,5	65,8	61,7
			Accélération (g)	0,36	0,33	0,36	0,39	0,39	0,39	0,37
			Angle à l'épaule (°)							

nc e de	se	zeur				Répé	titions		WE E	ay.
Pa	III	Lan	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	Moy
			Faisceau claviculaire (%)	34,0	30,4	45,7	39,0	43,2	31,4	37,3
			Faisceau sternocostal (%)	44,6	46,2	47,5	51,6	47,6	39,8	46,2
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	35,9	30,8	77,9	42,0	32,0	26,4	40,8
		Ser	Triceps (%)	65,7	87,3	99,5	96,8	84,6	92,8	87,8
			Accélération (g)	0,42	0,46	0,58	0,55	0,61	0,58	0,53
,	Pronation		Angle à l'épaule (°)	42	37	37	36	37	36	38
,	Pron		Faisceau claviculaire (%)	36,7	37,0	57,0	41,2	37,9	60,0	45,0
			Faisceau sternocostal (%)	55,9	43,3	67,2	58,3	60,3	70,9	59,3
		Large	Faisceau abdominal (%)	31,1	32,7	67,3	41,2	36,4	40,9	41,6
		La	Triceps (%)	22,5	22,8	18,9	27,1	29,1	37,5	26,3
			Accélération (g)	0,55	0,39	0,99	0,36	0,36	0,36	0,50
			Angle à l'épaule (°)	73	74	79	79	78	71	76
			Faisceau claviculaire (%)	43,2	34,9	35,2	43,1	55,9	52,3	44,1
1			Faisceau sternocostal (%)	47,6	46,8	48,8	44,2	52,2	50,0	48,3
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	18,5	20,0	21,7	26,0	31,1	27,2	24,1
1		Ser	Triceps (%)	33,5	28,2	29,7	22,5	34,3	27,9	29,4
			Accélération (g)	2,06	1,21	0,86	0,83	0,83	0,74	1,09
,	Supination		Angle à l'épaule (°)							
	Supin		Faisceau claviculaire (%)	46,6	43,3	49,0	47,5	57,8	77,2	53,6
			Faisceau sternocostal (%)	38,9	48,0	56,0	48,8	51,7	66,2	51,6
		Large	Faisceau abdominal (%)	23,9	31,2	28,6	24,7	30,2	42,9	30,3
		La	Triceps (%)	19,2	19,3	28,6	20,9	21,9	25,9	22,6
			Accélération (g)	0,77	0,64	0,61	0,64	0,74	0,42	0,64
			Angle à l'épaule (°)							

nc e de se	nen			1999	Répé	titions	4330	SE SE	·śc
Typ pr	Lary	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	Moy.
		Faisceau claviculaire (%)	51,0	61,4	64,4	70,4	90,5	63,0	80,5
		Faisceau sternocostal (%)	44,8	59,2	68,0	60,8	79,5	75,9	70,2
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	57,5	72,8	68,2	71,1	95,3	85,7	83,2
	Ser	Triceps (%)	33,7	48,4	34,3	39,0	55,0	33,3	47,0
		Accélération (g)	0,61	0,64	0,64	0,64	0,64	0,61	0,64
Pronation		Angle à l'épaule (°)	55	47	48	44	41	55	43
Pron		Faisceau claviculaire (%)	44,9	63,8	60,0	65,6	72,9	74,0	63,5
		Faisceau sternocostal (%)	35,3	64,1	37,9	42,8	57,6	40,8	46,4
	ge	Faisceau abdominal (%)	57,8	69,0	72,1	65,0	67,2	71,8	67,2
	Large	Triceps (%)	30,1	34,8	38,7	49,6	47,4	48,7	41,6
		Accélération (g)	0,46	0,46	0,42	0,39	0,39	0,46	0,43
		Angle à l'épaule (°)	82	82	84	82	87	86	84
		Faisceau claviculaire (%)	36,6	44,2	50,4	45,5	47,5	69,5	49,0
		Faisceau sternocostal (%)	34,2	35,2	35,1	45,3	35,4	44,8	38,3
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	31,8	32,0	46,8	54,3	58,5	47,8	45,2
	Ser	Triceps (%)	59,9	51,7	25,8	48,0	55,2	46,0	47,8
		Accélération (g)	0,46	0,52	0,46	0,42	0,39	0,42	0,45
ation		Angle à l'épaule (°)							
Supination		Faisceau claviculaire (%)	41,0	49,3	41,7	46,7	56,0	53,3	48,0
		Faisceau sternocostal (%)	32,4	36,5	40,4	43,1	55,8	48,8	42,8
	Large	Faisceau abdominal (%)	48,0	40,7	43,1	64,2	86,3	52,8	55,9
	La	Triceps (%)	15,4	11,1	9,7	12,2	12,6	13,9	12,5
		Accélération (g)	0,36	0,36	0,36	0,36	0,36	0,33	0,36
		Angle à l'épaule (°)							77

nc e de ise	genr	611			Repe	titions	(10 mm)		oy.
Lyp ba	Lar	Éléments analysés	1	2	3		5	6	Moy
		Faisceau claviculaire (%)	67,7	63,6	67,6	63,8	76,9	71,8	68,6
		Faisceau sternocostal (%)	26,4	21,1	26,1	37,1	30,4	38,8	30,0
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	18,5	10,5	18,8	19,6	18,7	28,3	19,1
	Ser	Triceps (%)	14,9	35,7	15,7	12,8	13,2	13,2	17,6
		Accélération (g)	0,46	0,39	0,46	0,46	0,39	0,52	0,45
Pronation		Angle à l'épaule (°)	48	38	36	42	41	40	41
Pron		Faisceau claviculaire (%)	53,1	55,8	58,1	58,0	66,5	64,5	59,3
		Faisceau sternocostal (%)	22,4	23,8	22,0	25,1	23,5	30,1	24,5
	Large	Faisceau abdominal (%)	31,4	33,9	36,0	39,2	31,0	43,2	35,8
	La	Triceps (%)	10,9	10,6	12,5	11,0	20,8	17,1	13,8
		Accélération (g)	0,33	0,27	0,33	0,33	0,27	0,33 0,3 79 77	0,31
		Angle à l'épaule (°)	77	76	77	76	76	79	77
		Faisceau claviculaire (%)	63,1	63,9	73,9	71,6	78,5	92,6	73,9
		Faisceau sternocostal (%)	20,1	24,7	24,4	25,5	28,9	31,0	25,8
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	14,7	16,7	11,5	15,9	19,8	22,9	16,9
	Ser	Triceps (%)	8,5	11,0	10,6	11,5	14,4	15,4	11,9
		Accélération (g)	0,36	0,27	0,39	0,36	0,36	0,36	0,35
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supin		Faisceau claviculaire (%)	51,8	59,9	69,9	61,8	67,6	67,6	63,1
		Faisceau sternocostal (%)	19,0	21,5	22,7	27,3	25,4	27,1	23,8
	Large	Faisceau abdominal (%)	13,3	17,9	17,5	21,8	23,2	23,4	19,5
	La	Triceps (%)	7,7	6,4	8,4	9,2	10,4	10,9	8,8
		Accélération (g)	0,33	0,39	0,36	0,36	0,39	0,36	0,37
		Angle à l'épaule (°)							

	e de se	ieni			19.76	Répé	titions		Jana .	39.
E P	n de la de	Lar	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	Mey.
			Faisceau claviculaire (%)	28,0	28,0	33,6	40,6	36,9	43,6	28,0
			Faisceau sternocostal (%)	24,8	37,4	28,3	28,7	42,6	39,9	37,4
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	35,4	43,4	45,5	50,9	43,3	54,7	43,4
1		Ser	Triceps (%)	35,6	20,1	20,4	27,7	25,4	26,9	20,1
-			Accélération (g)	0,24	0.33	0,24	0,27	0,24	0,24	0,33
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	49	44	48	47	53	49	44
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	28,3	29,4	28,8	58,5	51,4	47,2	37,2
			Faisceau sternocostal (%)	30,6	29,9	31,6	32,7	32,3	32,6	31,6
		Large	Faisceau abdominal (%)	44,2	57,7	40,1	46,3	42,6	53,2	47,4
		La	Triceps (%)	19,1	20,6	33,8	33,9	36,5	37,3	30,2
			Accélération (g)	0,17	0,17	0,20	0,20	0,20	0,20	0,19
Decline (-15°)			Angle à l'épaule (°)	81	84	88	87	86	86	85
ecline			Faisceau claviculaire (%)	29,7	24,2	33,1	34,3	35,6	36,3	32,2
-			Faisceau sternocostal (%)	19,6	27,3	31,7	26,2	33,3	27,5	27,6
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	27,7	25,0	33,1	27,8	44,7	41,8	33,4
		Ser	Triceps (%)	22,9	22,3	29,5	35,1	24,9	34,7	28,2
			Accélération (g)	0,17	0,20	0,20	0,17	0,24	0,17	0,19
	Supination		Angle à l'épaule (°)							
	Supin		Faisceau claviculaire (%)	22,0	23,1	30,6	32,8	33,7	38,1	30,1
			Faisceau sternocostal (%)	20,8	27,3	28,0	28,9	27,8	24,4	26,2
		Large	Faisceau abdominal (%)	37,5	48,1	43,7	44,4	47,2	43,8	44,1
		La	Triceps (%)	20,1	10,8	12,7	12,8	14,8	15,9	14,5
			Accélération (g)	0,36	0,24	0,33	0,27	0,24	0,27	0,285
			Angle à l'épaule (°)							

30	se se	iem				Répé	titions	W. Table		loy.
Ba	Type Pri	Tamp	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	Me
			Faisceau claviculaire (%)	70,4	81,4	75,5	70,6	72,5	81,3	75,3
			Faisceau sternocostal (%)	83,4	76,2	66,8	69,5	69,7	85,0	75,
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	70,9	69,1	84,7	59,1	69,1	78,8	72,0
		Ser	Triceps (%)	55,5	46,5	45,0	47,5	49,8	72,0	52,
			Accélération (g)	0,33	0,46	1,08	0,61	2,18	1,05	0,9
	Pronation		Angle à l'épaule (°)	36	34	34	34	34	31	34
	Pron		Faisceau claviculaire (%)	44,4	52,7	51,4	66,8	83,9	57,6	59,
			Faisceau sternocostal (%)	80,9	74,1	85,0	99,9	100,3	82,0	87,
		Large	Faisceau abdominal (%)	69,1	72,0	78,0	89,2	82,9	80,4	78,
ľ		La	Triceps (%)	47,5	53,5	41,0	39,7	47,4	45,3	45,
			Accélération (g)	0,33	0,39	0,33	0,33	0,39	0,33	0,3
			Angle à l'épaule (°)	62	59	65	62	62	62	62
			Faisceau claviculaire (%)	55,3	37,9	49,4	49,2	60,7	68,7	68,7 53
80			Faisceau sternocostal (%)	46,7	62,0	52,1	67,9	59,7	57,2	57,
		Serrée	Faisceau abdominal (%)	38,6	40,0	52,0	53,7	50,5	50,5	47,
		Ser	Triceps (%)	53,2	34,8	52,2	37,2	44,5	37,4	43,
			Accélération (g)	0,20	0,27	0,24	0,27	0,24	0,39	0,2
	Supination		Angle à l'épaule (°)							
	Supir		Faisceau claviculaire (%)	50,7	54,9	50,2	53,1	61,3	56,2	54,
			Faisceau sternocostal (%)	52,3	55,4	61,4	64,2	45,5	60,0	56,
		Large	Faisceau abdominal (%)	47,6	53,3	40,9	58,0	40,5	48,5	48,
		La	Triceps (%)	35,1	30,2	29,9	48,1	40,1	46,4	38,
			Accélération (g)	0,20	0,36	0,36	0,24	0,27	0,27	0,2
			Angle à l'épaule (°)							

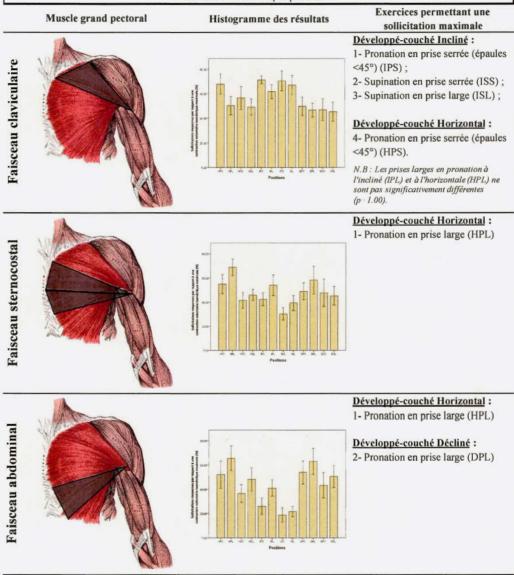
ne e de	se in i				Répé	titions			y.
Lybu Maria	Lar	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	M
		Faisceau claviculaire (%)	67,9	53,9	63,8	63,3	75,1	79,4	67,2
		Faisceau sternocostal (%)	52,5	46,1	53,3	52,0	62,2	69,8	56,0
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	26,4	34,3	37,4	28,8	35,7	47,1	35,0
	Ser	Triceps (%)	42,6	43,5	51,6	40,7	46,8	39,1	44,1
		Accélération (g)	0,46	0,42	0,36	0,39	0,39	0,42	0,41
Pronation		Angle à l'épaule (°)	33	33	32	32	32	30	32
Pron		Faisceau claviculaire (%)	38,9	47,9	37,6	53,8	42,3	33,1	42,3
		Faisceau sternocostal (%)	41,0	42,5	47,3	62,7	57,6	59,1	51,7
	Large	Faisceau abdominal (%)	27,4	33,3	33,5	29,6	36,1	45,4	34,2
	La	Triceps (%)	28,5	32,6	30,3	29,6	34,4	36,1	31,9
		Accélération (g)	0,24	0,33	0,27	0,36	0,24	0,36	0,30
		Angle à l'épaule (°)	48	50	53	55	55	55	53
		Faisceau claviculaire (%)	53,1	52,1	65,5	47,4	61,9	60,6	56,8
		Faisceau sternocostal (%)	32,1	23,7	32,3	32,7	40,4	56,0	36,2
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	21,8	19,0	28,4	30,2	31,3	36,4	27,9
	Ser	Triceps (%)	18,2	30,2	28,2	37,0	22,9	22,5	26,5
		Accélération (g)	0,20	0,27	0,46	0,33	0,36	0,24	0,31
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supir		Faisceau claviculaire (%)	44,5	40,5	50,8	49,2	69,9	48,0	56,0 35,0 44,1 0,41 32 42,3 51,7 34,2 31,9
		Faisceau sternocostal (%)	35,1	52,3	29,0	32,2	39,2	33,5	36,9
	Large	Faisceau abdominal (%)	27,0	26,3	29,7	25,2	23,6	31,0	27,1
	La	Triceps (%)	24,1	22,9	20,7	21,7	23,3	26,3	23,2
		Accélération (g)	0,33	0,36	0,36	0,33	0,36	0,39	0,36
		Angle à l'épaule (°)							

nc ; de	se item		100	HALL BO	Rèpé	titions	11/200	A. C.	. x.
Type	Lar	Éléments analysés	1	2	3	4	5	6	Moy.
		Faisceau claviculaire (%)	51,1	46,5	63,9	48,5	58,9	57,8	54,5
		Faisceau sternocostal (%)	73,7	61,8	64,4	68,0	75,5	70,7	69,0
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	52,2	59,5	75,8	66,7	99,8	77,9	72,0
	Ser	Triceps (%)	61,1	61,1	52,6	51,4	43,7	77,2	57,9
1	-	Accélération (g)	0,27	0,24	0,39	0,42	0,46	0,39	0,30
Pronation		Angle à l'épaule (°)	30	30	33	30	33	33	32
Pron		Faisceau claviculaire (%)	30,2	27,4	38,8	73,2	54,4	36,5	43,4
	1	Faisceau sternocostal (%)	56,3	66,0	78,3	70,3	74,9	60,8	67,
	Large	Faisceau abdominal (%)	61,7	59,4	69,3	64,6	75,5	87,5	69,
	La	Triceps (%)	46,5	43,4	54,8	60,3	48,0	42,6	49,
		Accélération (g)	0,20	0,27	0,24	0,33	0,36	0,24	0,2
		Angle à l'épaule (°)	54	52	52	53	52	52	53
Г		Faisceau claviculaire (%)	37,8	43,9	40,7	52,2	40,8	46,1	43,
		Faisceau sternocostal (%)	49,3	43,5	55,0	46,0	56,4	46,8	49,
	Serrée	Faisceau abdominal (%)	45,3	48,6	54,6	58,7	62,5	56,3	54,
	Ser	Triceps (%)	63,6	47,7	41,6	53,6	45,2	46,9	49,
		Accélération (g)	0,17	0,24	0,27	0,27	0,33	0,33	0,2
Supination		Angle à l'épaule (°)							
Supin		Faisceau claviculaire (%)	24,1	27,3	28,7	23,9	40,7	40,4	30,
		Faisceau sternocostal (%)	39,2	46,5	38,3	47,5	59,6	46,5	46,
	Large	Faisceau abdominal (%)	47,2	60,6	51,7	58,7	50,0	62,2	55,
	La	Triceps (%)	30,2	36,8	33,6	41,6	30,5	41,5	35,7
		Accélération (g)	0,20	0,27	0,27	0,27	0,27	0,33	0,27
		Angle à l'épaule (°)							

ANNEXE E

RÉSUMÉ DE L'ÉTUDE DE MAÎTRISE DE KEVEN ARSENEAULT

Question de recherche: Quels sont les effets d'une variation de l'inclinaison du banc (-15°, 0° et +30°), de la largeur de la prise (100 % et 200 % de la largeur biacromiale) et du type de prise (supination et pronation) lors d'exercices de développé-couché dans la stimulation des faisceaux abdominal, sternocostal et claviculaire du grand pectoral ainsi que du triceps brachial (longue portion) chez des individus masculins s'entraînant depuis plus d'un an.



Les abréviations ci-dessus sont présentées de la manière suivante : Inclinaison (H Horizontale (0°); I=Inclinée (+30°); D=Déclinée (-15°)). Type de prise (P=pronation; S=supination). Largeur de la prise (S=serrée; L=Large). Par exemple, la position HPS signifie le mouvement à l'horizontale (H) en pronation (P) et en prise serrée (S)).

BIBLIOGRAPHIE

- Algra, B. (1982) An In-Depth Analysis of the Bench Press. *National Strength Coaches Association Journal*. 4(5):6-13.
- Armstrong, T. et Glass, S. C. (1996) Motor Unit Recruitment of the Pectoral Muscle During Incline and Decline Bench Press Exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. May Volume 28 Issue 5 p 206.
- Baechle, T.R., Earle, R.W., Wathen, D. (2000). *Resistance training*. Essentials Strength Train. Cond. (2e édition). Champaign, IL: Human Kinetics,pp. 395–426.
- Baratta R., Solomonow, M., Zhou, B. H., Letson, D., Chuinard, R. et D'Ambosia, R. (1988) The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am. J. Sports Med.* 16:113–122.
- Barnett, C., Kippers, V. et Turner, P. (1995) Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *J. Strength and Cond. Res.* 9 (4): 222-227.
- Basmajian, J.V. et Deluca, C.J. (1985) Muscles alive: Their functions revealed by electromyography (5e édition). Baltimore: Williams & Wilkins Co.
- Bhatia D.N., de Beer, J.F., van Rooyen, K.S., Lam, F. et du Toit, D.F. (2007) The "bench-presser's shoulder": an overuse insertional tendinopathy of the pectoralis minor muscle. *Br J Sports Med*; 41(8), e11.
- Beagon, M. (2005) The Elder Pliny on the Human Animal. Oxford: University Press.
- Berger, R., Smith, K. (1991) The effects of the tonic neck reflex in the bench. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 5(4):188-191.
- Blok, J.H., Stegeman, D.F. (1997) Simulated bipolar SEMG characteristics. Dans:

Hermens HJ, Freriks, B, editors. SENIAM 5: The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography: a proposal for sensor placement procedures, p.60–70.

Brain, P. (1986) Galen. Cambridge: University Press.

Brian, P. (1979) Galen on the ideal of the physician. South Africa Medical Journal, 52, 936–938

Brown, J.M.M., Wickham, J.B., McAndrew, D.J. et Huang, X.F. (2007) Muscles within muscles Coordination of 19 muscle segments within three shoulder muscles during isometric motor tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17;57–73.

Brown, L.E., Vives, D. (2000) Partial or full range of motion during the bench press. Strength & Conditioning Journal. 22(1):55.

Buchanan, T.S., Almdale, D.P.J., Lewis, J.C. et Rymer, W.Z. (1986) Characteristics of synergic relations during isometric contractions of human elbow muscles. *J. Neurophysiol.* 56:1225-1241.

Carroll T.J., Riek S., Carson R.G. (2001) Neural adaptations to resistance training: implications for movement control. *Sports Med.* 31(12):829-840.

Channell, E.T. et Barfield J.P. (2008) Effect of Olympic and traditional resistance training on vertical jump improvement in high school boys. *J Strength Cond Res. Sep*; 22 (5): 1522-1527.

Cifrek M., Medved V., Tonković S., Ostojić S. (2009) Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. Clin Biomech (Bristol, Avon). May; 24 (4): 327-340.

Clemons, J.M. et Aaron, C. (1997) Effect of grip width on the myoelectric activity of the prime movers in the bench press. *J. Strength and Cond. Res.* 11 (2): 82-87.

- Cook, B. et Stewart, G.W. (1981) Get Strong: A Sensible Guide to Strength Training for Fitness and Sports. Santa Barbara, CA: Ganges.
- Cresswell, T.R. et Smith R.B. (1998) Bilateral anterior shoulder dislocations in bench pressing an unusual cause. *Br J Sports Med.* 32 (1): 71-72.
- Criswell, E. (2011) Cram's introduction to surface electromyography, (2^e édition), Jones and Bartlett publishers.
- Delavier, F. (2005), Guide des mouvements de musculation, (4e édition). Vigot.
- De Luca, C.J. (1984) Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. Crit. Rev. Biomed. Eng. 11 (4), 251–279.
- Dumitru, D. (1995) Electrodiagnostic medicine. Philadelphia: Hanley and Belfus.
- Egger, G. Champion N. et Hurst G. (1989) *The Fitness Leaders Exercise Bible* (2^e édition) Kenthurst, NSW: Kangaroo Press.
- Elder, G.C.B., Bradbury, K. et Roberts, R. (1982) Variability of fiber type distributions within human muscles. *J. Appl. Physiol.: Respirat. Environ. Exercise Physiol.* 53(6): 1473-1480.
- Elliott, B.C., Wilson, G.J. and Kerr, G.K. (1989) A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 21, No. 4, pp. 450-462.
- Eshed, V., Gopher, A., Galili, E. et Hershkovitz, I. (2004) Musculoskeletal stress markers in Natufian hunter-gatherers and Neolithic farmers in the Levant: the upper limb. *Am J Phys Anthropol*. Apr; 123 (4): 303-315.

- Fahey, T. (1994) *Basic Weight Training for Men and Women* (2^e édition.). Mountain View: Mayfield Publishing Co., pp. 121.
- Fisher, J., Sales, A., Carlson, L. et Steele, J. (2016) A comparison of the motivational factors between CrossFit participants and other resistance exercise modalities: a pilot study. *J Sports Med Phys Fitness*.
- Fleck, S.J. et Kraemer, W.J. (1987) *Designing Resistance Training Programs*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Fries, J.F. (1980) Aging, natural death, and the compression of morbidity. *N Engl J Med Jul* 17;303(3):130-135.
- Gillet, M.A. (1981) Kinesiology Corner The bench press. *National Strength Coaches Association* Journal February, Volume 3, Issue 1, pp 52-53.
- Giorgio, P., Samozino, P., et Morin, J.B. (2009) Multigrip flexible device: electromyographical analysis and comparison with the bench press exercise. *J Strength Cond Res* 23(2): 652–659.
- Glass, S.C., Armstrong, T. (1997) Electromyographical activity of the pectoralis muscle during incline and decline bench press. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 11(3):163-167.
- Graham, J.F. (2003) Exercises techniques Bench Press Barbell. *National Strength & Conditioning Association*. Volume 25, Number 3, pages 50–51.
- Graves, J.E., Pollock, M.L., Jones, A.E., Colvin, A.B., Leggett, S.H. (1989) Specificity of limited range of motion variable resistance training. *Med Sci Sports Exerc*. Feb;21(1):84-89.
- Green, C. et Confort, P. (2007) The Affect of Grip Width on Bench Press Performance and Risk of Injury. *Strength & Conditioning Journal*. 29(5):38-39.
- Harris, H.A. (1964) Greek Athletes and Athletics. London: Hutchinson & Co.

- Harris, H.A. (1972) Sport in Greece and Rome. Ithaca, NY: Cornell University Press.
- Heckathorne, C.W. et Childress, D.S. (1981) Relationships of the surface electromyogram to the force, length, velocity, and contraction rate of the cineplastic human biceps. *Am. J. Phys. Med.* 60:1.
- Hermens, H., Freriks, B., Disselhors-Klug, C. et Rau, G. (2000) Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 10, No. 5, pp. 361-375.
- Hesson, J.L. (1991) Weight Training for Life (2e édition.). Englewood: Morton Publishing Co. p 108.
- Higginson, A.D., McNamara, J.M. et Houston, A.I. (2016) Fatness and fitness: exposing the logic of evolutionary explanations for obesity. *Proc Biol Sci.* Jan 13;283 (1822).
- Hogrel, J.Y., Duchene, J. et Marini J. F. (1998) Variability of some sEMG parameter estimates with electrode location. *J Electromyogr Kinesiol*;8:305–315.
- Holcomb W.R., Rubley M.D., Lee H.J., Guadagnoli M.A. Effect of hamstring-emphasized resistance training on hamstring:quadriceps strength ratios. J Strength Cond Res. 2007 Feb;21(1):41-7.
- Humphreys, P.W., Lind, A.R. (1963) The blood flow through active and inactive muscles of the forearm during sustained hand-grip contractions. J. Physiol. 166, 120–135.
- Hurley, B.F., Redmond, R.A., Pratley, R.E., Treuth, M.S., Rogers, M.A. et Goldberg, A.P. (1995) Effects of strength training on muscle hypertrophy and muscle cell disruption in older men. *Int J Sports Med.* Aug;16(6):378-384.
- Inman, T., Saunders, M. et Abbott, C. (1944) Observations on the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg* Am. 26:1-30.

- Jackson, A.S., Pollock, M.L. et Ward, A. (1980) Generalized equations for predicting body density of women. *Med Sci Sports Exerc.* 12(3):175-81.
- Jones, M. (1987) Bilateral anterior dislocation of the shoulders due to the bench press. Br J Sports Med. 21 (3): 139.
- Jones, S.A., Wen, F., Herring, A.H. et Evenson, K.R. (2016) Correlates of US adult physical activity and sedentary behavior patterns. *J Sci Med Sport*. Mar 26. pii: S1440-2440 (16) 30005-6.
- Krevolin J.L., Pandy M.G., Pearce J.C. (2004) Moment arm of the patellar tendon in the human knee.J Biomech. May;37(5):785-788.
- Kulig, K., Powers, D.M., Shellock, F.G. et Terk, M. (2001) The effects of eccentric velocity on activation of elbow flexors: evaluation by magnetic resonance imaging. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 33, No. 2, pp. 196–200.
- Lander, J.E., Bates, B., Sawhill, J. et Hamill, J. (1985) A comparison between free-weigth and isokinetic bench pressing. *Med Sci. Sports Exerc.* 17:344-353.
- Lantz, J. et McCrain, M. (2005) Modifying Chest Press Exercises for Athletes With Shoulder Pathology. *Strength and conditioning journal*. *Volume 27*, Number 3, pages 69–72.
- Lawrence J.H. et Deluca C. (1983) Myoelectrical signal versus force relationship in different human muscles. Figure 1. *Journal of Applied Physiology, The American Physiology Society*.
- Lauver, J.D., Cayot, T.E. et Scheuermann, B.W. (2016) Influence of bench angle on upper extremity muscular activation during bench press exercise. *Eur J Sport Sci*.16(3):309-316.
- Le Musée Olympique, Service éducatif et culturel (2013) Les Jeux Olympiques de l'Antiquité. CIO, (3e édition). Le musée Olympique, Lausanne.

Lehman, G. (2005) The influence of grip width and forearm pronation supination on upper-body myoelectric activity during the flat bench press. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 19(3):587-591.

Lockhart, R.D. (1974) Living Anatomy: A photographic Atlas of Muscles in Action and Surface Contours (7e édition.). London: Faber & Faber.

Luttgens, K. et Wells, K.F. (1982) *Kinesiology : Scientific Basis of Human Motion (7e édition)*. Philadelphia : Saunders College Publishing.

Macconaill, M.A. et Basmajian J.V. (1969) Muscles and move- ments: A basis for human kinesiology. Baltimore: Williams & Wil-kins Co.

Madsen, N. et McLaughlin, T.M. (1984) Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise. *Med. Sci. Sports. Exerc.* 16: 376-381.

Manktelow R.T., McKee N.H., Vettese T. (1980) An anatomical study of the pectoralis major muscle as related to functioning free muscle transplantation. Plast Reconstr Surg. May;65(5):610-615.

Marieb, E.N., (1998). Anatomie et physiologie humaines, Erpi, (2e édition).

Mathiassen, S.E. et Hägg, G. (1997) Amplitude aspects and functional considerations on surface EMG electrode displacement with particular emphasis on the upper trapezius muscle. In: Hermens HJ, Freriks B, editors. SENIAM 5: The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography: a proposal for sensor placement procedures: 84–95.

Mayer, F., Scharhag-Rosenberger, F., Carlsohn, A., Cassel, M., Müller, S. et Scharhag, J. (2011) *The intensity and effects of strength training in the elderly*. Dtsch Arztebl Int. May; 108 (21): 359-364.

McCaw, S.T et Friday, J.J. (1994) A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 8(4):259-264.

McCormick, P.J. (1906). Two Catholic Mediæval Educators: I. Vittorino da Feltre, The Catholic University Bulletin 12, pp. 453–484.

McLaughlin, T.M. et Madsen, N.H. (1984) Bench Press: Bench press techniques of elite heavyweight powerlifters. *National Strength & Conditioning Association Journal*. 6 (4): 44.

McLaughlin, T.M. (1985) Bar path and the bench press. Powerlift USA 8(5):19-20.

McLaughlin, T.M. (1985) Grip spacing and arm position. Powerlift USA 8(6):24.

McLaughlin, T.M. (1984) The biomechanics of powerlifting: Assitance exercise, developing the chest and lats. *Powerifting USA*. 7(9):20-21.

Medema, H.C., McCaw, S.T., Lagally, K.M., Thomas, D.Q. et Young, G.T. (2002) Factors Affecting Muscle Activity During the Bench Press in Females. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. May - Volume 34 - Issue 5 - p S276.

Meholic, A.J., Hodge, R.G., Hartshorne, M.F. (1998) The Bench Press Mark Revisited. *Clinical Nuclear Medicine*. Volume 23 (5), pp 325-326.

Mendez, C. (1553) El Libro del ejercicio corporal y de sus provechos. Sevilla.

Mercuriale, G. (1573) De Arte Gymnastica. Division of Rare and Manuscript Collections, Cornell University Library.

Merletti, R., Sabbahi, M.A., DeLuca, C.J. (1984) Median frequency of the myoelectric signal – effects of muscle ischemia and cooling. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol. 52 (3), 258–265.

Montagu, A. Obesity and the evolution of man. JAMA. 1966 Jan 10; 195 (2): 105-107.

Netter, F.H., (1997) Atlas d'anatomie humaine, (2^e édition).

NSCA (1985) Safety in the weight room #1 – Spotting the bench press. NSCA Journal, Volume 7, Number 6.

Park, H.H., Park, K.S., Im, K.C., Jung, J.M., Kim, J.K., Kim, K.H., Park, H.J., Kim, R., Lee, H.J., Park, E.K., Lee, H.Y., Lee, H.J. (2009) The Effect Of The Bench Press Grip On The Upper Body Muscle Activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, May - Volume 41 - Issue 5 - pp 202-203.

Pierce, K.C. (1998) Exercice of the month – Incline bench press and front squat press (sots press). *Strength and conditioning*, p58-59.

Poliquin, C. (1988) Five steps to increasing the effectiveness of your strength training program. *NSCA J.*10:34–39.

Power, G. et Stratton, S. (1989) Resistance Training With Machines. Champaign, IL: Stipes.

Ramírez-Campillo, R., Alvarez, C., Henríquez-Olguín, C., Baez, E.B., Martínez, C., Andrade, D, C, et Izquierdo, M. (2014) Effects of plyometric training on endurance and explosive strength performance in competitive middle- and long-distance runners. *J Strength Cond Res.* Jan;28 (1): 97-104.

Ramírez-Campillo, R., Burgos, C.H., Henríquez-Olguín, C., Andrade, D. C., Martínez, C., Álvarez C., Castro-Sepúlveda, M., Marques, M.C., Izquierdo, M. (2015) Effect of unilateral, bilateral, and combined plyometric training on explosive and endurance performance of young soccer players. *J Strength Cond Res.* May; 29 (5): 1317-1328.

Rasch, P.J. (1982) Weight Training (4e édition). Dubuque, IA: Brown.

Sale, D.G. (1992) Specificity of training. Can J Sport Sci. Mar;17(1):71.

Sale, D.G. (1988) Neural adaptations to résistance training. *Med Sci. Sports. Exerc.* 20 (5): S135-S145.

Schünke, M., Schulte, E., et Schumaker, U. (2016) Anatomie générale et système locomoteur, De Boeck Supérieur.

Schwartz M.S. (1987) Biofeedback, p.55, Guilford Publications Inc.

Schwarzenegger, A. (1999) *The New Encyclopedia of Modern Bodybuilding*. Simon & Schuster

Schwingshackl, L., Dias, S., Strasser, B. et Hoffmann, G. (2013) Impact of different training modalities on anthropometric and metabolic characteristics in overweight/obese subjects: a systematic review and network meta-analysis. *PLoS One.* Dec 17;8(12):e82853.

Segal, R.L. (1992) Neuromuscular compartments in the human biceps brachii muscle. *Neuroscience letters.* 140: 98-102.

Shelvin, M.G., Hehmann, J.F. et Jucci, J.A. (1969) Electromyographic study of the function of some muscles crossing the glenohumeral joint. *Arch. Phys. Med.* 50:264-270.

Sigmon, C., Tyson, A. (1996) Preventing shoulder injuries by modifying the bench and incline press. *Strength and conditioning*. August (18)4:52-53.

Sirin, A.V. et Patla, A.E. (1987) Myoelectric changes in the triceps surae muscles Under sustained contractions – Evidence for synergism. *Eur. J. Appl. Physiol.* 56:238-244.

Skelton, D.A., Young, A., Greig, C.A., Malbut, K.E. (1995) Effects of resistance training on strength, power, and selected functional abilities of women aged 75 and older. *J Am Geriatr* Soc. Oct ; 43 (10): 1081-1087.

Spivey, N.J. (2004) *The Ancient Olympics*. Oxford and New York: Oxfor: University Press.

Steindler, A. (1955) Kinesiology of the Human Body under Normal and Pathological Conditions. Springfield, IL: Charles C Thomas, pp. 71–73.

Stephen, G.M. (2006) Ancient Greek Athletics, Yale: University Press.

Stiggins, C. (1982) Exercise methods notebook #1 – The bench press. NSCA June-July.

Stiggins, C. (1983) Exercise methods notebook #5 – Incline bench press. NSCA February-March.

Tan, B. (1999) Manipulating resistance training program variables to optimize maximum strength in men: a review. J. Strength Cond. Res. 13:289–304.

Tanaka, H., Swensen, T. (1998) Impact of resistance training on endurance performance. A new form of cross-training? *Sports Med.* Mar;25(3):191-200.

Ter Haar Romeny, B.M., Van Der Gon, J.J. et Gielen, C.C.A.M. (1982) Changes in recruitment order of motor units in the human biceps muscle. *Exp. Neurol*. 78:360-368.

Ter Haar Romeny, B.M., Van Der Gon, J.J. et Gielen, C.C.A.M. (1984) Relationship between location of a motor unit in human biceps brachii and its critical firing levels for different tasks. *Exp. Neurol.* 85:631-650.

Todd, J. (1995) From Milo to Milo: A History of Barbells, Dumbbells, and Indian Clubs. Iron Game History, 3 (6).

Tortora, G.J. Grabowski, S.R. (2001). Principes d'anatomie et de physiologie, Erpi.

Trebs, A.A., Brandenburg, J.P. et Pitney, W.A. (2010). An electromyography analysis of 3 muscles surrounding the shoul- der joint during the performance of a chest press

exercise at several angles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 1925–1930.

Van den Tillaar, R. et Ettema, G. (2009) A Comparison of Successful and Unsuccessful Attempts in Maximal Bench Pressing. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 41, No. 11, pp. 2056–2063.

Vanoyeke, V. (1992) La naissance des Jeux Olympiques et le sport dans l'Antiquité, Paris : Les Belles Lettres.

Wagner, L.L., Evans, S., Weir, J., Housh, T. et Johnson, G. (1992) The effect of grip width on bench press performance. *Int. J. Sport Biomech.* 8: 1-10.

Wagner, L.L., Evans, S.A., Weir, J.P. et Housh, T.J. (1993) The effect of grip width and anthropometric variables on bench press performance in females. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Volume 25, Issue 5, pp S107.

Wagner, Z.F., Harvey, T.M., Gregory, R.W. et Brechue, W.F. (2009) Muscle Activation Patterns And Repetitions-to-failure Performance In The Bench Press Exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. May - Volume 41 - Issue 5 - pp 136-137.

Webster, J.G. (1997) *Medical instrumentation: application and design*. New York: John Wiley and Sons.

Weisdorf, J.L. (2006) From domestic manufacture to Industrial Revolution: long-run growth and agricultural development. Oxf. Econ. Pap. 58 (2): 264-287.

Welsch, E.A., Bird, M. et Mayhew, J.L. (2005) Electromyographic activity of the pectoralis major and anterior deltoid muscles during three upper-body lifts. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 19(2):449-452.

Whittle, A. (1996) Europe in the Neolithic. Cambridge: CambridgeUniversity Press.

- Williams, P.L. et Warwick, R. (1980) *Gray's Anatomy* (36e édition). Edinburgh: Churchill Livingston.
- Wilson, G.J., Elliot, B.C. et Kerr, G.K. (1989) Bar path and force profile characteristics for maximal loads in the bench press. *Int. J. Sport biomech.* 5:390-402.
- Wong, Y.M (1994) Improved bench press performance through visual feedback. Strength & Conditioning. 16(6):70-71.
- World Health Organization (2015) World Health Statistics 2015, WHO Library Cataloguing-in-Publication Data.
- Wright, G. A., DeLong, T.H. et Gehlsen, G. (1999) Electromyographic activity of the hamstrings during performance of the leg curl, stiff-leg deadlift, and back squat movements. *J. Strength Cond. Res.* 13 (2): 168–174.
- Wright, W. G. (1962) Muscle Function. New York: Hafner Publishing.
- Yao, W., Fuglevand, R.J., Enoka, R.M. (2000) Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *J Neurophysiol*. Jan;83(1):441-452.
- Young, W.B. (2006) Transfer of Strength and Power Training to Sports Performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, Human Kinetics, 1:74-83.