

Université de Montréal

**Proposition de combinaisons optimales de contractions volontaires maximales
isométriques pour la normalisation de 12 muscles de l'épaule**

par
Patrick Marion

Département de kinésiologie
Faculté des arts et des sciences

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Maître ès sciences (M.Sc.)
en kinésiologie

Décembre 2014,

© Patrick Marion,

RÉSUMÉ

Afin d'être représentatif d'un niveau d'effort musculaire, le signal électromyographique (EMG) est exprimé par rapport à une valeur d'activation maximale. Comme l'épaule est une structure articulaire et musculaire complexe, aucune contraction volontaire isométrique (CVMi) proposée dans la littérature ne permet d'activer maximalelement un même muscle de l'épaule pour un groupe d'individus. L'objectif de ce mémoire est de développer une approche statistique permettant de déterminer les CVMi optimales afin de maximiser les niveaux d'activation d'un ensemble de muscles de l'épaule.

L'amplitude du signal EMG de 12 muscles de l'épaule a été enregistrée chez 16 sujets alors qu'ils effectuaient 15 CVMi. Une première approche systématique a permis de déterminer les 4 CVMi parmi les 15 qui ensemble maximisent les niveaux d'activation pour les 12 muscles simultanément. Ces 4 contractions ont donné des niveaux d'activation supérieurs aux recommandations antérieures pour 4 muscles de l'épaule. Une seconde approche a permis de déterminer le nombre minimal de CVMi qui sont nécessaires afin de produire un niveau d'activation qui n'est pas significativement différent des valeurs d'activation maximales pour les 16 sujets. Pour 12 muscles de l'épaule, un total de 9 CVMi sont requises afin de produire des valeurs d'activation qui sont représentatives de l'effort maximal de tous les sujets.

Ce mémoire a proposé deux approches originales, dont la première a maximisé les niveaux d'activation qui peuvent être produits à partir d'un nombre fixe de CVMi tandis que la deuxième a permis d'identifier le nombre minimal de CVMi nécessaire afin de produire des niveaux d'activation qui ne sont pas significativement différentes des valeurs d'activation maximales. Ces deux approches ont permis d'émettre des recommandations concernant les CVMi nécessaires à la normalisation de l'EMG afin de réduire les risques de sous-estimer l'effort maximal d'un ensemble d'individus.

Mots clés : Épaule, Électromyographie (EMG), Contractions Volontaires Maximales Isométriques, Normalisation.

ABSTRACT

As a means to provide information on the intensity of the muscle activity, the electromyographic (EMG) signal must be expressed as a percentage of a maximum activation value. Because of the anatomical complexity of the shoulder, no single maximum voluntary isometric contraction (MVIC) has been found to maximally activate the same muscle for a group of subjects. The objective of this study is to develop a statistical approach to determine the optimal MVICs that can maximise the activation levels for several shoulder muscles.

The amplitude of the EMG signal of 12 shoulder muscles was recorded as 16 subjects performed 15 MVICs in standardised positions. A first systematic approach was used to determine the optimal 4 MVICs amongst 15 that could maximise the activation levels of 12 shoulder muscles simultaneously. The activation levels produced by these 4 MVICs were significantly higher than those produced by previous recommendations. A second approach was adopted to identify the minimum number of MVICs that were required to produce muscle activation levels that did not significantly differ from the maximum activation values. For 12 shoulder muscles, 9 MVICs were necessary to produce muscle activation levels that were representative of the maximum effort of all 16 subjects.

This study proposed two novel approaches, the first of which maximised the EMG activation levels that can be produced by a fixed number of MVICs while the second approach identified the minimum number of MVICs required to produce EMG activation levels that were not significantly different from the maximum values of activation. These two approaches provided guidelines with regards to the MVICs that are necessary to normalize the EMG signals of 12 shoulder muscles while reducing the risks of underestimating the maximum capacity of each individual.

Key words : Shoulder, Electromyography, Maximum Voluntary Isometric Contractions, Normalization

TABLE DES MATIÈRES

TABLE DES MATIÈRES	v
LISTE DES TABLEAUX	vii
LISTE DES FIGURES	viii
CHAPITRE 1 :REVUE DE LITTÉRATURE	5
1.1 Principes physiologiques de l'activité neuromusculaire	6
1.1.1 Bref historique de l'électromyographie	6
1.1.2 Formation d'un potentiel d'action	6
1.1.3 Sommation temporelle	7
1.1.4 Sommation spatiale	8
1.2 Acquisition du signal EMG	10
1.2.1 Configuration des électrodes	11
1.2.2 Conditionnement du signal	14
1.2.3 Échantillonnage et conversion numérique du signal EMG	15
1.3 Traitement du signal EMG	18
1.3.1 Analyse spectrale du signal EMG	18
1.3.2 Le redressement	20
1.3.3 Le lissage	21
1.3.4 Root Mean Square	21
1.4 Facteurs intrinsèques à l'amplitude du signal EMG	23
1.5 Normalisation du signal EMG	26
1.5.1 Normaliser par rapport à la tâche expérimentale	27
1.5.2 Normaliser par rapport à des contractions sous-maximales	28
1.5.3 Normaliser par rapport à des contractions maximales	30
1.6 Anatomie de l'épaule	35

1.7	Normaliation des signaux EMG des muscles de l'épaule	45
CHAPITRE 2 :ARTICLE		52
2.1	Problématique	52
2.2	Implication des co-auteurs de l'article	53
2.3	Article Scientifique	53
2.4	Résultats complémentaires	91
2.4.1	Comparaison des 15 CVMi	91
2.4.2	Normaliser 12 muscles simultanément	93
2.4.3	Activer un même muscle pour tous les sujets	100
2.4.4	Présentation d'une interface graphique	100
CHAPITRE 3 :DISCUSSION		109
3.1	Éléments d'importance de l'article scientifique	109
3.2	Éléments d'importance des résultats complémentaires	112
3.2.1	Comparaison des résultats avec la littérature	113
3.2.2	Normaliser 12 muscles simultanément	116
3.2.3	Intérêt de l'interface graphique	118
3.2.4	Comparaison des deux méthodes	119
3.3	Limites de l'étude	120
3.3.1	Erreur de type II	120
3.3.2	Électrodes de surface VS. intra-musculaires	121
3.3.3	Nombre limité de CVMi	122
3.3.4	Fatigue neuromusculaire	122
CHAPITRE 4 :CONCLUSION		124
BIBLIOGRAPHIE		127

LISTE DES TABLEAUX

1.I	Recommandations du SENIAM pour l'acquisition du signal EMG . . .	18
1.II	Facteurs intrinsèques à l'amplitude du signal EMG	26
1.III	Muscles de l'articulation scapulo-thoracique, leur origine, insertion et fonctions principales. Source des images : http://lifesciencedb.jp/ , téléchargées le 10/12/2014	38
1.IV	Muscles de l'articulation gléno-humérale, leur origine, insertion et fonctions principales. Source des images : http://lifesciencedb.jp/ , téléchargées le 10/12/2014	40
1.V	Muscles de la coiffe des rotateurs, leur origine, insertion et fonctions principales. Source des images : http://lifesciencedb.jp/ , téléchargées le 10/12/2014	41
1.VI	Muscles de l'épaule, leur origine, insertion et fonctions principales. Source des images : http://lifesciencedb.jp/ , téléchargées le 10/12/2014	43
2.I	Nom, muscle ciblé, position et description des CVMi analysées dans le cadre de l'étude présentée dans ce mémoire	92
2.II	Nom, muscle ciblé, position et description des CVMi analysées dans le cadre de l'étude présentée dans ce mémoire (suite)	94
2.III	Nom, muscle ciblé, position et description des CVMi analysées dans le cadre de l'étude présentée dans ce mémoire (suite)	95
2.IV	Combinaisons de taille minimale afin d'obtenir des valeurs d'activation maximales pour tous les sujets.	100
2.V	Comparaison des deux combinaisons de 9 CVMi produites à partir de chacune des deux approches	108

LISTE DES FIGURES

1.1	Formation d'un potentiel d'action. Des stimulations insuffisantes (variations de 15 mV) ne permettent pas d'initier un potentiel d'action. Lorsque la stimulation est suffisante, il y a formation d'un potentiel d'action : le gradient électrique passe rapidement de -70 à +40 mV. Une période réfractaire, ou la cellule est dite « hyperpolarisée » suit immédiatement la formation du potentiel d'action.	7
1.2	Le signal EMG résulte de la sommation des potentiels d'action des différentes unités motrices. Ici, trois unités motrices sont illustrées (UM1, UM2, UM3), chacune possède sa propre amplitude et fréquence de décharge (3Hz, 5Hz, 10 Hz) qui sont intégrées dans le signal EMG.	9
1.3	Passage d'un dipôle électrique généré par un potentiel d'action (Bleu), ainsi qu'un artefact (rouge) captés par une paire d'électrodes. Bien que l'artefact ait une amplitude supérieure au signal généré par le potentiel d'action, sa fréquence est inférieure. Conséquemment, ce signal est similaire aux deux électrodes. L'amplification différentielle permet de soustraire le signal commun aux deux électrodes afin d'éliminer la portion qui provient de l'artefact. Adapté et modifié de Dalleau et Allard (2009) p.184	14
1.4	Colonne gauche : Un signal périodique avec une fréquence de 4 Hz est échantillonné à trois fréquences F_e : 6 Hz, 8 Hz et 32 Hz. Colonne droite : la reconstruction du signal après échantillonnage. Adapté et modifié de Dalleau et Allard (2009)	16
1.5	Une FFT est utilisée pour décomposer le signal EMG (gauche) selon son domaine fréquentiel (droite).	20
1.6	Signal EMG filtré (gauche), redressé (centre), redressé et lissé simultanément par l'application d'une RMS (droite).	22

1.7	La superposition de deux phases de signes opposés générés par deux unités motrices cause l'annulation du signal EMG.	24
1.8	Deux méthodes qui peuvent être utilisées afin d'extraire les valeurs de référence à partir d'une contraction maximale volontaire. À gauche, la valeur de référence (X) est obtenue en calculant la valeur moyenne obtenue sur un nombre d'échantillons correspondant à trois secondes, classés par ordre décroissant. À droite la valeur de référence (X) correspond à la plus grande valeur d'activation obtenue sur l'ensemble des essais.	33
1.9	Présentation des trois articulations de l'épaule (haut : sterno-claviculaire, milieu : acromio-claviculaire, bas : glénohumérale) et les rotations autour de chaque degré de liberté de ces articulations. Les systèmes d'axes et la définition des rotations sont tirés des recommandations de la société internationale de biomécanique (ISB) [153]	37
2.1	Moyennes et écarts types des niveaux d'activation obtenus avec les 15 CVMi pour chaque muscle, ainsi que le pourcentage de sujets pour lesquels chaque CVMi a produit des valeurs d'activation maximales.	96
2.2	Moyennes et écarts types des niveaux d'activation obtenus avec les 15 CVMi pour chaque muscle, ainsi que le pourcentage de sujets pour lesquels chaque CVMi a produit des valeurs d'activation maximales (suite).	97
2.3	Moyennes et écarts types des niveaux d'activation obtenus avec les 4 CVMi proposées par Boettcher et al. [9]. Note : Le format correspond à celui de l'article de [9] pour faciliter la comparaison	98

2.4	Moyennes et écarts types des niveaux d'activation obtenus avec la combinaison comprenant le nombre minimum de CVMi afin d'activer les 12 muscles à un niveau qui n'est pas significativement différent des valeurs d'activation maximales (noir) et en combinant les 13 CVMi proposées dans le Tableau 2 de l'article scientifique (gris). Le pourcentage de sujets pour lesquels une activation maximale a été obtenue sont indiqués par les bandes blanches. Note : Lorsqu'il y a uniquement une bande blanche, une activation maximale a été obtenue pour 100% des sujets. De ce fait, le niveau d'activation moyen est de 100% et l'écart-type de 0%.	99
2.5	Représentation de l'interface graphique et des trois étapes à suivre afin d'identifier la combinaison optimale qui répond aux paramètres définis par l'utilisateur	101
2.6	Présentation des résultats	102
2.7	Combinaison obtenue en appliquant la seconde méthode, qui consiste à minimiser le nombre de CVMi nécessaires afin de produire des niveaux d'activation qui ne sont pas significativement différents des valeurs d'activation maximales pour chaque muscle	105
2.8	Combinaison obtenue en appliquant la première méthode, qui tente d'identifier la combinaison de 9 CVMi qui produit les plus grands niveaux d'activation pour l'ensemble des muscles sélectionnés	106
2.9	Comparaison des niveaux d'activation produits à partir des combinaisons de 9 CVMi proposées par les deux approches développées dans le cadre de ce mémoire pour les muscles qui mobilisent l'humérus. La proportion de sujets pour lesquels les combinaisons ont produit des valeurs d'activation maximales sont indiquées en blanc	107

REMERCIEMENTS

Ce mémoire fut avant tout un travail d'introspection. Au courant des deux dernières années, j'ai vécu certaines victoires, mais aussi de nombreuses défaites. Malgré ma détermination et ma résilience, je n'aurais pu compléter ce projet sans le support de nombreux individus, tous exceptionnels. Conséquemment, ce mémoire n'est pas l'oeuvre de son auteur, mais bien celle d'un collectif d'individus que je tiens à remercier :

J'aimerais tout d'abord mentionner l'encadrement exceptionnel de mon directeur Mickaël Begon. Ta disponibilité, ta présence et ton souci pour la formation de tes étudiants sont exemplaires. Mickaël, Benjamin Michaud et Fabien Dal Maso, je souhaite que ce travail soit à la hauteur de vos qualités pédagogiques. Tous mes collègues du laboratoire de Simulation et de Modélisation du Mouvement, je suis privilégié d'avoir fait partie de votre équipe et j'espère pouvoir contribuer à votre succès dans la même mesure que vous avez contribué au mien.

À mon frère et tous mes amis, vous représentez ma richesse ; Julien « Jules » Besner, Martin « Magic » Lagacé, Tiana Ringer, Philippe « Phildo » Sabbagh, votre écoute et vos conseils font de moi le professionnel que je suis aujourd'hui et que j'aspire à devenir. À Ariane Crépeau-Rousseau, ta passion et ton dévouement pour tes projets m'inspirent. Merci pour ta présence, ta compréhension et ta sagesse.

Merci à tous les membres de ma famille, particulièrement ma mère et mon père. Vous êtes ma plus grande source d'inspiration. Je suis à la fois fortuné et fier d'être votre fils.

En mémoire de Marie-Paule Marion (1922-2010)

LISTE DES SIGLES

- CSST Commission de la santé et sécurité au travail
- CVMi Contraction volontaire maximale isométrique
- EMG Électromyographie
- ICC Coefficient de corrélation intra-classe
- ISB « International Society of Biomechanics »
- SENIAM « Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles »
- TMS Troubles musculo-squelettiques
- UM Unité motrice
- VAM Valeur d'activation maximale

INTRODUCTION

Selon un rapport publié en 2010 par l'Institut National de Santé Publique du Québec, plus de 35% des indemnisations de la Commission de Santé et Sécurité du Travail du Québec (CSST) étaient allouées à des troubles musculosquelettiques (TMS) [108]. Les TMS à l'épaule figurent au second rang des troubles musculosquelettiques les plus fréquents [43]. Étant donné l'importance de cette articulation dans la majorité des tâches quotidiennes, toute blessure à l'épaule vient inévitablement porter atteinte à la qualité de vie. De plus, les TMS à l'épaule engendrent de longues périodes d'arrêt de travail [108]. Celles-ci dépassent les 90 jours pour plus de 20% des cas. Malgré le nombre croissant de chercheurs s'intéressant à la problématique des TMS à l'épaule, leurs mécanismes pathophysiologiques demeurent encore peu connus [15].

L'épaule est le complexe articulaire le plus mobile du corps. En effet, ses trois articulations (gléno-humérale, acromio-claviculaire et sterno-claviculaire) lui procurent une grande amplitude de mouvement qui permet l'exécution d'un large éventail d'actions, des activités de la vie de tous les jours à l'exécution de gestes sportifs. Les structures ligamentaires et capsulaires ne peuvent à elles-seules assurer la stabilité de l'épaule [148]. La contribution des muscles de l'épaule est nécessaire afin de maintenir la stabilité et l'intégrité du membre supérieur [76]. Par conséquent, la simple tâche d'élever le bras peut nécessiter l'action concertée de plus d'une douzaine de muscles de l'épaule [60]. La coordination précise de ces derniers permet de mobiliser le membre supérieur, de centrer la tête humérale dans la cavité glénoïdale de la scapula et d'éviter le coincement de structures musculaires sous les différents segments osseux [13]. Toute modification du patron moteur risque de compromettre l'intégrité de l'épaule [91]. De ce fait, l'analyse des coordinations musculaires est une avenue répandue afin de comprendre certains mécanismes de blessures à l'épaule [48, 86, 89, 90].

L'électromyographie (EMG) est un outil qui permet d'analyser l'activité musculaire. Cet outil utilise des électrodes qui captent les variations de potentiels électrochimiques

aux jonctions entre le système nerveux et le système musculosquelettique. Le signal EMG est sensible aux phénomènes électro-chimiques qui gèrent la force musculaire [147]. Or, la relation entre le signal EMG et la force musculaire est non-linéaire [39]. En réalité, les propriétés du signal EMG sont sensibles à de nombreux facteurs. Parmi ceux-ci, la position des électrodes, la quantité de tissus sous-cutanés, l'orientation des électrodes par rapport aux fibres musculaires, la distance entre les électrodes et la préparation de la surface cutanée sont des facteurs qui induisent de la variabilité au signal EMG [5, 6, 39]. Le signal EMG brut doit subir différents traitements dans le but de réduire l'impact de ces facteurs. Parmi ceux-ci, la normalisation permet de réduire la variabilité du signal EMG. Ce traitement consiste à exprimer l'amplitude du signal EMG proportionnellement à une valeur d'activation qui correspond à un effort connu [95]. Le signal EMG est communément exprimé en pourcentage d'une valeur d'activation maximale. Cette méthode permet d'obtenir des niveaux d'activation qui sont représentatifs de l'effort musculaire [59]. Les valeurs d'activation peuvent ensuite être comparées entre différents muscles, différents sujets ou lors de différentes acquisitions [94]. Les valeurs d'activation maximales doivent être produites par une contraction maximale. Or, il n'existe à ce jour aucun protocole standardisé de contractions qui permette de produire des valeurs d'activation maximales pour un même muscle de l'épaule chez un ensemble de sujets [19]. Si le signal EMG est normalisé par rapport à des valeurs d'activation sous-maximales, l'effort musculaire lors de la tâche étudiée sera sur-estimé. De plus, si une contraction n'active pas un muscle à un même niveau chez un ensemble de sujets, le signal EMG normalisé ne sera pas représentatif du même effort pour chacun, ce qui peut mener à des erreurs d'interprétation [59].

Une solution qui permettrait de produire des valeurs qui sont représentatives de la capacité maximale d'un ensemble de sujets est de d'utiliser une combinaison de contractions, à partir desquelles les plus grands niveaux d'activations sont retenus. À ce jour, il n'existe aucun consensus concernant le nombre ou la nature des contractions qui doivent être employées afin de produire des niveaux d'activation maximaux. La variété des efforts qui sont utilisés afin de normaliser le signal EMG induit un biais dans l'interprétation

et la comparaison des résultats entre différentes études. De plus, un trop grand nombre d'efforts maximaux augmente les risques d'inconfort et de fatigue musculaire, un autre biais expérimental.

Ce manuscrit est organisé en quatre chapitres. Le chapitre 1 décrit les différents enjeux de la normalisation du signal EMG et résume les pistes de solutions qui ont été proposées dans la littérature afin de produire des valeurs de référence. Ce chapitre se conclut par les objectifs spécifiques de l'étude de ce mémoire. Le chapitre 2 présente la problématique de recherche ainsi qu'un article scientifique qui propose deux méthodes statistiques afin de trouver des valeurs de référence pour la normalisation des signaux EMG. Afin de montrer la pertinence de notre approche innovante, l'article propose une combinaison optimale de 4 contractions qui produit les plus grandes valeurs d'activation pour 12 muscles de l'épaule simultanément ainsi que des combinaisons comprenant un nombre minimum afin de produire des niveaux d'activation qui sont représentatifs de l'effort maximal d'un ensemble de sujets pour chacun des muscles. Le chapitre 2 présente également des résultats complémentaires qui permettent d'élargir la portée des deux méthodes développées à de nombreuses autres problématiques de recherche cliniques. Ces résultats sont ensuite discutés dans le chapitre 3 qui fait aussi mention des limites de l'étude, et propose des avenues possibles pour les futures études qui nécessiteront de normaliser les signaux EMG. Finalement, le chapitre 4 présente la conclusion générale de l'étude.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

Ce chapitre débute en rappelant les bases physiologiques de l'activité neuromusculaire (section 1.1). La compréhension de celles-ci permettra d'introduire les principes d'acquisition (section 1.2) et de traitement (section 1.3) du signal électromyographique (EMG). Une fois filtré, redressé et lissé le signal EMG peut être soumis à différentes analyses afin d'en tirer des informations telles que la fatigue neuromusculaire et les séquences de recrutement musculaire. Une application plus commune de l'EMG est de quantifier l'effort musculaire. En plus de l'activité neuromusculaire, le signal EMG est sensible à une série d'autres facteurs qui échappent au contrôle de l'expérimentateur (section 1.4). Ces facteurs sont propres à chaque muscle, à chaque sujet et peuvent varier d'une acquisition à l'autre. L'amplitude du signal EMG doit être normalisée afin de procurer un indice représentatif de l'effort musculaire. La section 1.5 fait un survol des méthodes les plus communes afin de normaliser le signal EMG. Une analyse des avantages ainsi que des inconvénients de celles-ci permettra de justifier l'emploi des contractions volontaires maximales isométriques (CMVi). La validité d'une CVMi repose sur sa capacité à activer un muscle de façon maximale. La section 1.6 présente l'anatomie fonctionnelle des muscles de l'épaule afin de justifier pourquoi 12 d'entre eux ont été sélectionnés. Ces notions permettront d'identifier les efforts susceptibles de produire une activité importante des différents muscles de l'épaule. La section 1.7 présente les différentes CVMi qui ont été proposées dans la littérature afin de produire des valeurs de référence pour la normalisation du signal EMG des muscles de l'épaule. Plusieurs différentes CVMi ont été proposées pour chaque muscle. Il n'existe à ce jour aucun consensus en ce qui concerne la CVMi qui permet de produire les plus grandes valeurs d'activations. De plus, l'utilisation d'un trop grand nombre de CVMi est déconseillée puisqu'elle peut induire de la fatigue et de l'inconfort. L'étude présentée dans le cadre de ce mémoire tentera de résoudre cette problématique, en recommandant

un nombre minimal de CVMi afin de produire des valeurs d'activation maximales pour 12 des muscles de l'épaule.

1.1 Principes physiologiques de l'activité neuromusculaire

1.1.1 Bref historique de l'électromyographie

L'EMG exploite les phénomènes électro-chimiques produits par les contractions musculaires afin de fournir un indice de l'activité musculaire. Les premiers écrits faisant un lien entre le système musculaire et l'activité électrique datent du XVIII^{ème} siècle. Ceux-ci relatent les découvertes de Francesco Redi (1666), qui a associé la production de chocs électriques émis par un animal marin à un phénomène de nature musculaire. S'en sont suivies de nombreuses publications dont celle de Luigi Galvani, qui proposa le terme "bio-électricité" afin de décrire le phénomène de contraction du tissu musculaire d'une grenouille lorsque celui-ci est soumis à une stimulation électrique [92]. Le chercheur Français Jules-Étienne Marey fut le premier à mesurer l'activité électrique générée par une contraction volontaire chez l'humain grâce à un système d'acquisition qu'il a baptisé « électromyographe » [30]. Aujourd'hui, l'électromyographie (EMG) désigne la technique d'enregistrement des variations de potentiels électriques associés à l'activité neuromusculaire [6].

1.1.2 Formation d'un potentiel d'action

De manière générale, l'activité musculaire est gérée par le système nerveux central. Au repos, le milieu intra-cellulaire de la fibre musculaire possède une charge négative (-70 à -90 mV) par rapport au milieu extra-cellulaire. Au moment d'une contraction volontaire, un influx nerveux est tout d'abord relayé du système nerveux central au muscle par l'intermédiaire d'un *motoneurone*. Ce dernier relâche des neurotransmetteurs au niveau de la plaque motrice. Sous l'effet de ceux-ci, les caractéristiques de perméabilité du sarcolemme sont modifiées, provoquant une variation du gradient électrochimique entre les milieux intra- et extra-cellulaires. Lorsqu'un certain seuil d'excitabilité est atteint, la fibre musculaire

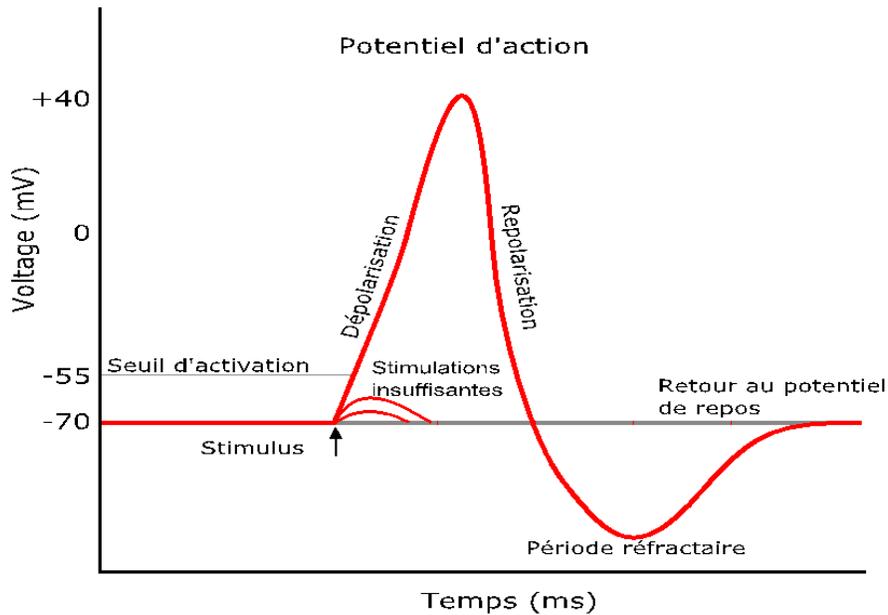


Figure 1.1 – Formation d’un potentiel d’action. Des stimulations insuffisantes (variations de 15 mV) ne permettent pas d’initier un potentiel d’action. Lorsque la stimulation est suffisante, il y a formation d’un potentiel d’action : le gradient électrique passe rapidement de -70 à +40 mV. Une période réfractaire, ou la cellule est dite « hyperpolarisée » suit immédiatement la formation du potentiel d’action.

devient chargée positivement pour un court moment. Son potentiel électrique passe de -70 mV à +40 mV, tel qu’illustré à la Figure 1.1. Ce phénomène prend le nom de *potentiel d’action*. Celui-ci se propage rapidement de la plaque motrice aux deux extrémités de la fibre musculaire. Les variations du gradient électrochimique provoquent le relâchement d’ions calcium (Ca^{2+}), ce qui permet ultimement le raccourcissement des fibres musculaires sous l’action de leurs unités contractiles. La force musculaire produite en réponse à un potentiel d’action est gérée par les principes de sommations temporelle et spatiale détaillés dans les paragraphes suivants.

1.1.3 Sommation temporelle

La production d’un potentiel d’action est gérée par un principe de tout-ou-rien : soit la cellule atteint un seuil d’excitation, soit la stimulation n’est pas suffisante et la cellule

demeure en état de repos (Figure 1.1). Dans le premier cas, un potentiel d'action est produit et se propage le long de la cellule. Ce dernier a toujours la même forme et suscite toujours la même réponse des unités contractiles. Ainsi, la force de contraction d'une fibre musculaire ne dépend pas de l'intensité des potentiels d'action, mais plutôt de la fréquence à laquelle ceux-ci sont produits. Ce phénomène, qui se nomme *sommation temporelle*, est géré par la fréquence de décharge du motoneurone. Les caractéristiques géométriques et physiologiques d'une fibre musculaire déterminent la rapidité de propagation du potentiel d'action ainsi que la fréquence à laquelle celui-ci peut être généré. La rapidité de propagation de l'influx nerveux peut varier entre 2 et 6 m/s [95]. Les fibres musculaires qui sont stimulées à une grande fréquence peuvent produire davantage de liens entre leurs unités contractiles et ainsi produire plus de force.

1.1.4 Sommation spatiale

Les muscles sont innervés par de nombreux motoneurones. Chaque motoneurone possède plusieurs terminaisons nerveuses, dont chacune est en contact direct avec une fibre musculaire. Plus un muscle nécessite un contrôle moteur fin, plus il possède de motoneurones, chacun innervant un plus petit nombre de fibres musculaires. L'influx nerveux traversant un motoneurone atteint toutes les fibres musculaires qu'il innerve. L'ensemble formé par un motoneurone et les fibres musculaires qu'il innerve prend le nom d'*unité motrice*. La sommation des potentiels d'action produits à chacune des fibres musculaires d'un même motoneurone est regroupée sous le principe du *potentiel d'action de l'unité motrice* [6]. La force totale produite par un muscle résulte de la sommation des forces produites par ses unités motrices.

Résumé de la section : Lors d'un mouvement volontaire, l'activité musculaire est commandée par le système nerveux central. Celui-ci envoie des signaux au système nerveux périphérique sous forme de variations de potentiels électro-chimiques. Ces signaux permettent ultimement une variation de la polarité à la surface des cellules musculaires. Ces variations ont toujours la même intensité. Ainsi, la force de contraction est gérée par la fréquence à laquelle sont envoyés les signaux électriques aux muscles ainsi que la quantité de fibres musculaires qui sont activées en même temps.

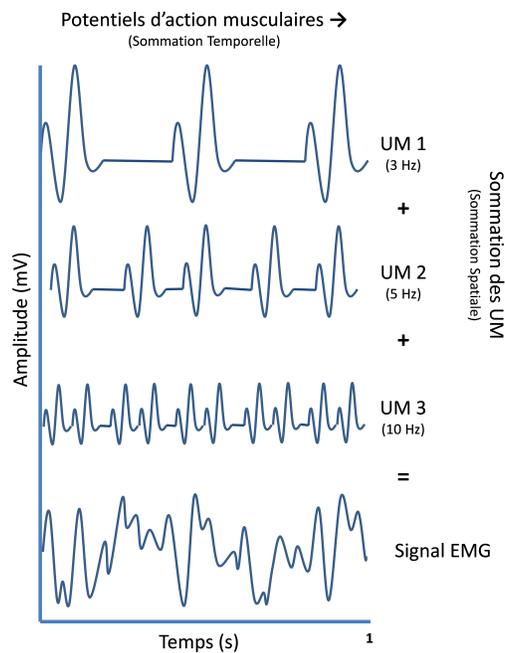


Figure 1.2 – Le signal EMG résulte de la sommation des potentiels d'action des différentes unités motrices. Ici, trois unités motrices sont illustrées (UM1, UM2, UM3), chacune possède sa propre amplitude et fréquence de décharge (3Hz, 5Hz, 10 Hz) qui sont intégrées dans le signal EMG.

1.2 Acquisition du signal EMG

L'EMG implique l'utilisation d'électrodes afin de capter les variations des potentiels ioniques issus des mécanismes de contraction et de les convertir en courant électrique. La Figure 1.2 illustre la formation d'un signal EMG en réponse aux phénomènes de sommation temporelle et spatiale d'un ensemble d'unités motrices. Le signal EMG résulte de la superposition de l'ensemble des potentiels d'action des unités motrices situées dans le volume de détection des électrodes [6]. Lorsqu'ils sont synchronisés, les signaux électriques générés par les potentiels d'action s'additionnent et amplifient le signal enregistré par les électrodes. Outre l'activité musculaire, l'EMG est sensible à certaines sources de bruit externes ; les principales étant le signal électrique produit par l'équipement de mesure, l'énergie dissipée par le mouvement des électrodes et les ondes électromagnétiques présentes dans l'environnement [28, 40, 63, 73]. Tout artefact intégré dans le signal EMG qui ne provient pas de l'activité neuromusculaire est qualifié de *bruit* [39]. Reaz et al. [122] ont proposé un modèle mathématique afin de simplifier le signal EMG :

$$X(n) = \sum_{r=0}^{N-1} h(r)e(N-r) + w(n) \quad (1.1)$$

où X représente le signal EMG à l'instant n , h représente le potentiel d'action et e la fréquence de décharge de l'unité motrice r qui fait partie de l'ensemble d'unités motrices N incluses dans le signal EMG, auquel est additionné un bruit w possédant une distribution normale autour d'une moyenne nulle. Ce modèle divise le signal en deux composantes : une est liée à l'activité musculaire et l'autre provient de sources externes. La quantité de bruit intégrée dans le signal EMG, ainsi que l'allure générale de celui-ci sont déterminés en grande partie par les paramètres d'acquisition, notamment la configuration des électrodes, le conditionnement, l'échantillonnage et la conversion du signal de sa forme analogique à numérique. Les paragraphes suivants détaillent chacun des paramètres d'acquisition.

1.2.1 Configuration des électrodes

Les électrodes doivent détecter les potentiels d'action musculaires. Leur configuration, notamment leur emplacement, la distance qui les sépare et l'impédance à la surface de contact ont une influence sur le signal EMG qui sera enregistré.

Emplacement des électrodes – Le corps humain est généralement un bon conducteur électrique. Ainsi, les signaux électriques issus d'une contraction musculaire ont tendance à se propager jusqu'à la surface de la peau. Or, les propriétés de conduction du corps ne sont pas homogènes d'un tissu à l'autre [107]. À titre d'exemple, les tissus adipeux ont tendance à dissiper les potentiels électriques plutôt que de les canaliser [50, 118]. La quantité et le type de tissus physiologiques qu'un potentiel d'action doit traverser afin d'être intégré dans le signal EMG varie selon l'emplacement des électrodes [50]. L'expérimentateur doit aussi tenir compte de la localisation des plaques motrices dans un muscle. Les potentiels d'action se propagent de part et d'autre de la plaque motrice, et se dirigent vers les extrémités de la fibre musculaire. L'*amplification différentielle* consiste à soustraire le signal EMG de deux électrodes voisines afin d'éliminer une partie du bruit commun à celles-ci (section 1.2.2). Si deux électrodes sont localisées de part et d'autre et à équidistance d'une plaque motrice, celles-ci enregistreront une phase identique du potentiel d'action. La soustraction des signaux enregistrés par chacune risque d'atténuer le signal EMG [83]. La surface d'un muscle possède des îlots où se trouvent des fortes concentrations de plaques motrices. Les signaux EMG enregistrés à de tels sites sont très instables [140]. Par ailleurs, l'*amplification différentielle* repose sur la prémisse que deux électrodes enregistrent les signaux électriques des mêmes fibres musculaires. Pour assurer ceci, les électrodes doivent être orientées de manière à suivre la direction de propagation des potentiels d'action le long des fibres musculaires [39]. Toute variation dans l'emplacement des électrodes produira des modifications dans l'amplitude du signal EMG [23]. Les structures musculaires sont toutefois isolées du milieu extérieur par de nombreux tissus dont la peau. Conséquemment, l'orientation des fibres musculaires et l'emplacement de leurs plaques motrices sont impossibles à percevoir à l'oeil nu. L'expérimentateur doit respecter avec rigueur l'emplacement des électrodes sur différents individus ou lors de différentes séances d'acquisition afin de limiter la variabilité du signal EMG [39].

Distance inter-électrodes – Tel que mentionné à la section précédente, l'*amplification différentielle* soustrait le signal EMG enregistré à deux électrodes voisines. La distance qui sépare ces électrodes détermine le nombre d'unités motrices qui seront détectées [18] : plus l'espace qui sépare les deux électrodes est grand, plus la surface de détection sera vaste et permettra d'enregistrer l'activité d'un grand nombre d'unités motrices. Dans l'optique d'enregistrer un signal EMG qui est représentatif de l'activité globale d'un muscle, il est tentant de vouloir maximiser la distance inter-électrodes. Cependant, la majorité des mouvements humains impliquent la contribution simultanée de nombreux muscles. Lors de tels efforts, le signal EMG enregistré par une paire d'électrodes pourrait être contaminé par l'activité de muscles voisins [51]. Ce phénomène, connu sous le nom de « crosstalk », peut occuper jusqu'à 36% de l'amplitude totale du signal EMG [42]. Une distance de 10 à 20 mm est recommandée de manière à intégrer les potentiels d'action de nombreuses unités motrices tout en réduisant les risques de contaminer le signal EMG du « crosstalk » des muscles voisins [61].

Impédance à la surface – Le signal électrique généré par une contraction musculaire est de faible amplitude (10 mV) [122]. Les électrodes doivent avoir une résistance minimale afin de détecter ce signal [3]. Certaines électrodes sont conçues pour adhérer à la surface de la peau. Or, les débris se trouvant à la surface de la peau, qui incluent les peaux mortes et les sécrétions huileuses offrent une forte résistance au signal EMG. Le contraste d'impédance entre les électrodes (faible résistance) et la peau (grande résistance) produit un potentiel électrique [38]. Ce dernier est considéré comme un artefact du signal EMG [39]. Il est possible de réduire l'impédance à la surface de la peau en abrasant la surface de celle-ci et en la nettoyant à l'aide d'alcool à friction [106]. De même, les électrodes employées dans le cadre de notre étude possèdent une surface en argent (Ag) enrobés d'une couche de chlorure d'argent (AgCl) [61, 63]. Ces matériaux ont une faible polarité ainsi qu'une forte tendance à dissiper les potentiels électriques plutôt que de les absorber [147]. Les électrodes de type Ag/AgCl sont plus stables face aux variations ioniques présentes à la surface de la peau et sont aussi beaucoup moins sensibles aux déplacements par rapport celle-ci [73]. La conduction du signal EMG à l'interface peau-électrode peut aussi être améliorée par l'application d'un gel ou d'une pâte électrolytique [3, 40].

L'activité neuromusculaire peut aussi être enregistrée par des électrodes intra-musculaires,

insérées à l'intérieur du muscle par l'entremise d'une aiguille. Le volume de détection des électrodes intra-musculaires est beaucoup plus petit, et peut parfois se restreindre à une simple unité motrice. Le signal EMG mesuré avec celles-ci est généralement de plus faible amplitude. Ces électrodes sont idéales pour enregistrer l'activité EMG des muscles profonds tout en évitant le « crosstalk » de gros muscles superficiels [133]. De plus, les électrodes intra-musculaires ne sont pas sensibles aux gradients électro-chimiques présents à la surface de la peau. Dans l'étude de ce mémoire, des électrodes intra-musculaires ont été employées afin d'étudier l'activité des muscles de la coiffe des rotateurs. Ce type d'équipement est invasif, et a nécessité des mesures hygiéniques strictes afin d'éviter tout risque d'infection [139].

Résumé de la section : L'EMG implique l'utilisation d'électrodes afin de capter les gradients électro-chimiques produits par l'activité musculaire et de convertir ceux-ci en signaux électriques. Il n'existe aucun consensus concernant l'emplacement des électrodes, la distance entre celles-ci ni même leurs formes et dimensions. Hermens et al. [61] ont émis des recommandations en vue de maximiser la surface de détection du signal EMG tout en réduisant les chances d'enregistrer l'activité de muscles voisins. Notamment, les auteurs proposent des électrodes de surface d'un diamètre de 10 mm, séparées d'une distance de 20 mm afin d'enregistrer l'activité de muscles superficiels. Une plus grande séparation risque non seulement d'augmenter le crosstalk du signal, mais aussi de réduire la bande passante de ce dernier [61]. Par ailleurs, plusieurs recommandations ont été émises afin de standardiser le positionnement des électrodes de surface [61, 95] et intra-musculaires [78, 112]. Malgré celles-ci, un certain degré d'erreur sera toujours admis lorsque les électrodes sont repositionnées, notamment entre différentes sessions d'acquisition [23].

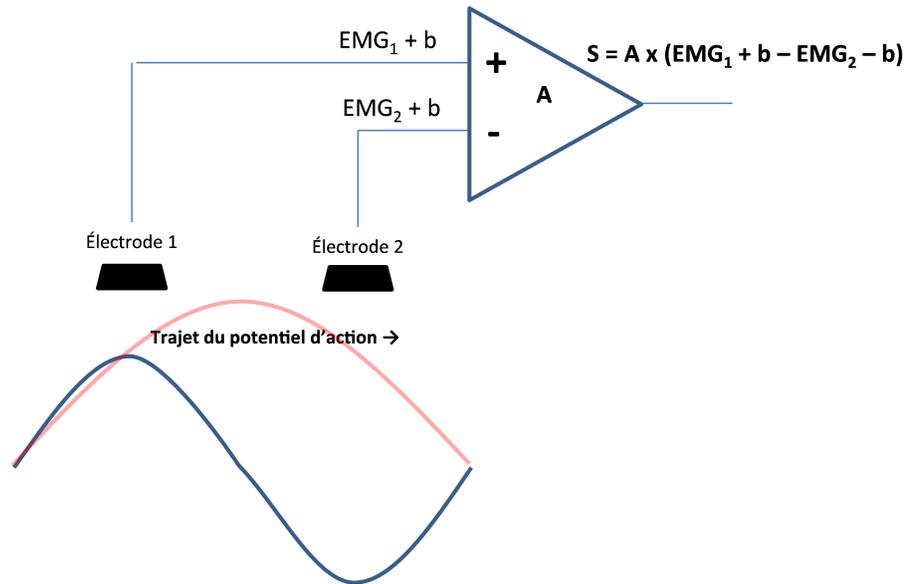


Figure 1.3 – Passage d’un dipôle électrique généré par un potentiel d’action (Bleu), ainsi qu’un artefact (rouge) captés par une paire d’électrodes. Bien que l’artefact ait une amplitude supérieure au signal généré par le potentiel d’action, sa fréquence est inférieure. Conséquemment, ce signal est similaire aux deux électrodes. L’amplification différentielle permet de soustraire le signal commun aux deux électrodes afin d’éliminer la portion qui provient de l’artefact. Adapté et modifié de Dalleau et Allard (2009) p.184

1.2.2 Conditionnement du signal

L’objectif du conditionnement du signal est de façonner le signal EMG afin que celui-ci soit plus représentatif de l’activité musculaire [14]. La propagation de l’influx nerveux le long de la fibre musculaire produit un dipôle électrique (Figure 1.3). C’est-à-dire qu’une extrémité de la zone dépolarisée de la membrane musculaire sera chargée positivement tandis que l’autre sera chargée négativement. Le signal électrique associé à ce phénomène est généralement de plus faible amplitude que le bruit ambiant [93]. L’*amplification différentielle* est une méthode qui utilise le signal EMG capté par une paire d’électrodes afin d’éliminer une grande partie du bruit [95]. Cette méthode part de la prémisse que deux électrodes voisines détectent une période différente du potentiel d’action et sont sensibles aux mêmes bruits. Ces bruits peuvent être partiellement éliminés en soustrayant les signaux EMG captés par chaque électrode. L’amplification différentielle agit comme un filtre peigne (comb-pass) ; c’est-à-dire qu’elle permet d’éliminer certaines fréquences qui contaminent le signal EMG sur l’ensemble de son spectre [39]. Cette méthode

ne peut cependant éliminer la totalité des artefacts contenus dans le signal EMG. La capacité de l'amplificateur à rejeter le bruit commun à deux électrodes est déterminée par son *taux de réjection de mode commun*. Celui-ci permet de quantifier le ratio entre le signal mesuré à chaque électrode et le bruit commun à celles-ci [95]. Un bon taux de réjection de mode commun se situe au-delà des valeurs de 80 dB [18].

Lorsque la période d'un potentiel d'action enregistrée à chaque électrode est de signe opposé (Figure 1.3), l'amplification différentielle permet d'intensifier le signal EMG. Ce signal doit ensuite être multiplié par un gain (A) suffisant pour obtenir des valeurs EMG qui varient entre 1 et 5 Volt [95]. Un amplificateur peut multiplier le signal EMG par des gains de 500 à 1000. L'importance d'un tel gain comporte des risques de court-circuits à l'interface électrodes-amplificateur [3]. En vue de minimiser la quantité d'artefacts inclus dans le signal EMG analogique, l'étude effectuée dans le cadre de ce mémoire a eu recours à l'amplification différentielle. Les paires d'électrodes possédaient un taux de réjection de mode commun supérieur à 90 dB, et une impédance importante ($>100 \text{ M}\Omega$) était maintenue à l'entrée de l'amplificateur [3].

1.2.3 Échantillonnage et conversion numérique du signal EMG

Le signal électrique généré par le muscle, capté par les électrodes et multiplié par un gain est analogique. Celui-ci doit être converti sous un format numérique afin d'être soumis à différentes analyses informatiques. Pour se faire, le signal EMG doit tout d'abord être échantillonné à des intervalles réguliers. La *fréquence d'échantillonnage* correspond au nombre d'échantillons enregistrés à chaque seconde. La Figure 1.4 représente un signal périodique avec une fréquence de 4 Hz, et le signal obtenu avec différentes fréquences d'échantillonnage. On note une importante perte d'information lorsque le signal est échantillonné à de basses fréquences. Selon le théorème de Nyquist-Shannon, la fréquence d'échantillonnage d'un signal doit être supérieure au double de sa bande passante de manière à pouvoir enregistrer toutes les oscillations de ce dernier [136]. Le signal EMG typique possède un spectre de fréquences se situant entre 0 et 500 Hz [18]. La fréquence minimale d'échantillonnage doit donc être de 1000 Hz, soit d'un échantillon toutes les 0,001 secondes [142].

Le signal analogique est constitué de valeurs continues. Or, les systèmes numériques peuvent stocker une quantité limitée de valeurs discrètes. À titre d'exemple, le système d'acquisition utilisé

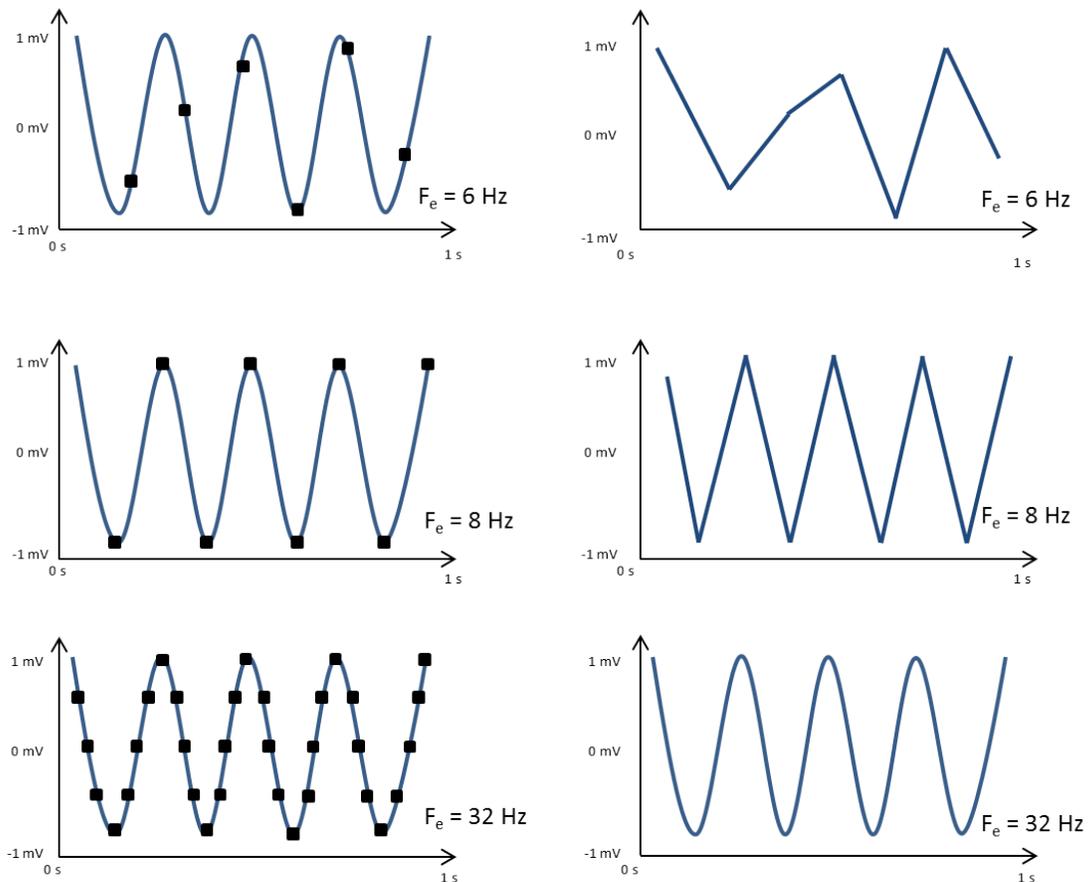


Figure 1.4 – Colonne gauche : Un signal périodique avec une fréquence de 4 Hz est échantillonné à trois fréquences F_e : 6 Hz, 8 Hz et 32 Hz. Colonne droite : la reconstruction du signal après échantillonnage. Adapté et modifié de Dalleau et Allard (2009)

dans le cadre de ce mémoire possédait une carte de 16 bits. Celle-ci a permis de diviser le signal analogique en 65 536 valeurs discrètes (2^{16}), soient deux séries de 32 768 valeurs de signes opposés. Le pas de quantification correspond à la distance minimale entre deux valeurs discrètes [3]. Plus cette distance est petite, plus les valeurs numérisées seront fidèles aux valeurs analogiques [18]. Avec une carte de 16-bits, la distance minimale entre deux valeurs est de $1/32\,768$. Nous avons fixé l'amplitude maximale du signal EMG à 5 V. La distance minimale entre deux mesures est de $5\text{ V}/32\,768 = 1,5\text{ mV}$, ce qui permet une représentation fidèle du signal EMG [28].

Résumé de la section : Cette section a permis de résumer les différents paramètres d'acquisition du signal EMG. Ce dernier est capté par des électrodes posées à la surface de la peau ou insérées à l'intérieur du muscle. Il peut ensuite être conditionné de manière à refléter avec fidélité l'activité neuromusculaire. Le signal ainsi obtenu doit être échantillonné et ensuite converti en valeurs discrètes afin d'être stocké sous forme numérique. Chacun de ces traitements a une influence sur l'amplitude du signal EMG, ce qui explique en partie la variabilité des mesures lors de différentes acquisitions [3]. Dans le but de réduire la variabilité du signal EMG, certaines lignes directrices ont été émises concernant la configuration des électrodes, le conditionnement du signal EMG ainsi que la fréquence d'acquisition et la conversion numérique de celui-ci [3, 62, 95]. Le Tableau 1.I résume les paramètres d'acquisition du signal ainsi que les recommandations émises par le projet européen portant sur l'analyse musculaire non-invasive par électromyographie de surface (SENIAM : Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles). Malgré ces recommandations, il est à noter que de légères modifications dans l'emplacement des électrodes sont responsables d'une grande partie de la variabilité du signal EMG, même lorsqu'il est enregistré dans les conditions expérimentales les plus rigoureuses [39].

Tableau 1.I – Recommandations du SENIAM pour l’acquisition du signal EMG

Configuration des électrodes	
Largeur des électrodes	<10 mm
Distance entre les électrodes	20 mm
Matériaux pour les électrodes	Ag/AgCl
Résistance inter-électrodes	< 10 k Ω
Placement des électrodes	1/3 distal du muscle, entre apex et tendon
Conditionnement du signal	
Résistance à l’entrée	100 M Ω
Gain	500
Taux de réjection du mode commun	>80 dB
Acquisition	
Fréquence d’acquisition	>1000 Hz
Conversion Analogique/Numérique	>12 bits

1.3 Traitement du signal EMG

Dans les sections précédentes, nous avons vu que les potentiels d’action musculaires sont captés par des électrodes avant d’être convertis sous forme de valeur numériques. Exprimé sous sa forme brute, le signal EMG ne fournit qu’une appréciation qualitative de l’activité neuromusculaire. La section suivante décrit les traitements qui permettent de convertir le signal EMG en un indice représentatif de l’activité musculaire [18, 147]. L’analyse spectrale permettra tout d’abord de séparer le signal EMG en différentes fonctions sinusoïdales. Ce processus permet entre-autres d’identifier certaines fréquences associées au bruit. Celles-ci peuvent ensuite être retirées par l’entremise de filtres numériques. Finalement, l’analyse des efforts musculaires nécessite que le signal EMG soit redressé et lissé dans le but d’atténuer certaines variations abruptes.

1.3.1 Analyse spectrale du signal EMG

Tel que mentionné précédemment, les électrodes détectent les signaux générés par les potentiels d’actions et les différentes sources externes à l’activité musculaire. Chaque signal peut être

représenté par une fonction sinusoidale qui possède sa propre fréquence et amplitude (Figure 1.2). Le signal EMG résulte de la superposition de chacune de ces fonctions. La transformée rapide de Fourier (FFT : *Fast Fourier Transform*) est un algorithme de calcul permettant d'obtenir la représentation spectrale d'un signal discret [44]. En électromyographie, la FFT est utilisée afin de déterminer la distribution des fréquences contenues dans un signal EMG [122](Figure 1.5). La majorité du signal EMG qui peut être attribuée à l'activité neuromusculaire se situe entre 20 et 150 Hz [18, 41]. Les fréquences inférieures à ce spectre sont majoritairement produites par les mouvements des électrodes, de la peau et des fils [38]. Celles-ci peuvent être atténuées avec l'aide d'un filtre passe-haut, qui laisse passer les fréquences du signal EMG supérieures à une fréquence de coupure. L'amplitude du signal EMG associée au bruit diminue de manière non-linéaire avec la fréquence de coupure. DeLuca et al. [41] proposent une fréquence de coupure de 20 Hz afin d'atténuer les bruits associés au mouvement. Une fréquence de coupure plus élevée risque de retirer une partie importante du signal EMG associée à l'activité neuromusculaire. Les hautes fréquences du signal EMG peuvent, quant à elles, être retirées avec l'aide d'un filtre passe-bas. Dans le cadre de l'étude présentée dans ce mémoire, nous avons employé un filtre de passe-bande. Celui-ci a permis de rejeter les fréquences inférieures à 20 Hz et supérieures à 400 Hz, et de retenir un spectre à l'intérieur duquel se retrouve la majorité des signaux électriques générés par l'activité musculaire [106].

Fatigue neuromusculaire

Outre le filtrage de fréquences parasites, l'analyse spectrale permet de quantifier la fatigue neuromusculaire. Ce phénomène découle de processus physiologiques et biomécaniques qui surviennent bien avant l'incapacité à effectuer une tâche [53]. Notamment, une modification du métabolisme énergétique cellulaire provoque une diminution de la fréquence d'excitation ainsi qu'un ralentissement de la propagation du potentiel d'action dans la cellule musculaire, ce qui résulte en une modification de la puissance spectrale du signal EMG [87, 120]. Ce phénomène se traduit par une diminution des fréquences moyenne et médiane du spectre du signal EMG [110, 115, 120]. Par ailleurs, ces modifications attestent de l'importance de limiter la fatigue lors d'études de l'activité musculaire. En effet, certaines modifications du signal EMG pourraient être causées par la fatigue plutôt qu'une augmentation de l'activité musculaire [69]. Afin de minimiser

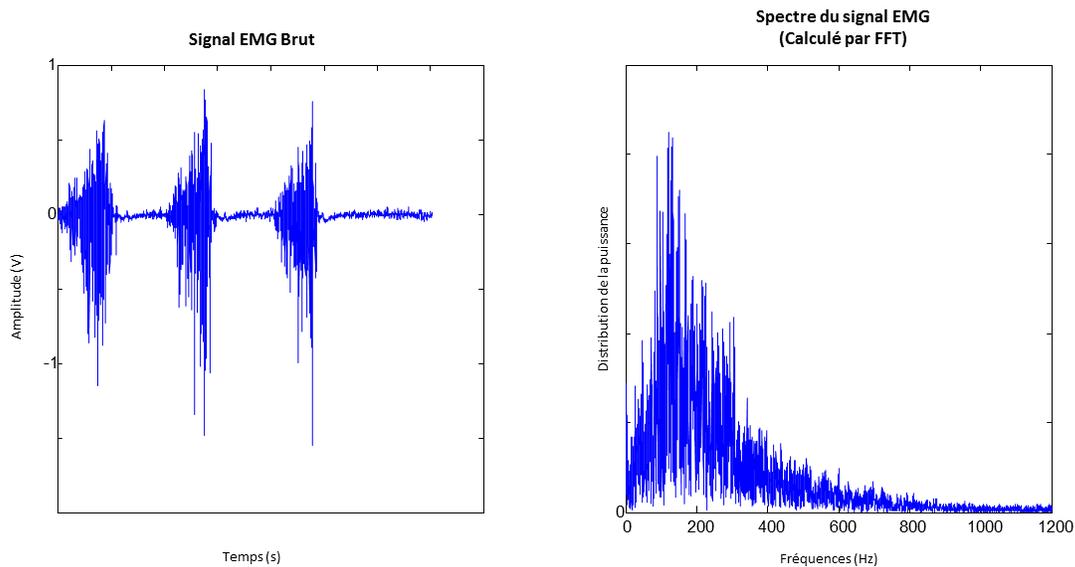


Figure 1.5 – Une FFT est utilisée pour décomposer le signal EMG (gauche) selon son domaine fréquentiel (droite).

les effets de la fatigue musculaire, les efforts effectués dans le cadre de notre étude ont été séparés par des périodes de repos d'un minimum de 30 secondes, conformément aux recommandations de Alenabi et al. [2], Boettcher et al. [9].

1.3.2 Le redressement

Le signal EMG brut peut être représenté en tant qu'une succession de pics positifs et négatifs avec une distribution normale autour d'une moyenne nulle (Figure 1.6 gauche) [12, 29]. Ce dernier ne permet pas d'analyser l'activité neuromusculaire moyenne ni même l'amplitude du signal. Afin de fournir de telles informations, le signal EMG doit être redressé ; c'est-à-dire qu'il doit être exprimé sous forme de valeurs strictement positives ; ce qui peut être accompli en éliminant toutes les valeurs négatives du signal (redressement à demi onde) [6]. Nous avons cependant préféré convertir les valeurs négatives en valeurs positives de manière à éviter toute perte du signal EMG. Le *redressement* peut se faire en calculant la valeur absolue de chaque valeur discrète du signal EMG (ARV : Average Rectified Value) [18]. Le signal EMG peut aussi être redressé en élevant les valeurs au carré. Les avantages de cette approche sont expliqués à la section 1.3.4.

1.3.3 Le lissage

Une fois redressé, le signal EMG est composé de pics aléatoires [6]. Son amplitude peut subir d'importantes fluctuations d'un instant à l'autre. Le lissage permet d'atténuer les variations abruptes du signal EMG afin de souligner la tendance moyenne de l'activation musculaire dans le temps (Figure 1.6) [95]. Pour se faire, la courbe du signal EMG peut être soumise à un filtre passe-bas [9, 27]. Une faible fréquence de coupure, de l'ordre des 4 Hz, permet de limiter l'amplitude des variations du signal EMG [102]. Un autre moyen de lisser le signal EMG est de calculer la moyenne de ses valeurs rectifiées [102]. Cependant, l'activité neuromusculaire varie au courant d'une tâche ou d'un effort constant [28]. Le calcul d'une moyenne globale ne saurait reproduire de telles variations avec fidélité. Dans l'optique de fournir une courbe plus représentative de l'évolution de l'effort musculaire, la valeur moyenne du signal EMG est calculée pour une courte période de temps délimitée par une fenêtre glissante. Cette fenêtre est déplacée de manière à recalculer les valeurs moyennes à chaque nouvel instant [6, 7, 39]. Les variations instantanées du signal EMG seront plus ou moins marquées selon la durée de la période incluse dans la fenêtre glissante [140]. Merletti and Di Torino [105] ont proposé d'utiliser une fenêtre de 250 à 500 ms afin de produire une enveloppe linéaire du signal EMG lors de contractions isométriques à forte intensité. Une telle période permet d'atténuer les pics du signal EMG, tout en demeurant sensible aux variations de l'activité neuromusculaire. Une fenêtre plus courte serait nécessaire afin de tenir compte des changements rapides d'activité musculaire lors de tâches dynamiques [18]. Étant donné la nature isométrique des efforts, une fenêtre glissante de 200 ms a été utilisée dans le cadre de notre étude.

1.3.4 Root Mean Square

Dans le cadre de notre étude, une RMS a été appliquée au signal EMG afin de le redresser et d'atténuer les variations abruptes de celui-ci [105]. De Luca [39] priorise cette méthode sous le rationnel qu'elle permet de quantifier une certaine énergie du signal électrique et ne nécessite pas de redressement préalable. Ce traitement est formulé à l'équation 1.2 :

$$RMS(i) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=i-\frac{n}{2}}^{k=i+\frac{n}{2}} EMG(k)^2} \quad (1.2)$$

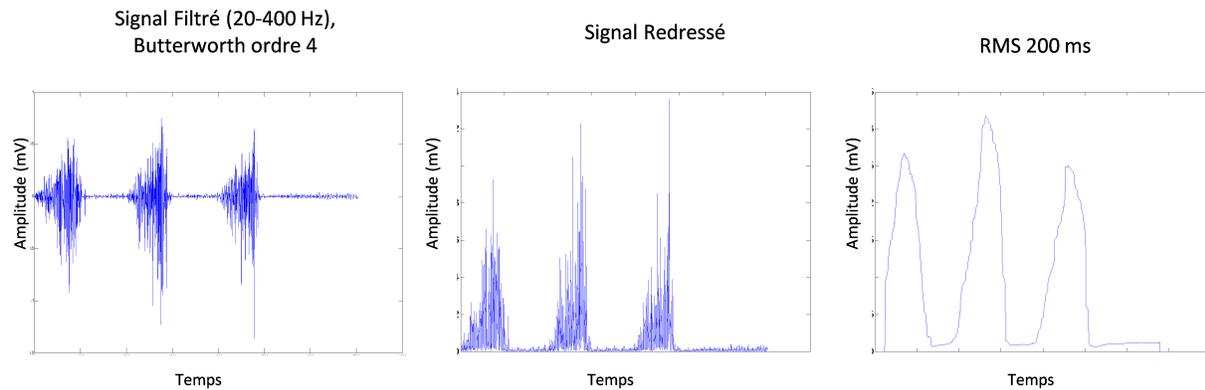


Figure 1.6 – Signal EMG filtré (gauche), redressé (centre), redressé et lissé simultanément par l’application d’une RMS (droite).

où les valeurs k incluses dans la fenêtre glissante de $n+1$ échantillons sont tout d’abord élevées au carré. La moyenne de ces valeurs est ensuite calculée et la racine carrée est finalement extraite afin de donner la valeur RMS à l’instant médian i . Cette opération est répétée à chaque nouvel instant médian $i + 1$.

Résumé de la section : Une fois filtré, redressé et lissé, le signal EMG se compose d'une succession de valeurs continues représentant l'activité neuromusculaire sous forme de voltage [71] (Figure 1.6). Nous avons vu que l'amplitude du signal EMG est intimement liée aux paramètres de recrutement moteur qui gèrent la force musculaire. L'EMG a le potentiel de fournir d'importantes informations concernant l'effort musculaire requis pour accomplir certaines activités de la vie quotidienne [2], tâches sportives [84], exercices de réadaptation [48] ou afin d'associer certains mécanismes musculaires avec des troubles musculo-squelettiques [34, 70]. Cependant, l'activité neuromusculaire est loin d'être à elle-seule responsable des variations de l'amplitude du signal EMG. L'allure du signal varie notamment en fonction des paramètres d'acquisition et des traitements qui y ont été appliqués. Même si l'application d'une méthode rigoureuse pourrait minimiser la sensibilité du signal EMG à ces facteurs, il demeure néanmoins sensible à certains facteurs qui échappent au contrôle de l'expérimentateur [20]. Ceux-ci seront explorés à la section suivante. La variabilité qu'ils induisent au signal EMG démontre l'importance de normaliser celui-ci.

1.4 Facteurs intrinsèques à l'amplitude du signal EMG

Même avec l'application d'un protocole rigoureux, le signal EMG demeure sensible à certains *facteurs intrinsèques*. Ceux-ci sont propres à chaque individu et chaque acquisition [59]. Ils se rapportent aux propriétés anatomiques de chaque individu, à la typologie des fibres musculaires détectées par les électrodes ainsi qu'aux facteurs physiologiques qui influencent le métabolisme énergétique des fibres musculaires. Les principaux facteurs intrinsèques sont résumés aux paragraphes suivants.

Facteurs physiologiques et propriétés anatomiques — La typologie des fibres musculaires peut varier au sein d'une même unité motrice [50]. Les fibres musculaires qui appartiennent à une même unité motrice sont réparties de manière aléatoire dans le volume du muscle, entre-

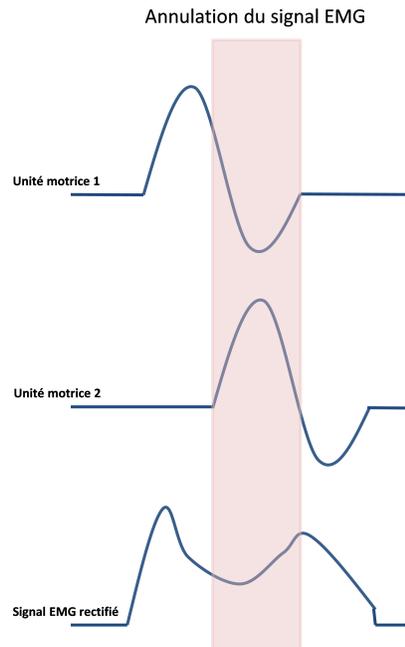


Figure 1.7 – La superposition de deux phases de signes opposés générés par deux unités motrices cause l’annulation du signal EMG.

croisées d’autres fibres musculaires innervées par d’autres motoneurones [50]. La distance entre chaque fibre musculaire et sa surface de détection ainsi que la nature des tissus qui les séparent sont proportionnels à l’atténuation du signal [83]. Ces paramètres anatomiques varient d’un individu à l’autre. Malgré un placement minutieux des électrodes, les signaux enregistrés aux mêmes repères anatomiques de deux différents individus ne proviendront pas des mêmes types de fibres musculaires et ne subiront pas la même atténuation. Par conséquent, l’amplitude du signal EMG ne sera pas nécessairement identique, même si les individus ont exercé le même effort.

Typologie des fibres musculaires – Chaque fibre musculaire possède ses propres propriétés physiologiques, dont son métabolisme énergétique, la fréquence à laquelle sont produits les potentiels d’action, la rapidité de propagation de ceux-ci ainsi que l’amplitude du signal qu’elle peut générer [67]. Lors d’un effort soutenu ou d’une contraction dynamique, le recrutement moteur se fait de manière hétérogène [67] ; c’est-à-dire que différents types de fibres musculaires sont activées simultanément. Leurs phases de dépolarisation et de repolarisation ne sont pas forcément synchronisées [71]. Parfois, les phases positives et négatives des potentiels d’action se superposent

(Figure 1.7) [50]. Comme le signal EMG résulte de la somme des potentiels d'action détectés par une paire d'électrodes, les phases de signe opposées auront tendance à s'annuler. Ce phénomène cause une importante perte d'information. Keenan et al. [83] rapportent une atténuation pouvant représenter plus de 62% de l'amplitude totale du signal EMG causée par la superposition de phases opposées. Ainsi, l'activité enregistrée par les électrodes peut varier au courant de l'effort en fonction des différentes fibres musculaires actives momentanément dans leur volume de détection. Ce phénomène témoigne de la difficulté d'interpoler une force musculaire à partir de l'amplitude du signal EMG détecté par une paire d'électrodes.

Métabolisme énergétique – Parmi les autres facteurs intrinsèques se trouvent la température du corps, le pH sanguin et le flux sanguin [39]. Ces facteurs affectent le métabolisme des fibres musculaires et leur activité en est dépendante. Ils sont propres à chaque individu et peuvent varier momentanément chez une même personne. Tout comme les autres facteurs intrinsèques, ils ne peuvent être dissociés du signal EMG.

Résumé de la section : Le Tableau 1.II résume l'ensemble des facteurs qui influencent l'amplitude du signal EMG. Ceux-ci échappent au contrôle de l'expérimentateur. Ils mettent en évidence le caractère arbitraire du signal EMG, dont l'amplitude varie d'un individu à l'autre ou même d'une journée à l'autre chez un même individu. La section suivante présente l'importance de normaliser le signal EMG afin de réduire sa sensibilité par rapport aux différents facteurs physiologiques et expérimentaux [97]. Ce traitement permet d'analyser l'intensité de l'activation musculaire, qui peut ensuite être comparée entre les différents muscles ou individus [155].

Tableau 1.II – Facteurs intrinsèques à l’amplitude du signal EMG

Électrodes	Configuration des électrodes Localisation par rapport aux plaques motrices Localisation par rapport aux fibres musculaires actives Orientation par rapport aux fibres musculaires Volume de détection offert par les électrodes
Anatomiques	Distribution des unités motrices dans le muscle Synchronisation des unités motrices (<i>annulation</i>) « Crosstalk » des muscles voisins Composition des tissus sous-cutanés
Propriétés de la fibre musculaire	Rapidité de propagation du potentiel d’action Diamètre de la fibre musculaire Amplitude du signal généré par le potentiel d’action
Facteurs Physiologiques	Température du corps pH sanguin Flux sanguin

1.5 Normalisation du signal EMG

L’unité de mesure de l’amplitude du signal EMG est le volt (V). Exprimé sous cette forme, le signal EMG est propre au sujet, au muscle et au moment auquel le signal a été enregistré [20]. La normalisation consiste à exprimer ce signal en pourcentage d’une valeur de référence, qui correspond à un effort connu. La normalisation permet aussi de réduire la variabilité du signal EMG, afin que celui-ci puisse être comparé entre différents sujets, pour différents muscles et lors de différentes tâches [111]. De nombreuses méthodes ont été proposées afin de produire des valeurs de référence. Celles-ci se distinguent par l’intensité de l’effort, la nature du mouvement et le mode de contractions. Les principales méthodes de normalisation sont décrites dans les paragraphes qui suivent. Les avantages et les inconvénients de chacune seront présentés afin de justifier la méthode choisie dans le cadre de notre étude, soit de normaliser les signaux EMG à des valeurs d’activation maximales obtenues à partir de contractions maximales volontaires isométriques.

1.5.1 Normaliser par rapport à la tâche expérimentale

Lorsqu'une tâche est répétée par un même sujet, l'effort musculaire ne devrait pas varier d'un essai à l'autre sans qu'il n'y ait eu apprentissage. Tel que mentionné plus haut, si une variation survient dans le positionnement des électrodes, celles-ci risquent d'enregistrer un nouvel ensemble d'unités motrices. Hors, un tel phénomène risque de survenir à chaque fois que des électrodes doivent être repositionnées (par exemple, entre deux périodes d'acquisition). La normalisation devrait permettre de réduire la sensibilité du signal EMG à de tels phénomènes. Une contraction de référence doit donc remplir le critère de répétabilité, c'est-à-dire qu'elle doit réduire la variabilité des valeurs normalisées pour un sujet lorsque celui-ci répète une même tâche expérimentale [19]. Morris et al. [112] ont mesuré l'activité EMG de trois muscles de la coiffe des rotateurs chez 5 sujets alors que ceux-ci effectuaient des efforts cycliques sous-maximaux sur un dynamomètre isocinétique. Trois électrodes étaient insérées dans chaque muscle. L'activité EMG de chacune était normalisée par rapport aux niveaux maximaux d'activation obtenus lors d'une contraction maximale isométrique effectuée dans une position arbitraire ainsi que par rapport aux niveaux d'activation obtenus lors de la tâche expérimentale. Les auteurs ont noté une plus grande diminution de la variabilité du signal EMG mesuré par chaque électrode placée sur le même muscle lorsque l'activité musculaire était normalisée par rapport aux valeurs d'activation obtenus lors de la tâche expérimentale plutôt que par rapport à un effort arbitraire [112]. Ces observations indiquent que le signal EMG est moins sensible au positionnement des électrodes lorsqu'il est normalisé par rapport aux niveaux d'activation produits par la tâche expérimentale. Plusieurs auteurs ont d'ailleurs proposé de normaliser le signal EMG par rapport aux niveaux d'activation produites par d'un cycle de marche [152, 155] ou de pédalage sur vélo [25, 132] puisque cette méthode a permis une meilleure répétabilité des mesures de l'activité musculaire [21]. Toutefois, ces consignes ne produisent pas des valeurs de références qui sont représentatives de l'effort relatif des différents individus [59]. En effet, il existe une infinité de stratégies motrices permettant d'exécuter une même tâche [152]. L'effort requis par une tâche expérimentale peut donc varier d'un individu à l'autre. Bien que cette méthode de normalisation puisse permettre d'homogénéiser le signal EMG, ceci se fait au détriment de la sensibilité du signal EMG, c'est-à-dire sa capacité à traduire les variations du patron moteur [1, 19, 59, 113]. Afin d'être sensible à

une telle variabilité, la tâche de référence doit solliciter une demande neuromusculaire semblable d'un participant à l'autre [19].

1.5.2 Normaliser par rapport à des contractions sous-maximales

Un des ouvrages les plus cités a été publié par De Luca [39]. Ce dernier émet des lignes directrices concernant l'acquisition, l'analyse ainsi que l'interprétation du signal EMG. Entre-autre, il recommande de normaliser l'amplitude du signal EMG par rapport à des valeurs d'activation obtenues lors d'efforts *sous-maximaux*. Selon l'auteur, ce type d'effort produit un signal plus stable que les contractions maximales [39]. De plus, la nature sous-maximale des efforts comporte peu de risques d'inconforts ; elles sont donc avantageuses pour étudier les populations âgées ainsi que les sujets souffrants de troubles musculo-squelettiques [11, 113]. Les valeurs de référence sous-maximales ne sont cependant pas appropriées dans certains cadres d'études qui nécessitent d'identifier la capacité musculaire maximale [20, 59].

Les contractions sous-maximales peuvent être exécutées en supportant le poids d'un segment [37] ou du corps [25, 114] contre la gravité. Nishijima et al. [113] ont normalisé l'activité EMG de huit muscles d'un membre inférieur impliqués dans un cycle de marche à des valeurs d'excitations obtenues lors d'efforts dynamiques contre le poids du corps. L'activité EMG a été comparée à celle obtenue en normalisant le signal EMG à des contractions maximales. Les deux méthodes ont réduit la variabilité intra- et inter-individuelle du signal EMG tout en demeurant sensibles aux fluctuations de l'activité neuromusculaire au cours d'un cycle de marche [113]. Les auteurs ont proposé les contractions sous-maximales puisque celles-ci exigeaient un effort physique moindre. Le coefficient de corrélation intra-classe (ICC : Intra-Class Coefficient) est obtenu en comparant la variance inter- et intra-sujets. Cet indice est calculé afin de quantifier la répétabilité d'une méthode [37]. Un ICC se rapprochant de 1 traduit une forte répétabilité. Cet indice a été utilisé par Norcross et al. [114] afin de comparer la répétabilité des signaux EMG de 6 muscles d'une jambe lorsque ceux-ci étaient exprimés en pourcentage des niveaux d'activation produits par un effort sous-maximal (tâche de maintien de l'équilibre unipodal) versus maximal (contractions volontaires maximales isométriques). Des ICC de 0,80 à 0,99 ont été rapportés pour les deux méthodes de normalisation. Les auteurs ont cependant souligné une variabilité accrue pour les muscles droit antérieur du quadriceps, biceps fémoral ainsi que fessier moyen lors de la tâche

d'équilibre. Ces muscles sont d'importants stabilisateurs lors du maintien de l'équilibre unipodal. Norcross et al. [114] ont remarqué qu'il existe davantage de stratégies motrices afin d'assurer la stabilité pour une tâche qui implique plusieurs articulations que lors de contractions musculaires isolées [114]. Des ICC de 0,75-0,98 ont aussi été rapportés par Dankaerts et al. [37] pour des signaux EMG de six muscles de l'abdomen lors d'efforts maximaux et sous-maximaux. Par ailleurs les valeurs d'activation sous-maximales ont produit une plus petite erreur de mesure entre différentes sessions que les valeurs maximales (respectivement de 8 % de l'amplitude du signal EMG versus 17 %). Les amplitudes EMG n'étaient cependant pas normalisées. En conséquence, elles étaient sensibles à de nombreux facteurs physiologiques et expérimentaux. Ces derniers risquent d'introduire un biais dans les analyses menées entre différentes sessions [20]. À titre d'exemple, un petit écart dans la configuration des électrodes risque d'être beaucoup plus apparent lorsque les valeurs EMG sont extraites d'efforts maximaux.

Une autre approche qui a été proposée en vue d'obtenir des valeurs de référence sous-maximales est d'effectuer des contractions contre une résistance relative à la capacité maximale. Albertus-Kajee et al. [1] ont proposé d'utiliser des valeurs EMG obtenues lors d'une tâche de pédalage à 70% de la puissance maximale afin de normaliser les valeurs EMG lors du même exercice effectué à différentes intensités. Lorsque comparée à des efforts maximaux dynamique (sprint sur ergocycle) et isométrique, la tâche sous-maximale est la seule à avoir produit des ICC supérieurs à 0.80 pour les 6 muscles d'un membre inférieur qu'ils ont étudiés [1]. Or, cette méthode nécessite de connaître la capacité maximale d'un individu, et nécessite donc que des efforts maximaux aient été effectués au préalable. De plus, la relation entre la force et l'amplitude du signal EMG est non-linéaire [39]. Conséquemment, la demande neuromusculaire requise pour développer un couple sous-maximal ne peut pas être interpolée à de plus grands efforts [155]. Finalement, le plus grand inconvénient des contractions sous-maximales est qu'elles ne sont pas caractéristiques de la capacité maximale d'un individu [21, 59, 113, 114]. Pour être représentatif de l'effort musculaire de chaque individu, le signal EMG doit être exprimé en pourcentage de l'effort maximal de chaque individu. Un tel indice ne peut être obtenu que par l'entremise de contractions maximales.

1.5.3 Normaliser par rapport à des contractions maximales

La méthode de normalisation la plus répandue consiste à exprimer l'amplitude du signal EMG en pourcentage d'une valeur d'activation obtenue lors de contractions maximales [59, 62]. Lorsque normalisé par rapport à des efforts maximaux, le signal EMG est représentatif de la capacité maximale de chaque individu [21, 59]. Les contractions maximales peuvent être produites par une stimulation électrique du muscle, lors de contractions volontaires dynamiques ou isométriques. Celles-ci sont détaillées dans les paragraphes suivants.

Contractions maximales par stimulation percutanée — La validité d'une contraction maximale repose sur sa capacité à produire une valeur d'activation maximale [19]. Lorsqu'une contraction volontaire maximale ne parvient pas à activer un muscle maximalement, les signaux EMG normalisés à partir de cet effort peuvent dépasser 100% [59]. Pourtant, il est impossible qu'un individu exerce un effort musculaire supérieur à sa capacité maximale. Afin d'éliminer les chances qu'un tel phénomène se produise, certains auteurs ont proposé de produire des potentiels d'action par stimulation percutanée des unités motrices [31]. Plus précisément, un courant électrique est appliqué à un nerf contenant des afférences et efférences motrices communiquant avec le muscle à l'étude. L'intensité du courant électrique est graduellement augmentée (10-80 mA) jusqu'à ce que l'amplitude du signal EMG obtenu se stabilise, où elle est considérée maximale [74]. La stimulation percutanée est cependant peu répandue. En effet, cette méthode possède de nombreuses contraintes liées à l'équipement, aux compétences méthodologiques requises ainsi qu'aux sensations de douleurs qu'elle peut provoquer [19]. De plus, de légères variations de l'endroit de la stimulation risquent d'activer différents motoneurons, ce qui engendrera une variation de l'amplitude du signal EMG [146].

Contractions maximales dynamiques — Lors d'une tâche dynamique, les électrodes de surface risquent de se déplacer par rapport au muscle et de détecter différents ensembles d'unités motrices que celles enregistrées au moment de la contraction de référence [71]. Si cette dernière est effectuée dans le même plan et aux mêmes angles que la tâche expérimentale, le déplacement des électrodes serait semblable pour les deux tâches. Nous pouvons donc assumer que le même ensemble d'unités motrices ont été enregistrées lors des deux efforts. Cette approche permet

théoriquement de normaliser l'activité d'un ensemble d'unités motrice par rapport à leurs propres niveaux d'activation lors d'efforts maximaux [1]. Burden et al. [21] ont comparé l'activité EMG de quatre muscles des membres inférieurs lors d'un cycle de marche. Celle-ci était normalisée à partir de valeurs d'activation maximales obtenues lors de contractions isométriques ou de contractions dynamiques. Ces dernières étaient effectuées sur un dynamomètre isocinétique, à des angles et vitesses articulaires similaires à celles mesurés au cours d'un cycle de marche. Aucune différence significative n'a été rapportée entre l'amplitude du signal EMG, que celui-ci soit normalisé par rapport aux efforts isométriques ou dynamiques. En revanche, une plus grande variabilité inter-individuelle a été observée lorsque les niveaux d'activation étaient issus de contractions dynamiques [21]. D'autre part, Earp et al. [45] ont mis en évidence une relation entre le degré de flexion du genou et l'amplitude du signal EMG. Les auteurs ont proposé des modèles de régression afin de prédire les valeurs d'activation maximales d'un membre inférieur en fonction du degré de flexion du genou. Une fonction polynômiale de troisième degré a été employée pour chaque sujet. Certaines articulations, comme l'épaule, possèdent un plus grand nombre de degrés de liberté. Des fonctions polynômiales plus complexes seraient nécessaires afin de prédire l'activité EMG de l'épaule en tenant compte du plan d'élévation, des degrés d'élévation, de la rotation axiale de l'humérus et de la direction de l'effort. Celles-ci seraient beaucoup plus vulnérables aux fluctuations de force, d'activité musculaire et de changements de direction [45]. Par ailleurs, les fibres musculaires qui sont innervées par les différentes unités motrices sont réparties aléatoirement sur l'ensemble du muscle [39]. Chapman et al. [24] ont démontré que le signal EMG extrait d'un nombre restreint d'unités motrices était représentatif de l'activité globale du muscle. Ces conclusions suggèrent que le fait d'enregistrer l'activité de différentes unités motrices aurait un effet négligeable sur l'allure générale du signal EMG. Par conséquent, la nécessité d'utiliser des contractions dynamiques similaires aux mouvements effectués lors des tâches expérimentales semble peu pertinente.

De nombreux auteurs soutiennent que les contractions maximales dynamiques sollicitent des niveaux d'activation supérieurs à ceux produits lors de contractions isométriques [1, 5, 25, 64, 132]. Rouffet and Hautier [132] ont proposé d'exprimer l'amplitude du signal EMG du membre inférieur lors de tâches de pédalage proportionnellement à des valeurs obtenues lors de sprints maximaux sur ergocycle. Cette approche a produit des niveaux d'activation du muscle vaste

latéral près de deux fois plus élevés qu'une contraction volontaire maximale isométrique [132]. Ces résultats ont été appuyés par les études de Albertus-Kajee et al. [1] et Chapman et al. [25]. Tous ont rapporté que les sprints sur ergocycle ont produit les plus grands niveaux d'activation. Cependant, les résultats présentés par ces derniers ont été obtenus chez des cyclistes de haut niveau. Tel que souligné par Chapman et al. [25], les différences d'amplitude et de variabilité du signal EMG sont possiblement attribuables à un effet de motivation et de familiarisation des cyclistes à l'égard des tâches de sprint sur ergocycle. De telles conclusions ne s'extrapolent pas nécessairement à une population d'individus non-entraînés [71]. Une autre limite de ces études est que le nombre de contractions isométriques analysées étaient inférieur au nombre de muscles étudiés. Une quantité aussi restreinte d'efforts ne peut garantir que tous les muscles soient sollicités à leur plein potentiel [71]. Rota et al. [130] ont quant à eux employé neuf contractions maximales isométriques afin de produire une activation significative pour autant de muscles d'un membre supérieur. Les niveaux d'activation produits par ces efforts ont été comparés à l'activation enregistrée lors de deux exercices dynamiques, soient une traction à la barre et une pompe, effectuées à vitesse maximale. Le mode de contraction ayant produit les plus grandes valeurs EMG variait d'un muscle à l'autre, avec les efforts isométriques qui ont produit des valeurs d'activation significativement plus grandes pour le deltoïde médian et plus faibles pour le grand dorsal. Aucune différence significative n'a été rapportée pour les sept autres muscles [130]. Les auteurs reconnaissent cependant que les exercices de tractions à la barre ainsi que de pompes nécessitent une condition physique supérieure à la population moyenne. Les sujets impliqués dans cette étude étaient d'ailleurs des athlètes qui étaient familiers avec les mouvements dynamiques puisque ceux-ci faisaient partie de leur routine d'entraînement. La capacité des efforts dynamiques à activer les muscles à un niveau supérieur que tout autre mode de contraction demeure controversé [19]. De plus, ces efforts requièrent une période de familiarisation avec l'exercice de référence, ce qui pourrait prolonger le protocole expérimental.

Contractions maximales isométriques – Le SENIAM et le *Journal of Electromyography and Kinesiology* font tous deux référence aux contractions volontaires maximales isométriques (CVMi) comme moyen de normaliser le signal EMG [62]. À ce jour, les CVMi demeurent la méthode de normalisation la plus répandue [59]. Celles-ci sont reproductibles [22], simples à

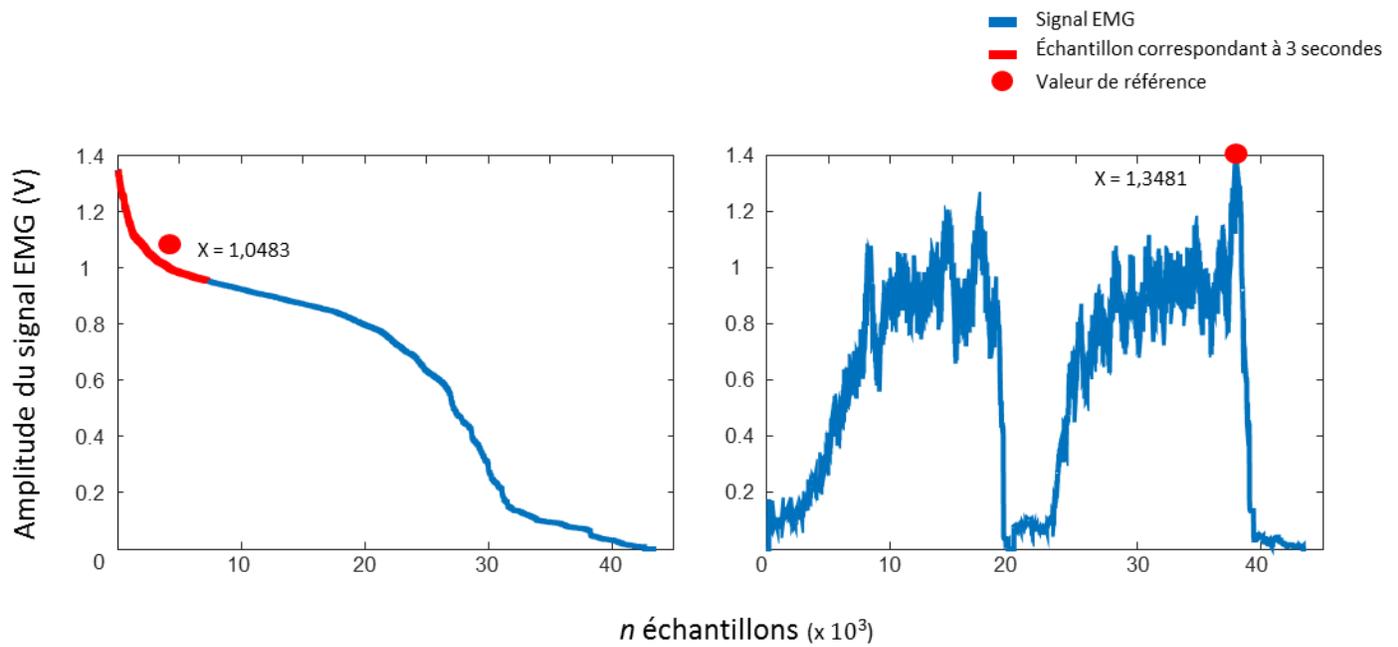


Figure 1.8 – Deux méthodes qui peuvent être utilisées afin d’extraire les valeurs de référence à partir d’une contraction maximale volontaire. À gauche, la valeur de référence (X) est obtenue en calculant la valeur moyenne obtenue sur un nombre d’échantillons correspondant à trois secondes, classés par ordre décroissant. À droite la valeur de référence (X) correspond à la plus grande valeur d’activation obtenue sur l’ensemble des essais.

mettre en place et faciles à implémenter dans la majorité des contextes d'études [19, 83]. Les CVMi sont généralement réalisées contre une résistance appliquée par un évaluateur externe [47, 58] mais peuvent aussi être effectuées en forçant contre un objet fixe [27, 54, 85]. Pour obtenir de valeurs d'excitation représentatives de l'activation maximale volontaire, les CVMi sont répétées au moins deux fois pour chaque position [4]. En raison des efforts requis par les CVMis, une période de repos doit être accordée entre chaque nouvelle contraction afin d'éviter la fatigue neuromusculaire [114]. Boettcher et al. [9] proposent une durée minimale de 30 secondes de repos entre chaque CVMi. Chaque effort est généralement exercé pour une durée totale de cinq secondes ; cette période inclue une atteinte graduelle de l'effort maximal suivie d'une période où celui-ci est maintenu [58, 65, 114]. Différentes approches peuvent être employées afin d'extraire la valeur de référence (Figure 1.8). Cette dernière peut correspondre à la valeur maximale obtenue sur l'ensemble des CVMi exécutés dans une position [27]. Une autre possibilité est d'utiliser la valeur moyenne obtenue sur un nombre d'échantillons correspondant à deux [47] ou trois secondes [85, 114] d'effort, ce qui permet de minimiser les chances de normaliser le signal EMG par rapport à un pic du signal EMG qui est associé à du bruit. Peu importe la méthode employée afin d'extraire les valeurs de référence, celles-ci doivent être représentatives du niveau d'activation musculaire maximal [59]. L'objectif principal de ce mémoire est de proposer des pistes afin d'assurer que les CVMi ne sous-estiment pas la capacité musculaire maximale. Les sections suivantes témoignent de la complexité de cette problématique lorsqu'appliquée à l'épaule.

Résumé de la section : Cette section a permis de souligner les avantages et inconvénients des différentes méthodes proposées afin de produire des valeurs de référence pour la normalisation des signaux EMG. Bien que certains auteurs ont démontré une meilleure répétabilité du signal EMG lorsque celui-ci était normalisé par rapport à des contractions sous-maximales, seules les contractions maximales procurent un indice représentatif des capacités musculaires d'un sujet. Certains auteurs ont indiqué que les efforts dynamiques semblent produire des amplitudes EMG supérieures aux contractions isométriques. Cependant, les contractions dynamiques sont sensibles aux angles articulaires, à la vitesse du mouvement, la charge appliquée et au mode de contraction (concentrique ou excentrique) [132]. À ce jour, les chercheurs qui utilisent l'EMG sont encouragés d'exprimer leurs résultats en pourcentage des valeurs d'activation musculaires obtenues lors de contractions volontaires maximales isométriques [59]. Ce type de contraction est plus facile à standardiser que les contractions dynamiques. Les CVMi nécessitent d'identifier des positions susceptibles de produire une activation maximale des muscles ciblés. Ceci requiert une bonne compréhension de l'anatomie fonctionnelle, incluant les origines, insertion et fonctions des différents muscles de l'épaule. La section 1.6 présente l'anatomie de certains des principaux muscles de l'épaule.

1.6 Anatomie de l'épaule

L'épaule est composée de trois os : l'humérus, la scapula et la clavicule, qui relie le membre supérieur au reste du corps. Ces os sont reliés par les articulations gléno-humérale, acromioclaviculaire et sterno-claviculaire, respectivement. Chacune de ces articulations possède 3 degrés de liberté. L'épaule comporte donc un total de 9 degrés de liberté [127, 153] (Figure 1.9). Bien qu'elle soit l'articulation la plus mobile du corps humain, l'épaule est aussi la moins stable [76]. L'activité coordonnée de nombreux muscles est nécessaire afin de stabiliser celle-ci lors d'efforts statiques et dynamiques [148]. La simple tâche d'élever le bras peut nécessiter la coordination de plus d'une dizaine de muscles [60]. L'étude présentée dans ce mémoire porte sur l'activité EMG

de 12 muscles de l'épaule. Ceux-ci peuvent être divisés en trois catégories selon leurs origines, insertions et contribution au fonctionnement de l'épaule [76]. Les muscles qui seront analysés dans le cadre de cette étude sont représentés aux Tableaux 1.III 1.IV 1.V 1.VI. Étant donné les différences morphologiques, il se peut que certaines origines et insertions musculaires varient légèrement d'un individu à l'autre et même d'une référence à l'autre.

Muscles scapulo-thoraciques – L'orientation de la scapula permet d'optimiser la fonction du membre supérieur. Bien que celle-ci ne s'articule pas directement avec le squelette axial, de nombreux muscles relient la scapula à la colonne vertébrale et aux côtes. Ceux-ci permettent entre-autres de stabiliser la scapula contre la paroi du thorax, formant ainsi la pseudo-articulation *scapulo-thoracique* [124]. Parmi les muscles les plus importants se trouvent le dentelé antérieur et les trois muscles du trapèze (Tableau 1.III). Le mauvais fonctionnement de ces muscles peut altérer la cinématique de la scapula, un phénomène connu sous le nom de *dyskinésie scapulaire*, et qui est en lien avec de nombreux troubles musculo-squelettiques [90, 100].

Le *dentelé antérieur* tire son nom de sa forme, qui prend l'allure d'une série de dents qui recouvrent les neuf premières côtes et espaces intercostaux. Ses nombreux faisceaux lui permettent de mobiliser la scapula dans les trois plans anatomiques. Le dentelé antérieur possède des insertions avec les angles supérieur et médian de la scapula qui sont responsables de sa *rotation externe* autour de l'axe longitudinal. Ce muscle possède aussi une insertion sur l'angle inférieur de la scapula, ce qui lui permet d'effectuer la *rotation latérale* et la *bascule arrière* de la scapula, respectivement autour des axes antéro-postérieur et médio-latéral [48]. Le dentelé antérieur est aussi responsable de stabiliser la scapula en plaquant celle-ci contre la cage thoracique. Sa paralysie provoque un décollement de la scapula par rapport à la paroi de la cage thoracique, ce qui engendre de nombreuses complications fonctionnelles [101].

Le *trapèze* s'étend de la base du crâne jusqu'aux vertèbres lombaires. Ce muscle s'insère sur le tiers latéral de la clavicule, l'acromion et l'épine de la scapula [101]. Le trapèze est séparé en trois faisceaux selon l'orientation de leurs fibres par rapport aux insertions [76]. Les fibres du *trapèze supérieur* ont une orientation descendante. Ce faisceau part de l'os occipital et vient s'insérer plus bas, sur l'épine scapulaire et la portion latérale de la clavicule. Il est responsable de l'élévation de la scapula, tel qu'observé lorsqu'un individu exécute un haussement des épaules

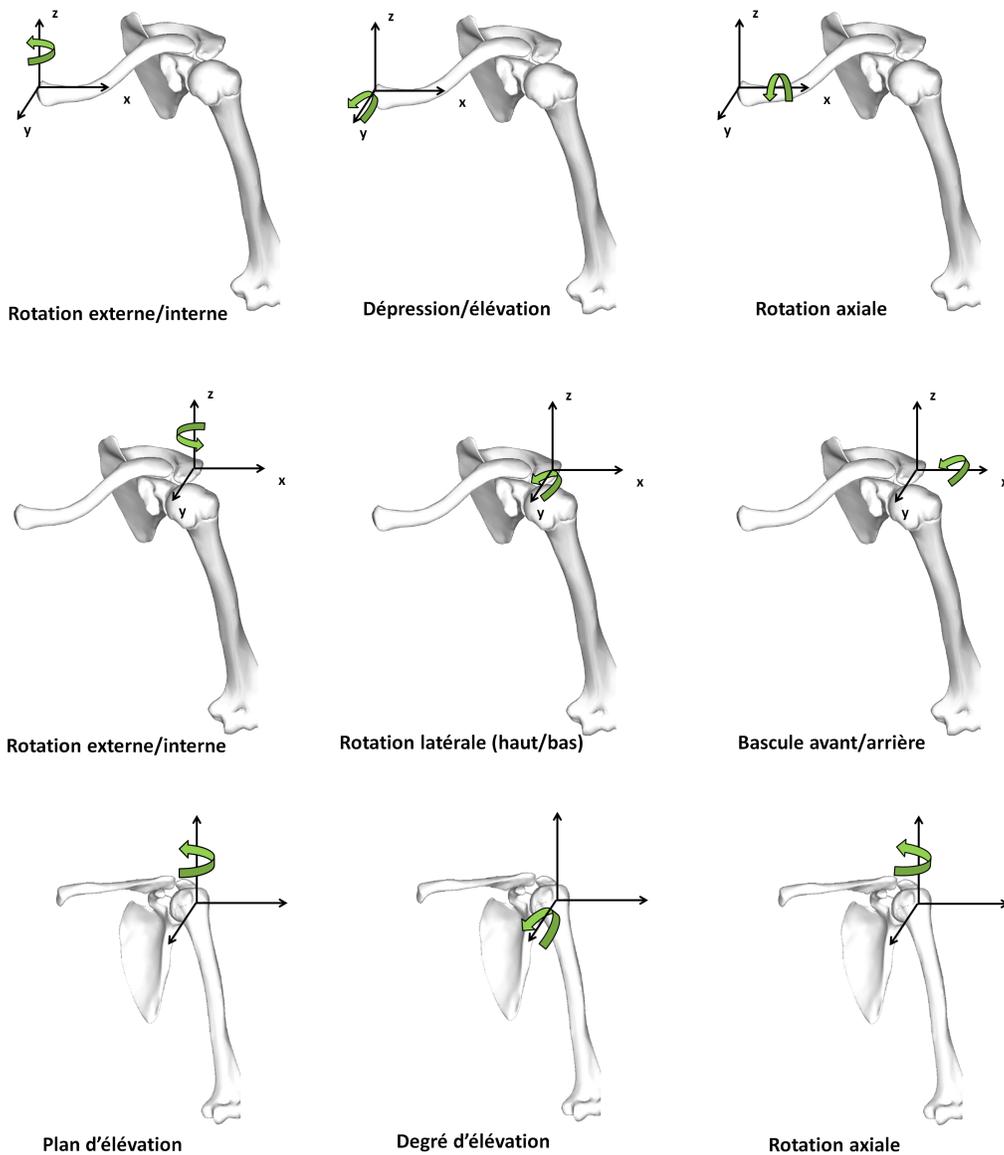


Figure 1.9 – Présentation des trois articulations de l'épaule (haut : sterno-claviculaire, milieu : acromio-claviculaire, bas : glénohumérale) et les rotations autour de chaque degré de liberté de ces articulations. Les systèmes d'axes et la définition des rotations sont tirés des recommandations de la société internationale de biomécanique (ISB) [153]

Tableau 1.III – Muscles de l'articulation scapulo-thoracique, leur origine, insertion et fonctions principales. Source des images : <http://lifesciencedb.jp/>, téléchargées le 10/12/2014

Muscles scapulo-thoraciques

Trapèze supérieur



Origine : Os occipital du crâne
Insertion : Épine scapulaire et portion latérale de la clavicule
Fonction principale : Élévation et rotation latérale de la scapula

Trapèze moyen



Origine : Dernière vertèbre cervicale (C7) et premières vertèbres thoraciques
Insertion : Épine de la scapula
Fonction principale : Rotation externe (« rétraction ») de la scapula

Trapèze inférieur



Origine : Dernières vertèbres thoraciques et espaces intercostaux
Insertion : Angle inférieur de la scapula
Fonction principale : Abaissement, rotation latérale et bascule arrière de la scapula

Dentelé antérieur



Origine : Neuf premières côtes et espaces inter-costaux
Insertion : Angles supérieur, médian et inférieur de la scapula
Fonction principale : Rotation externe, rotation latérale et bascule arrière de la scapula

[101]. Ce muscle agit aussi de paire avec le faisceau inférieur du trapèze afin de permettre la rotation latérale de la scapula [124]. Le *trapèze moyen* relie la dernière vertèbre cervicale et les premières vertèbres thoraciques à l'épine de la scapula. L'orientation horizontale de ses fibres permet la *rotation externe* de la scapula autour de l'axe longitudinal, aussi connue sous le nom de *rétraction*. Finalement le *trapèze inférieur* possède des fibres qui ont une orientation ascendante. Celles-ci relient les dernières côtes thoraciques et les espaces inter-costaux à l'angle inférieur de la scapula. En plus de permettre la *rotation latérale*, le trapèze inférieur est responsable de l'*abaissement* et la *bascule arrière*, c'est-à-dire la rotation de la scapula autour de l'axe médio-latéral. Ces actions permettent d'augmenter l'espace entre l'humérus et l'acromion, ce qui réduit les risques de comprimer les tissus qui se trouvent entre ces deux os lorsque le bras est amené en élévation [98].

D'autres muscles relient la scapula à au reste du corps. Notamment l'*élévateur de la scapula* et les *rhomboïdes*, deux muscles qui relient les vertèbres cervicales et thoraciques au bord médial de la scapula. Leur action produit l'*élévation* de la scapula, sa *rotation vers le bas* autour de l'axe antéro-postérieur et sa *rétraction* [116]. Ces muscles, d'une faible épaisseur, sont recouverts par le trapèze supérieur et sont superficiels aux érecteurs du rachis. Le *petit pectoral* est un autre muscle profond qui prend son origine sur les troisième, quatrième et cinquième côtes ainsi que les espaces inter-costaux. Ce muscle relie la cage thoracique à la scapula, sur laquelle il s'insère via le processus coracoïde. Sa contraction provoque la rotation médiale et la bascule avant de la scapula. L'analyse de ces muscles nécessite des électrodes intra-musculaires ainsi qu'une très grande précision afin de ne pas insérer les électrodes dans les muscles superficiels ou plus profonds. Étant donné les incommodités liées à l'analyse des élévateurs de la scapula, des rhomboïdes et du petit pectoral, peu d'études portent sur la contribution de ces muscles aux tâches impliquant le membre supérieur. Pour ces raisons, ils ne seront pas inclus dans ces études.

Muscles de l'articulation gléno-humérale — La concavité de la face glénoïdale de la scapula est peu profonde en comparaison avec le diamètre de la tête humérale, ce qui confère à l'articulation gléno-humérale une grande liberté de mouvement [35]. La scapula est reliée à l'humérus par plus d'une dizaine de muscles [101]. Outre leur contribution à l'élévation, la rotation et les circumductions de l'humérus, ces muscles stabilisent l'articulation gléno-humérale. Notam-

Tableau 1.IV – Muscles de l’articulation gléno-humérale, leur origine, insertion et fonctions principales. Source des images : <http://lifesciencedb.jp/>, téléchargées le 10/12/2014

Muscles de l’articulation gléno-humérale

Deltoïde antérieur



Origine : Partie latérale de la clavicule
Insertion : Tubérosité deltoïdienne de l’humérus
Fonction principale : Élévation de l’humérus dans le plan frontal et latéral

Deltoïde médian



Origine : Acromion
Insertion : Tubérosité deltoïdienne de l’humérus
Fonction principale : Élévation de l’humérus dans le plan frontal et latéral

Deltoïde postérieur



Origine : Épine de la scapula
Insertion : Tubérosité deltoïdienne de l’humérus
Fonction principale : Abduction, abduction latérale et extension de l’humérus

ment, les *muscles de la coiffe des rotateurs* remplissent la fonction cruciale de comprimer la tête humérale contre la fosse glénoïdale afin d’éviter toute translation et dislocation de l’articulation gléno-humérale [137].

Les *deltoïdes* (Tableau 1.IV) sont trois grands chefs qui convergent vers une même insertion située sur la partie distale de la tubérosité deltoïdienne. Les *deltoïdes antérieur* et *médian* ont respectivement des origines sur la partie latérale de la clavicule et l’acromion. Ensemble, ce sont les deux principaux responsables de l’élévation de l’humérus dans les plans sagittal et frontal [96]. Étant donné la grande amplitude de mouvement de l’articulation glénohumérale, le bras

de levier des deltoïdes varie considérablement selon la position de l'humérus et de la scapula. À titre d'exemple, ces muscles ont une contribution moins importante à l'élévation du bras que celle du *supra-épineux* en début d'élévation [124]. Dans cette position, ils exercent une traction supérieure sur la tête humérale, qui doit être contrée par la force des *muscles de la coiffe des rotateurs* [76]. Le *deltoïde postérieur* prend son origine sur l'épine de la scapula, ce qui lui confère une contribution moins importante à l'élévation du bras [48]. Ses fibres contribuent davantage à l'extension de l'humérus, ainsi que l'abduction latérale de celui-ci [47].

Tableau 1.V – Muscles de la coiffe des rotateurs, leur origine, insertion et fonctions principales. Source des images : <http://lifesciencedb.jp/>, téléchargées le 10/12/2014

Muscles de l'articulation gléno-humérale (suite)	
Supra-épineux	
	<p><i>Origine</i> : Fosse supra-épineuse de la scapula <i>Insertion</i> : Portion antéro-latérale de la tubérosité majeure de l'humérus <i>Fonction principale</i> : Élévation du bras en début d'abduction</p>
Infra-épineux	
	<p><i>Origine</i> : Fosse infra-épineuse de la scapula <i>Insertion</i> : Portion médiale de la tubérosité majeure de l'humérus <i>Fonction principale</i> : Rotation externe de l'humérus</p>
Subscapulaire	
	<p><i>Origine</i> : Angle inférieur de la scapula <i>Insertion</i> : Tubercule majeur de l'humérus <i>Fonction principale</i> : Rotation externe de l'humérus</p>

La *coiffe des rotateurs* (Figure 1.V) est constituée de quatre muscles profonds qui relient

l'humérus à la scapula. Ceux-ci possèdent de petits bras de levier qui permettent de comprimer la tête humérale dans la fosse glénoïde afin d'assurer une grande partie de la stabilité de l'articulation [144]. De plus, les muscles de la coiffe des rotateurs s'opposent aux lignes d'actions de nombreux muscles de l'épaule afin de limiter les translations de la tête humérale [125, 151]. Le *supra-épineux* prend son origine dans la fosse supra-épineuse de la scapula et s'insère sur la portion antéro-latérale de la tubérosité majeure de l'humérus. Ce muscle est le principal responsable de l'abduction de l'humérus en début d'élévation [100, 104]. Un déplacement supérieur de la tête de l'humérus ou une rotation interne de la scapula réduisent l'espace entre l'humérus et l'acromion, ce qui augmente les risques de comprimer le supra-épineux entre ces deux structures osseuses [109]. Ce mécanisme est appelé *syndrome d'accrochage*, une des principales causes des douleurs à l'épaule [141]. Le supra-épineux est le muscle le plus fréquemment impliqué dans les déchirures de la coiffe des rotateurs [2]. Étant donné l'implication de ce muscle dans de nombreuses blessures à l'épaule, son étude est largement répandue dans la littérature. L'*infra-épineux* a un emplacement inférieur au supra-épineux. Ce muscle relie la fosse infraépineuse de la scapula à la portion médiale de la tubérosité majeure de l'humérus. Avec le *petit rond*, il permet la rotation externe de la tête humérale [126]. Ce muscle exerce un léger bras de levier permettant d'initier l'élévation du bras, tandis qu'il s'active afin de s'opposer aux forces translatoires du deltoïdes dans les amplitudes plus élevées [48]. Le *subscapulaire* part de la fosse subscapulaire, sur la face antérieure de la scapula, et s'insère sur la tubérosité mineure de l'humérus. Ce muscle peut exercer une force considérable lors de rotations internes de l'humérus [82], et prévient aussi les translations postérieures de la tête humérale [48]. Le *petit rond* et le *grand rond* ont une origine sur l'angle inférieur de la scapula. Le grand rond passe devant l'humérus pour s'insérer sur la saillie médiale du sillon intertuberculaire de l'humérus et permet la rotation interne tandis que le petit rond passe derrière l'humérus et s'insère sur le tubercule majeur de l'humérus. L'action de ce dernier produit la rotation externe de l'humérus.

Finalement, le *coracobrachial* a une origine sur le processus coracoïde de la scapula et s'insère au milieu de la face médiale du corps de l'humérus. Ce muscle permet la flexion et l'adduction de l'humérus. Le coracobrachial et les petit et grand ronds sont recouverts par de nombreux muscles dont le grand dorsal, les deltoïdes et le grand pectoral. Des électrodes intra-musculaires sont nécessaires afin d'enregistrer l'activité de ces muscles. Étant donné leur profondeur, l'activité

de ces muscles et notamment celle du petit rond, est très difficile à enregistrer, même avec des électrodes intra-musculaires. C'est pourquoi les 3 principaux muscles impliqués dans les blessures de la coiffe des rotateurs, à savoir le supra-épineux, l'infra-épineux et le subscapulaire, sont compris dans notre étude.

Tableau 1.VI – Muscles de l'épaule, leur origine, insertion et fonctions principales. Source des images : <http://lifesciencedb.jp/>, téléchargées le 10/12/2014

Muscles poly-articulaires	
<p>Grand dorsal</p> 	<p><i>Origine</i> : Six dernières vertèbres thoraciques, vertèbres lombaires et crêtes iliaques du sacrum <i>Insertion</i> : Fosse bicipitale de l'humérus <i>Fonction principale</i> : Adduction, rotation interne et extension de l'humérus</p>
<p>Grand pectoral</p> 	<p><i>Origine</i> : Moitié médiale de la clavicule (chef claviculaire) ainsi que sternum et cartilage des six premières côtes (chef sternal) <i>Insertion</i> : Fosse bicipitale de la tubérosité majeure de l'humérus <i>Fonction principale</i> : Adduction et rotation interne de l'humérus (deux chefs), légère flexion de l'humérus (chef claviculaire)</p>

Muscles poly-articulaires – Certains muscles traversent plus d'une articulation de l'épaule. Parmi ceux-ci se trouvent le *grand dorsal* et le *grand pectoral*, deux puissants muscles qui relient l'humérus au thorax [17] (Figure 1.VI). Le *grand dorsal* a des origines qui s'étendent des six dernières vertèbres thoraciques aux crêtes iliaques du sacrum. Ce muscle converge vers la fosse bicipitale de l'humérus, en passant sous ce dernier. Cette configuration permet au grand dorsal de produire des forces considérables d'*adduction*, d'*extension* et de *rotation interne* de l'humérus [10]. Le *grand pectoral* se divise en deux chefs [56]. Le *chef claviculaire* a une origine sur la moitié médiale de la clavicule tandis que le *chef sternal* a des origines sur le sternum et le cartilage des six premières côtes. Les deux chefs convergent sur l'humérus au niveau de la fosse bicipitale et

la tubérosité majeure de l'humérus [32]. Ils sont de puissants *adducteurs* et *rotateurs internes* de l'humérus. Les bras de leviers de ces deux chefs peuvent parfois s'opposer. Ainsi, le chef claviculaire contribue à la flexion de l'épaule tandis que le chef sternal peut permettre l'extension de l'humérus lorsque celui-ci se trouve en élévation [76].

Les longs chefs du *triceps brachial* et du *biceps brachial* sont les principaux fléchisseurs et extenseurs du coude, respectivement. Ces deux muscles possèdent des origines sur la scapula. Notamment, le long chef du biceps brachial a des origines sur le labrum supérieur et la tubérosité supra-glénoïdale. Ce muscle peut agir conjointement au grand pectoral et au deltoïde antérieur afin de permettre la flexion de l'épaule [134]. Il agit aussi à l'instar du subscapulaire afin de stabiliser la tête humérale et prévenir les amplitudes excessives en rotation externe lorsque l'humérus est placé en position d'abduction [144]. Les lésions du long chef du biceps impliquent souvent le labrum supérieur et sont associées avec une diminution de la stabilité antérieure de l'articulation glénohumérale [128]. Le long chef du triceps brachial est lui-aussi attaché à la face latérale de la scapula, soit sur la tubérosité infra-glénoïdale et la capsule gléno-humérale inférieure. Tout comme le long chef du biceps brachial et la coiffe des rotateurs, le triceps brachial exerce une force compressive permettant de stabiliser la tête humérale dans la cavité de la fosse glénoïde lors des abductions du bras [88]. De plus, le long chef de ce muscle agit à l'unisson avec le grand dorsal en développant une légère force en adduction [46]. La contribution de ces deux muscles aux mouvements de l'épaule est cependant négligeable lorsque comparées aux principaux fléchisseurs, extenseurs et stabilisateurs de l'épaule [154]. Par conséquent, ceux-ci n'ont pas été impliqués dans notre étude.

Résumé de la section : Cette section a passé en revue près d’une vingtaine de muscles qui agissent à l’épaule. La contribution de chacun est nécessaire afin de mobiliser et de stabiliser le membre supérieur. L’étude présentée dans ce mémoire implique 12 muscles de l’épaule. Ceux-ci ont été choisis en fonction de leur pertinence aux problématiques de l’épaule. Certains muscles sont moins faciles d’accès, comme la majorité des muscles profonds qui nécessitent l’insertion d’électrodes intra-musculaires. De tous les muscles profonds, seuls trois muscles de la coiffe des rotateurs ont été sélectionnés afin de réduire le nombre d’interventions invasives. La section 1.7 critique certaines recommandations qui ont été établies afin de normaliser l’activité EMG de ces muscles. La suite de ce mémoire tentera de proposer des solutions afin d’améliorer la normalisation du signal EMG de ces muscles.

1.7 Normalisation des signaux EMG des muscles de l’épaule

La normalisation permet de quantifier les efforts musculaires à partir de l’amplitude du signal EMG. Ce traitement est nécessaire afin d’étudier le niveau d’activation des muscles de l’épaule, notamment lors des activités de la vie quotidienne [2] ou de tâches sportives [84]. Lorsque normalisé, le signal EMG peut permettre d’identifier des patrons moteurs responsables de certains troubles musculo-squelettique [34, 90, 91, 98] ou d’évaluer des exercices correctifs [48]. La section 1.5 a mis en évidence les avantages à utiliser des CVMi dans le but de produire des valeurs de référence pour la normalisation du signal EMG. Celles-ci sont reproductibles et peuvent facilement être implémentées dans la majorité des protocoles expérimentaux. La validité d’une CVMi repose sur sa capacité à solliciter une activation maximale d’un ou plusieurs muscles [19, 59].

La section 1.6 témoigne de la variété d’actions qui peuvent être accomplies par chaque muscle. Étant donné la redondance du système musculosquelettique, plusieurs stratégies peuvent permettre de produire les mêmes couples externes [152]. À titre d’exemple, deux sujets qui effectuent une flexion du bras sont susceptibles d’activer les trois chefs du muscle deltoïde, la coiffe des rotateurs et le chef sternal du grand pectoral à différents niveaux tout en produisant les mêmes couples articulaires, et donc la même force externe. Chaque CVMi risque donc de solliciter une

activité musculaire qui varie d'un individu à l'autre [27]. En conséquence, il n'existe aucune CVMi qui puisse activer maximalelement un même muscle pour un ensemble de sujets [9, 47, 58]. Ekstrom et al. [47] ont analysé 9 CVMi conçues pour solliciter une activité importante du trapèze supérieur, trapèze moyen, trapèze inférieur et dentelé antérieur. Parmi ces CVMi, aucune a produit des niveaux d'activation maximaux pour plus de 66% des sujets. Dans le même ordre d'idées, Hodder and Keir [66] ont rapporté qu'aucune des 8 CVMi comprises dans leur étude a activé maximalelement chacun des muscles trapèze supérieur, trapèze inférieur, deltoïde antérieur, deltoïde médian, deltoïde postérieur, grand pectoral, grand dorsal et infra-épineux pour plus de 25% des sujets. Lorsque le signal EMG est normalisé par rapport à un niveau d'activation sous-maximal, il a tendance à sur-estimer l'effort musculaire [19]. À titre d'exemple, Hodder and Keir [66] ont rapporté que, lors de tâches dynamiques, les efforts des muscles de l'épaule pouvaient être sur-estimés par plus de 45% lorsque leur activité était normalisée à partir de CVMi qui n'ont pas produit une valeur d'activation maximale. Halaki and Ginn [59] ont conclu que l'utilisation d'une CVMi spécifique ne permet pas d'activer un muscle à un niveau maximal chez un ensemble d'individus.

Une solution proposée afin de tenir compte de la variabilité inter-individuelle du patron moteur est d'utiliser les plus grands niveaux d'activation obtenus à partir d'une combinaison de CVMi à titre de valeurs de référence [59]. Notamment, Ekstrom et al. [47] ont déclaré qu'entre deux et trois CVMi étaient nécessaires afin d'assurer que les valeurs d'activation soient représentatives de la capacité maximale de l'ensemble des individus pour chacun des trois muscles du trapèze et du dentelé antérieur. Leurs résultats suggèrent cependant que 3 à 6 CVMi sont nécessaires afin d'activer maximalelement chaque muscle pour l'ensemble des sujets [47]. Ginn et al. [58] proposent quant à eux que le trapèze supérieur, trapèze moyen, trapèze inférieur, grand rhomboïde, dentelé antérieur, deltoïde antérieur, deltoïde médian, deltoïde postérieur, grand dorsal, grand pectoral, supra-épineux, infra-épineux, le petit rond et subscapulaire nécessitent chacun 4 CVMi afin d'être activés à un niveau maximal pour tous les sujets. Une autre étude menée par Rota et al. [130] a démontré que deux contractions dynamiques et deux isométriques étaient nécessaires afin de produire des valeurs d'activation maximales pour chacun des 9 muscles de l'épaule et du bras, soient les muscles deltoïde antérieur, deltoïde médian et deltoïde postérieur ainsi que pour le grand dorsal, grand pectoral, biceps brachial, triceps brachial, fléchisseurs et ex-

tenseurs du carpe. Malgré les nombreuses combinaisons qui ont été proposées dans la littérature, aucun consensus n'a permis de déterminer celle qui permet de produire les plus grands niveaux d'activation pour chacun des muscles de l'épaule. Halaki and Ginn [59] soulignent d'ailleurs l'urgence d'identifier, pour chacun des muscles de l'épaule, les combinaisons de CVMi qui permettent de produire des valeurs de référence pour un ensemble d'individus.

De manière générale, les études du membre supérieur s'intéressent à la coordination de nombreux muscles [68, 69, 126, 131, 150]. Le signal EMG produit par chacun de ces muscles doit être normalisé. De nombreuses CVMi peuvent être requises afin de produire des valeurs de référence pour un ensemble de muscles. À titre d'exemple, Hong et al. [68] ont récemment eu recours à plus de 30 efforts maximaux afin de produire des valeurs de référence pour 10 muscles de l'épaule [68]. La réalisation d'un si grand nombre de contractions prédispose aux inconforts et à la fatigue musculaire [57], qui entraînent des modifications de l'amplitude et la fréquence du signal EMG [79, 120]. Étant donné l'effort considérable requis par chaque CVMi, leur nombre doit être limité [27, 69].

L'action concertée de nombreux muscles agonistes et antagonistes est nécessaire afin d'assurer la stabilité de l'épaule lors de tâches impliquant le membre supérieur [76]. De ce fait, un même effort peut solliciter une activation importante de plusieurs muscles simultanément [60]. Ce phénomène a été mis en évidence par de nombreux chercheurs, qui ont rapporté que certaines contractions maximales peuvent produire des valeurs d'activation maximales pour de nombreux muscles simultanément [1, 9, 25, 47, 58, 66, 85, 130]. Parmi ceux-ci, Kelly et al. [85] ont comparé les niveaux d'activation de 8 muscles de l'épaule produits par 27 différentes CVMi. Dans le but de limiter le nombre d'efforts nécessaire à la normalisation des muscles de l'épaule, les auteurs ont identifié quatre CVMi qui ont produit une activation considérable des muscles supra-épineux, infra-épineux, subscapulaire, grand dorsal, grand pectoral ainsi que des trois chefs du deltoïde [85]. De même, Ekstrom et al. [47] ont rapporté quatre CVMi qui ont produit une importante activation des trois muscles du trapèze et du dentelé antérieur. Boettcher et al. [9] ont par la suite combiné les huit CVMi proposés par ces deux études à sept autres contractions dans le but d'émettre des recommandations pour la normalisation de 12 muscles de l'épaule, soient les trois chefs du trapèze, le dentelé antérieur, les trois chefs du deltoïde, le grand dorsal, le grand pectoral, le supra-épineux, l'infra-épineux et le subscapulaire. Cette étude a mené à la proposition de

quatre CVMi afin de produire des valeurs de référence pour les 12 muscles de l'épaule. Celles-ci sont l'élévation en « *empty-can* » (abduction à 90° en rotation interne), la *rotation interne* à 90°, l'adduction « *palm-press* » (l'adduction latérale à 90° d'élévation) et la *flexion* à 125°. Ces quatre CVMi n'ont cependant pas produit de valeurs d'activation maximales pour tous les sujets [9]. Or, une valeur de référence sous-maximale peut induire de graves erreurs dans l'interprétation du signal EMG [59]. Bien que les recommandations de Boettcher et al. [9] permettent de réduire considérablement le nombre de CVMi nécessaires à la normalisation de 12 muscles d'une épaule, celles-ci ne permettent pas d'obtenir des valeurs de référence qui sont représentatives de la capacité maximale d'un ensemble d'individus.

Deux limites se rapportent aux approches que les études précédentes [9, 27, 47, 58, 85] ont employées dans le but de valider les CVMi pour la normalisation des muscles de l'épaule. Tout d'abord, les auteurs ont proposé d'utiliser des combinaisons de CVMi afin de normaliser le signal EMG de chaque muscle. Or, ces combinaisons ont été formées en comparant des CVMi spécifiques entre-elles. Bien que les CVMi sélectionnées ont produit certains des plus grands niveaux d'activation pour chaque muscle, la combinaison de ces efforts n'est pas nécessairement optimale. Une analyse systématique de toutes les combinaisons possibles de CVMi est nécessaire afin de déterminer, pour chaque muscle, celle qui produit les plus grands niveaux d'activation pour l'ensemble des sujets. Deuxièmement, les travaux de Boettcher et al. [9] ont comparé la moyenne des valeurs d'activation produites par chaque CVMi. Toutefois, aucune de celles-ci a activé un même muscle à un niveau maximal pour l'ensemble des sujets [9]. Bien que les CVMi proposées par les auteurs ont sollicité des valeurs d'activation significativement plus grandes que de nombreuses autres, ces valeurs ne correspondent pas nécessairement aux niveaux d'activation maximaux obtenus sur l'ensemble des CVMi comprises dans leur étude. À la connaissance de l'auteur de ce mémoire, aucune des combinaisons de CVMi qui ont été proposées dans la littérature n'a produit des niveaux d'activation musculaires qui sont représentatifs de la capacité maximale d'un ensemble d'individus.

La normalisation du signal EMG est un traitement essentiel afin de pouvoir interpréter les efforts musculaires. Le chercheur qui désire étudier l'activité EMG des muscles de l'épaule est présentement confronté à un important dilemme. D'un côté, les valeurs de référence doivent être représentatives de l'effort maximal de chaque individu [19]. Pourvu que celles-ci impliquent une

action anatomiquement pertinente, l'augmentation du nombre de CVMi fera accroître le nombre d'individus pour lesquels des valeurs d'activation maximales ont été produites. D'un autre côté, une attention particulière doit être attribuée au nombre d'efforts auxquels sont soumis les sujets, particulièrement lorsque de nombreux muscles sont impliqués dans l'étude. Une trop grande quantité de CVMi peut induire de la fatigue musculaire, des douleurs et inconforts. L'étude présentée dans le cadre de ce mémoire tente de résoudre cette problématique. Elle propose deux approches innovantes, qui comparent toutes les combinaisons possibles de CVMi dans le but d'identifier celle qui produit les plus grandes valeurs d'activation pour 12 muscles de l'épaule. Ces approches permettront d'émettre des lignes directrices concernant la normalisation des signaux EMG des muscles de l'épaule.

Résumé de la section : Comme il a été illustré au début de cette section, l'amplitude du signal EMG est influencée par le niveau d'activation produit par les CVMi. Bien que certaines solutions aient été proposées afin de standardiser la normalisation des muscles de l'épaule, il n'existe aucun consensus en ce qui concerne les CVMi qui doivent être utilisées afin de produire des valeurs de référence pour chaque muscle de l'épaule. Une grande quantité de CVMi aura tendance à produire des valeurs d'activation qui sont plus représentatives de l'activité neuromusculaire maximale. Cependant, une telle approche peut impliquer de nombreux efforts et risque de modifier les signaux EMG en présence de fatigue neuromusculaire. Cette revue de littérature a mis en évidence le besoin urgent de déterminer des CVMi destinées à la normalisation des signaux EMG. Les recommandations doivent minimiser le nombre de CVMi tout en demeurant représentatives de la capacité maximale de chaque individu.

Objectifs de l'étude

L'**objectif principal** de ce mémoire est d'émettre des recommandations concernant les efforts nécessaires afin de produire des valeurs de référence pour la normalisation des signaux EMG des muscles de l'épaule. L'atteinte de cet objectif se divise en cinq objectifs spécifiques.

Le **premier objectif** est de confirmer qu'aucune CVMi ne peut activer maximalelement un même muscle pour un ensemble d'individus. Le niveau d'activation musculaire produit par 15 CVMi sera mesuré pour 12 muscles de 16 sujets par un système EMG. Notre hypothèse est qu'une seule CVMi est insuffisante afin de produire des niveaux d'activation qui sont représentatifs de la capacité maximale d'un ensemble de sujets.

Le **second objectif** est de développer une méthode statistique afin de réduire les risques de sous-estimer les niveaux d'activation maximaux. Deux approches seront développées en lien avec cet objectif. En premier lieu, nous proposeront une approche systématique analysant toutes les combinaisons possibles d'un nombre fixe de CVMi afin de trouver celle qui produit les plus grands niveaux d'activation pour un ensemble de muscles. En second lieu, nous chercherons les combinaisons qui comprennent le nombre minimal de CVMi afin de produire des niveaux d'activation qui sont représentatifs des efforts maximaux d'un ensemble d'individus.

Le **troisième objectif** est d'appliquer la méthode statistique que nous avons développée afin de trouver la combinaison de 4 CVMi qui produira les plus grandes valeurs d'activation pour un ensemble de muscles de l'épaule. Cette combinaison sera comparée aux 4 CVMi qui ont été proposées par Boettcher et al. [9], et qui sont communément référées dans la littérature afin de normaliser le signal EMG de 12 muscles de l'épaule [121, 123, 150]. Notre hypothèse est que la combinaison qui sera identifiée par l'approche statistique développée dans le cadre de notre étude produira des plus grands niveaux d'activation musculaires que celle de Boettcher et al. [9].

Le **quatrième objectif** est d'identifier des combinaisons qui comprennent le nombre minimal de CVMi requises afin de produire des niveaux d'activation qui sont représentatifs de l'effort maximal de l'ensemble des sujets pour chacun des 12 muscles de l'épaule. Notre hypothèse est que le nombre de CVMi variera d'un muscle à l'autre, et que les muscles qui remplissent la fonction de stabilisateurs nécessiteront davantage de CVMi que les muscles agonistes afin d'activer maximalelement un ensemble de sujets.

Finalelement le **cinquième objectif** est de développer une interface graphique qui puisse appliquer les deux approches présentées dans le cadre du second objectif à de nombreuses problématiques scientifiques. Plus précisément, cette interface permettra d'identifier des combinaisons optimales pour un nombre restreint de muscles ou à partir d'un nombre limité de CVMi.

CHAPITRE 2

ARTICLE

2.1 Problématique

Le signal EMG permet de quantifier l'intensité de l'activité musculaire. Celui-ci doit cependant être exprimé en pourcentage des valeurs d'activation maximales (VAM) afin de permettre une juste appréciation de l'effort musculaire. Au chapitre précédent, il a été mis en évidence que les contractions volontaires maximales isométriques (CVMi) étaient la méthode à préconiser afin de produire des valeurs de référence pour la normalisation des muscles de l'épaule. Ces dernières sont reproductibles, simples à mettre en place et faciles à implémenter. La validité d'une contraction de référence repose sur sa capacité à produire une activation maximale du muscle étudié. Hors, étant donné la redondance du patron moteur, un ensemble de CVMi doivent être utilisées afin de produire de tels niveaux d'activation pour un même muscle chez un ensemble de sujets [47]. À ce jour, il n'y a pas de consensus concernant la combinaison optimale de CVMi pour la normalisation des muscles de l'épaule. Celle-ci doit être de taille minimale afin de réduire la fatigue musculaire, tout en permettant d'obtenir des valeurs d'activation maximales pour un ensemble d'individus.

L'article suivant tente de répondre à l'objectif principal de ce mémoire, soit de proposer un minimum de CVMi afin de produire des valeurs de référence pour 12 muscles de l'épaule. Les deuxième, troisième et quatrième objectifs spécifiques de ce mémoire y sont traités. Plus spécifiquement, cet article a proposé deux approches statistiques dans le but de réduire les risques de sous-estimer les niveaux d'activation maximaux. La première approche a permis de proposer, parmi toutes les combinaisons de 4 CVMi qui pouvaient être formées à partir de 15 CVMi, la combinaison optimale qui a produit les plus grands niveaux d'activation pour 12 muscles simultanément. Ces niveaux d'activation ont été comparés à ceux obtenus à partir de quatre CVMi proposées par Boettcher et al. [9]. L'hypothèse était que la combinaison optimale de quatre CVMi issue de notre étude produirait des plus grands niveaux d'activation ceux obtenus avec la combinaison proposée par Boettcher et al. [9]. Une seconde hypothèse était que les

niveaux d'activation produits par la combinaison optimale que nous proposons ne seraient pas significativement différents des valeurs d'activation maximales obtenues à partir de 15 CVMi. La seconde approche a été employée afin d'identifier, pour chaque muscle, la combinaison comprenant le nombre minimal de CVMi afin de produire des niveaux d'activation maximaux. L'hypothèse était que le nombre de CVMi nécessaire afin respecter ce critère varierait d'un muscle à l'autre. Notamment, nous avons émis la présomption que les muscles superficiels requerreraient moins de CVMi que les muscles profonds de l'épaule qui remplissent le rôle principal de stabilisateurs. Les combinaisons proposées ont permis de réduire les chances de normaliser le signal EMG par rapport à des valeurs d'excitation sous-maximales tout en minimisant le nombre d'efforts.

Les résultats complémentaires répondent aux deux autres objectifs. Plus spécifiquement, la section 2.4.1 confirme l'hypothèse qu'aucune peut activer maximale le même muscle pour un ensemble de sujets. Finalement, la section 2.4.4 présente une interface graphique qui a été développée afin d'appliquer les deux approches présentées dans l'article à de nombreuses autres problématiques.

2.2 Implication des co-auteurs de l'article

Cet article a été soumis pour publication au *Journal of Applied Biomechanics* en novembre 2014. Il est présentement en révision et les auteurs sont en attente de la réponse de l'éditeur. Cet article est le fruit d'une collaboration entre l'auteur de ce mémoire, Patrick Marion et Fabien Dal Maso, Talia Alenabi et Mickael Begon. Plus précisément, Patrick Marion a été responsable de la revue de littérature scientifique ainsi que l'analyse, l'interprétation et de l'écriture de l'article scientifique. Talia Alenabi a été responsable d'insérer les électrodes intra-musculaires, tandis que Fabien Dal Maso a contribué à l'acquisition, l'analyse des données et l'écriture de l'article. Mickael Begon a principalement été impliqué dans la supervision du travail de recherche et de ma formation scientifique. Nous tenons aussi à mentionner la contribution de Benjamin Michaud, dont l'expertise a permis de surmonter de nombreux enjeux informatiques ainsi que l'implication de Nemeje Kwitegetse dans le développement de l'interface graphique.

2.3 Article Scientifique

November 21st, 2014

JAB.2014-0179.R1

Title: Optimal normalization tests for the production of maximum EMG activation levels in shoulder muscles

Authors:

Patrick Marion, B.Sc.*; Fabien Dal Maso, Ph.D; Talia Alenabi, M.D.; Mickaël Begon, Ph.D.

Authors addresses:

Patrick Marion, Fabien Dal Maso, Talia Alenabi and Mickaël Begon
Laboratoire de simulation et de modélisation du mouvement
Département de kinésiologie, Université de Montréal
1700, rue Jacques Tétreault
Laval, QC, H7N 0B6, Canada

Funding: Natural Sciences and Engineering Council of Canada (NSERC) and MEDITIS post-doctoral scholarship program.

*Corresponding author:

Patrick Marion
Université de Montréal
1700, rue Jacques Tétreault
Laval, QC, H7N 0B6, Canada
+1 514 343 6111 – 44017

Abstract word count: 197

Main text word count: 3566

Number of Tables: 2,

Number of Figure: 3, 6 in supplementary material

Abstract

Normalization of the electromyography (EMG) signal requires maximum voluntary activations (MVA) commonly obtained by maximum voluntary isometric contractions (MVIC). Yet, shoulder-specific MVIC tests do not produce MVA across all subjects for the same muscle. The objective was to identify a minimum number of MVIC tests required to obtain MVA for 12 shoulder muscles. The EMG of 12 shoulder muscles was recorded while 16 subjects performed 15 MVIC tests. Of all possible combinations of 4 MVIC tests, the combination producing the highest EMG activation levels for 12 muscles was identified and compared to previous recommendations [Boettcher et al. (2008). *J Orthop Res* 26:1591-1597]. For each muscle, the minimum number of MVIC tests producing EMG activations not significantly different from the MVA was also identified. The optimal combination of four MVIC tests produced EMG activation levels significantly ($p < 0.05$) higher than those of Boettcher, Ginn, Cathers¹, but remained significantly lower than the MVA ($p < 0.05$). For each muscle, 2 to 5 MVIC tests were required to produce EMG activation levels not significantly different from the MVA. This study warns against reductions of the number of MVIC tests to obtain MVA.

Keywords: Maximum Voluntary Contraction; Isometric; Surface electromyography; Intra-muscular electromyography; Combination of contractions.

Measurements of muscle forces exerted at the shoulder can provide important guidelines concerning interventions in the fields of orthopaedic and rehabilitation. To overcome experimental difficulties associated with non-invasive *in-vivo* measurements, muscle forces can be estimated through models that use electromyography (EMG) to provide information on the intensity of muscle activity.²⁻⁴ These models have the advantage of closely replicating the muscle recruitment strategies. However, the raw amplitude of EMG signals is sensitive to many intrinsic and extrinsic factors.⁵ Electrode position, amount of subcutaneous tissue, EMG signal cancellation, electrode orientation with respect to fiber direction, inter-electrode distance, skin preparation techniques can vary from one experiment to another and induce great variability in the EMG signal.⁶ As a means to provide information on the muscle effort, the amplitude of the EMG signal is commonly expressed as the percentage of the maximum voluntary activation (MVA)^{2,7,8} produced by a maximum voluntary isometric contraction (MVIC) test executed in a standardized position.⁹

The shoulder is the body's most mobile complex, but it is also the least stable.¹⁰ A great part of the shoulder's stability is provided by the coordinated activity of the muscles surrounding its three joints.¹¹ The simple task of raising a handheld weight can necessitate the concerted activity of over 11 shoulder muscles as well as the bicep brachialis and brachioradialis.¹² Some studies have used over 30 MVICs when attempting to produce MVA for shoulder muscles.¹³ Such a number of maximal exertions can lengthen the duration of experimentations. It can also induce muscle fatigue,¹⁴ which can modify the EMG amplitude required to accomplish experimental tasks.^{15,16} In order to reduce the number of tests required to obtain MVA, authors have proposed combinations

of MVIC tests that can elicit reliable MVA for several shoulder muscles simultaneously.^{1,17-19} From a set of 15 MVIC tests, Boettcher et al.¹ proposed 4 MVIC tests – termed as the *Four Normalization Tests* – namely “Prone horizontal abduction”, “Prone elevation”, “Adduction 90°” and “Flexion 125°”, to produce MVA for 12 shoulder muscles. A description of these MVIC tests is provided in Table 1. These MVIC tests were selected on the basis that their combination could produce near-maximum EMG amplitudes for a sparse number of shoulder muscles simultaneously. However, there is no evidence that this combination generated higher EMG amplitude than any other combination of four tests that could have been generated using the 15 MVIC tests. Also, a comparison between actual MVA and EMG amplitude elicited by the Four Normalization Tests was not provided. Consequently, evidence provided by this work cannot assert that the proposed combination can produce reliable MVA from which 12 shoulder muscles can be normalized.

Since the musculoskeletal system is redundant, several motor strategies can be used to produce a given external force.²⁰ This is especially true of muscles that assure shoulder stability.²¹ Hence, no single MVIC has been found to produce MVA in a same muscle for all subjects.^{1,9,18,19} Ekstrom et al.¹⁹ recommended that the highest EMG activation level obtained across a combination of several MVIC tests is more representative of the maximum capacity of all subjects. A systematic approach, comparing the maximum EMG amplitudes produced by each possible combination of MVIC tests, could help to provide better recommendations regarding the optimal combinations to normalize the EMG signal of each shoulder muscle.

The first aim of this study was to identify, of all combinations that can be made from 15 MVIC tests, the optimal combination of 4 MVIC tests that can produce the highest EMG amplitude for 12 shoulder muscles simultaneously. This combination was compared to the Four Normalization Tests proposed by Boettcher et al.¹ We predicted that the optimal combination would produce higher EMG amplitudes than the Four Normalization Tests. While our first objective was to provide novel guidelines for the normalization of 12 shoulder muscles, more restrained sets of muscles are often studied. As an example, some authors²² have studied deltoid and rotator cuff muscle activations in subjects with impingement syndrome, whereas others^{23,24} have focused on the muscles that stabilize the scapula. The second aim of this study was to propose, for subsets of muscles, the combinations containing the least number of MVIC tests that could produce EMG amplitudes that are not significantly different from the actual MVA of a sample of subjects. This method was applied to propose an optimal combination for each muscle. We expected the number of MVIC tests would vary for each muscle. More specifically, superficial muscles which act as prime movers would require less MVIC tests to produce maximum activation values than deep muscles fulfilling the function of shoulder stabilizers.

Methods

Participants

The study was approved by the local Ethics Committee of the University of Montreal (Canada) (CERSS #1013). After giving informed consent, 16 volunteers (11 males; age, 23 ± 2.3 years; height, 1.85 ± 0.10 m; mass, 74.1 ± 13.5 kg) participated in the study.

Each participant was free from shoulder and neck pathology as determined by the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand questionnaire²⁵ with a score below 10%.

Instrumentation

EMG signals were acquired on the participants' dominant side. Two 50 μm paired hook-wire intramuscular electrodes (CareFusion, San Diego, USA) were inserted into the supraspinatus and infraspinatus²⁶ and into the lower subscapularis.²⁷ Intramuscular electrodes were inserted into the above mentioned muscles using fine needles (30 mm, 27 ga; CareFusion, San Diego, USA). Arm circumductions, and abductions were performed until visual inspection of each intramuscular signal was free from movement artifacts indicating that the wires were stabilized into the muscles.²⁸ Nine muscles were recorded using surface electrodes, namely, upper, medial and lower trapezius, anterior, medial and posterior deltoid, latissimus dorsi, pectoralis major (sternal) and serratus anterior. After determining electrode locations,^{1,29} electrode sites were shaved and scrubbed with 70% isopropyl alcohol pads.³⁰ Circular silver-silver chloride bipolar surface electrodes (10 mm diameter, 20 mm inter-electrode distance, CareFusion, San Diego, USA) were positioned parallel to the fiber direction over the belly of each muscle.²⁹ The reference electrode was placed over the clavicle of the non-dominant side.

The raw EMG signals were amplified using a Grass Technology system (model 15A54, West Warwick, USA) with a 10-1000 Hz Bandwidth detection (Common Mode Rejection Ratio >90 dB; input impedance >20 M Ω ; Noise 10 μV peak to peak). Data were acquired at 2,400 Hz on a PC using a PCI A/D converter (16 bits) and stored for off-line analysis using Matlab[®] (2014b, the MathWorks, Natick, MA) software.

MVIC tests

MVIC tests consisted in maximum isometric efforts exerted against an experimenter in 15 standardized positions, performed in seated, prone or side-lying poses (Table 1). The order of these three poses was randomly assigned between subjects. The tests were proposed by various studies to generate MVA of the shoulder muscles. Each position was shown, explained, and performed with minimal force to ensure that instructions were properly understood by subjects. Two trials of five seconds were performed in each position. Subjects were instructed to gradually increase the exerted force over the first second, sustain maximum force for three following seconds, and to finally gradually decrease the exerted force during the last second of the trial. Verbal encouragement was provided throughout the duration of the maximum efforts. To replicate previous experimentations,¹ a minimum of 30-s rest interval was provided between trials of the same position, and a minimum of 60-s rest interval was provided between trials of different positions. Proper positioning was closely monitored and the trial was repeated if the test was not performed correctly (*e.g.* subject deviated from testing position, force not maintained during the required period). The same experimenter performed all the testing sessions to reduce disparities between subjects' positions and applied force direction.

Table 1. Description of the muscle-specific MVIC tests extracted from the literature.

MVIC	Names	Targeted muscle	Poses	Instructions
MVIC ₁	Abduction 90°	Upper trapezius	Seated	Shoulder abduction 90° with neck side-bent to same side, head rotated toward opposite side, and then extended. Resistance applied at the head and at the elbow. ^{1,19}
MVIC ₂	Prone horizontal abduction 90°	Middle trapezius	Prone	Shoulder horizontal abduction with arm external rotation. Resistance applied at the elbow. ¹⁹
MVIC ₃	Prone elevation	Lower trapezius	Prone	Arm raised above head in line with the lower trapezius muscle fibers. Resistance applied at the elbow. ^{19,24,44}
MVIC ₄	Shoulder flexion 90°	Anterior deltoid	Seated	Shoulder flexion 90° with elbow extended. Resistance applied at the elbow. ⁴⁵
MVIC ₅	Shoulder abduction 90°	Middle deltoid	Seated	Shoulder abduction 90°, hand in a prone position. Resistance applied at the elbow. ³³
MVIC ₆	Prone extension 90°	Posterior deltoid	Prone	Shoulder horizontal abduction 90°, elbow flexed 90° with thumb pointing at ceiling. Resistance applied at the elbow. ²¹
MVIC ₇	Adduction 90°	Latissimus dorsi	Seated	Arm adduction 90°, elbow flexed 90°. Resistance applied at the elbow. ²¹
MVIC ₈	Adduction 30°	Pectoralis major	Seated	Arm adduction 30°, elbow flexed 90°. Resistance applied at the elbow. ¹⁹
MVIC ₉	Abduction 0°	Supraspinatus	Side lying	Abduction with arm at side. Resistance applied at the wrist. ¹
MVIC ₁₀	External rotation 0°	Infraspinatus	Side lying	External rotation with arm at side and elbow flexed 90°. Resistance applied at the wrist. ¹
MVIC ₁₁	Lift-off test	Subscapularis	Prone	Arm at side with elbow flexed and back hand in contact with upper lumbar spine. Resistance applied at the hand as the subject attempts to internally rotate the arm. ⁴⁷
MVIC ₁₂	Empty-Can	*	Seated	Abduction 90° in plane of scapula with thumb pointing down. Resistance applied at the wrist. ^{1,46}
MVIC ₁₃	Internal rotation 90°	*	Seated	Internal rotation with arm abducted 90° and internally rotated 45°. Resistance applied at the palm of hand ^{1,17}
MVIC ₁₄	Palm-press	*	Seated	Arms horizontal, elbows lightly flexed and palms together pressing one against another. ^{1,46} No external resistance.
MVIC ₁₅	Flexion 125°	*	Seated	Shoulder flexion 125°. Resistance applied at the elbow and at inferior angle of the scapula in attempts to de-rotate the scapula. ^{1,19}

Note. *indicates the Four Normalization Tests proposed by Boettcher, Ginn, Cathers¹ for the normalization of all 12 shoulder muscles.

Processing

The raw EMG signals were digitally band-pass filtered at 20-400 Hz (zero-lag 2nd order Butterworth). EMG signal amplitude was obtained from a 200-ms sliding root mean square window.³¹ The EMG amplitude for each MVIC test and each muscle was obtained by averaging the highest EMG activation values obtained over a non-consecutive three second window.^{18,19} For each muscle and each subject, the MVA was considered as the highest amplitude obtained across all 15 MVIC tests. EMG activation levels corresponded to the EMG amplitudes normalized to their respective MVA.

Firstly, all combinations (n=1,364) for four MVIC tests from the 15 were produced. For each combination, the absolute error was calculated between the highest EMG activation level produced across the four MVIC tests and the actual MVA obtained across all 15 MVIC tests. The combination that produced the smallest sum of absolute error across all 12 muscles was identified as the optimal combination of four MVIC tests. The maximum EMG activation levels produced by the latter were compared *i*) to the maximum EMG activation levels produced by the Four Normalization Tests using dependent student *t*-tests, and *ii*) to the actual MVA using independent student *t*-tests. Finally, for each muscle, the proportion of subjects for whom the combination elicited actual MVA was expressed as a percentage.

Secondly, the minimum number of MVIC tests required to obtain EMG amplitudes that did not differ significantly from the MVA was identified for each muscle. To do so, every possible combinations composed from 1 to 15 MVIC tests were produced. The highest EMG amplitude produced across the MVIC tests included in each combination was

compared to the actual MVA using an independent student *t*-test. For each muscle, the combination with the least number of MVIC tests that produced EMG activation levels that were not significantly different from the MVA ($p>0.05$) was selected. The proportion of maximal activations was also expressed as a percentage of the total number of subjects.

Results

From all possible combinations of four MVIC tests, the “Prone horizontal abduction” (MVIC₂), “Prone elevation” (MVIC₃), “Adduction 30°” (MVIC₈) and “Flexion 125°” (MVIC₁₅) were identified as the optimal combination. Using this combination, the EMG activation level of all muscles ranged from $78 \pm 22\%$ to $94 \pm 9\%$ (Figure 2). MVA were produced for 31% to 63% of subjects, with respect to different muscles (Figure 3). Using the Four Normalization Tests (Figure 1b), the EMG activation levels for all muscles ranged from $65 \pm 20\%$ to $93 \pm 11\%$ (Figure 2). This combination produced MVA for 6% to 50% of the subjects (Figure 3). When compared with the Four Normalization Tests, the optimal combination proposed in this study produced higher ($p>0.05$) EMG activation levels for the middle trapezius ($t_{15} = 3.80$), lower trapezius ($t_{15} = 2.13$), posterior deltoid ($t_{15} = 4$) and infraspinatus ($t_{15} = 2.04$) (Figure 2). Moreover, the optimal combination produced MVA for a higher proportion of subjects than the Four Normalization Tests for nine muscles (Figure 3). The EMG activation levels produced by both the Four Normalization Tests and the optimal combination were both significantly lower than the actual MVA for all muscles.



Figure 1. A. (Right) Four MVIC testing positions for the Optimal Combination proposed by this study (from top left to right bottom: «Prone horizontal abduction»; «Prone elevation»; «Adduction 30°»; «Flexion 125°»). B. (Left) Four MVIC testing positions for the Four Normalization Tests (from top left to right bottom: «Empty-can »; « Palm press »; « Internal rotation 90°» and «Flexion 125°»).

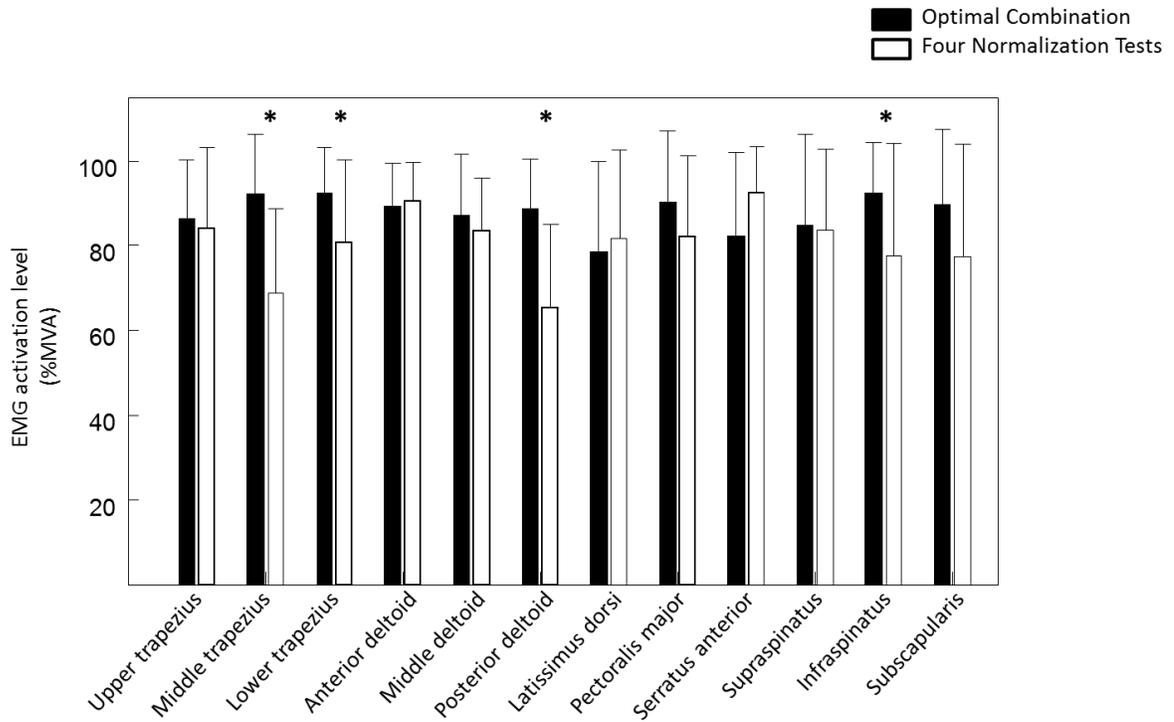


Figure 2. Mean + SD EMG activation levels produced by the Optimal Combination and the Four Normalization Tests. * and † indicate significant differences between methods ($p < 0.05$) and mean EMG activation levels that were not significantly different from the actual MVA ($p > 0.05$) respectively.

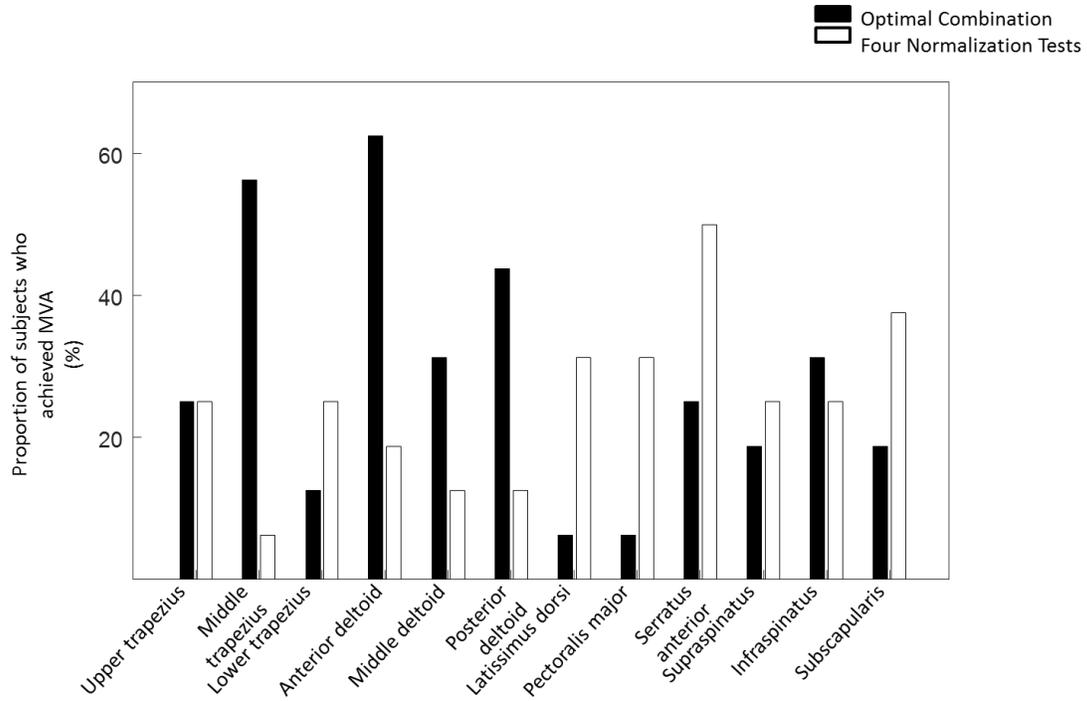


Figure 3. Proportion of subjects (%) for whom the Optimal Combination (black) and the Four Normalization Tests proposed by Boettcher, Ginn, Cathers¹ (white) for each muscle.

For each muscle taken separately, between two and five MVIC tests were required to obtain mean EMG activation levels that did not differ significantly from the MVA (Table 2). The mean EMG activation levels and proportion of MVA for all muscles ranged from $92 \pm 19\%$ to $98 \pm 4\%$ and from 44% to 88%, respectively (Table 2).

Table 2. Mean \pm SD muscles EMG activation levels and proportion of MVA (%) obtained by the combination that required the smallest number of MVIC tests to produce EMG amplitudes that were not significantly different from MVA ($p < 0.05$)

Muscles	Combinations of MVIC tests	Mean \pm SD (%)	MVA(%)
Lower trapezius	{3 11}	94 \pm 12	69
Posterior deltoid	{2 6}	92 \pm 17	81
Upper Trapezius	{1 3 5}	92 \pm 19	56
Middle Trapezius	{2 3 9}	91 \pm 18	63
Anterior deltoid	{4 5 9}	97 \pm 10	63
Middle Deltoid	{1 3 9}	92 \pm 17	63
Latissimus Dorsi	{3 7 11}	94 \pm 18	69
Pectoralis major	{8 14}	92 \pm 15	50
Serratus Anterior	{3 4 12}	90 \pm 19	44
Supraspinatus	{1 3 12}	89 \pm 21	56
Subscapularis	{2 3 11 15}	88 \pm 23	69
Infraspinatus	{2 3 4 14 15}	91 \pm 10	75

Discussion

Using the maximum EMG amplitude produced by 15 MVIC tests across a sample of subjects, this study provided recommendations for the normalization of the EMG amplitude of 12 shoulder muscles. First, a novel approach was used to compare the largest EMG activation levels produced from 1,364 combinations of four MVIC tests. This method led to the nomination of an optimal combination of four MVIC tests that produced higher EMG activation levels than a combination previously recommended for

the normalization of 12 shoulder muscles.¹ However the EMG amplitudes resulting from this combination remained significantly smaller than the actual MVA. This indicates that all combinations of four MVIC under-estimated the maximum EMG amplitudes of most shoulder muscles. For each muscle, combinations of 2 to 5 MVIC tests were required to provide EMG activation levels that were not significantly different than the MVA. The present study warns against reductions in the number of MVIC, which can lead to misinterpretations about shoulder muscle activations.

Many authors recommend normalizing EMG signals to the highest EMG amplitude obtained across a combination of MVIC tests.^{1,9,17,19,32} Boettcher, Ginn, Cathers¹ proposed four MVIC tests that produced high EMG activation values for a sparse number of muscles. Although combining these four MVIC tests produced some MVA for 12 muscles, this was not the case for all subjects.¹ Correspondingly, our results demonstrated that the Four Normalization Tests under-estimated the MVA of most subjects. The present study proposed a novel method, which compared the highest EMG activation values produced by all 1,364 possible combinations of 4 MVIC tests from a set of 15. As hypothesized, this optimal combination produced significantly higher EMG activation levels than the Four Normalization Tests for the middle and lower trapezius, posterior deltoid and infraspinatus muscles. The “Flexion 125°” is the only common MVIC test to both the Four Normalization Tests¹ and the optimal combination proposed in the present study. Although the “Prone Elevation” test, produced high EMG activation levels for the supraspinatus, infraspinatus, upper trapezius, middle trapezius and medial deltoid,¹ Boettcher, Ginn, Cathers¹ favored the “Empty Can” test to obtain additional

high activation levels of the anterior deltoid and serratus anterior muscles. The “Prone Elevation” test was recommended along with the “Prone Horizontal Abduction 90°” by Ekstrom, Soderberg, Donatelli ¹⁹ for the normalization of the trapezius muscles. The EMG activation levels reported in our study are of 86±14, 92±14, and 93±11% of MVA for the upper, middle and lower trapezius, respectively. Similar activation levels were reported by Ekstrom, Soderberg, Donatelli ¹⁹. Furthermore, MVA for the upper, middle and lower trapezius were produced for 31%, 62% and 62% of subjects, respectively, which was similar to the proportions reported by Ekstrom, Soderberg, Donatelli ¹⁹ (36%, 67%, 67% respectively). Chopp, Fischer, Dickerson ³³ suggest the “Adduction 90°” test to obtain MVA of the pectoralis major, but mentioned that alternative postures could produce similar muscle activity. Our study revealed that the “Adduction 30°” produced higher activation levels of the pectoralis major and latissimus dorsi simultaneously. These results demonstrate the relevance of comparing all possible combinations of MVIC when producing recommendations for the normalization of EMG signals.

Despite the improved capacity of the optimal combination to produce higher EMG activation levels than the Four Normalization tests¹ for some muscles, the MVA were underestimated for all 12 muscles. Hence, even the optimal combination of four MVIC tests is insufficient to produce maximum EMG amplitudes for 12 muscles simultaneously. Chopp, Fischer, Dickerson ³³ stated that over 36 maximum contractions could be employed for the normalization of twelve shoulder muscles.³³ Repeated test exertions have been associated with discomfort, potential injury and delayed muscle soreness.³⁴ In attempts to reduce the number of tests required to maximally activate the

muscles of all subjects, larger numbers of MVIC tests were included in combinations. The latter are presented as supplementary material (Figure S1 to S5) to this article. Nine MVIC tests are required to produce EMG activations that are not significantly different from MVA for all 12 muscles simultaneously. Although the number of MVIC tests surpass previous recommendations,^{1,17} they remain lower than the number of muscles for which they provide reference values.

For each muscle, we identified the minimum number of MVIC tests required to produce EMG activation levels that were not significantly different from the MVA. A minimum of 2 to 5 MVIC tests were required to produce EMG activation levels that were not significantly lower than the MVA. These results confirm previous findings that the use of a single MVIC is not valid to produce maximum activity in a specific shoulder muscle across a set of subjects.^{9,18,19} A larger number of MVIC tests are necessary to avoid the under-estimation of individual's maximum effort. Shoulder muscles act synchronously during various tasks^{35,36} and are susceptible to the inter-subject variability of motor control. As a result, certain subjects might not be able to achieve maximum activation of a specific muscle in a given position.³⁷ As an example, three MVIC tests were required to maximally activate the middle and upper trapezius. The trapezius muscles are responsible of positioning the scapula along its three axes of rotation.³⁸ The MVIC tests necessary to produce MVA at the trapezius muscle include resisted arm elevations^{1,17} which require posterior tilting and upward rotations of the scapula³⁹ as well as horizontal abductions which require the external rotation of the scapula.¹⁹ Three MVIC tests were needed to maximally activate the supraspinatus, four were required for the infraspinatus and five

were necessary for the subscapularis. Brookham, McLean, Dickerson ²¹ reported high inter-subject variance in the co-activation patterns of the rotator cuff muscles. This was associated with the broad possibility of motor strategies to assure the stability of the glenohumeral joint.²¹ The combinations proposed in the present study did not produce MVA for all subjects. A larger number of tests are required for such accuracy. Nonetheless, the minimum number of MVIC tests provided by the present study may be sufficient to reduce the inter-subject variability, and lead to better interpretations of the neuromuscular demand,⁴⁰ and also improve the reliability of EMG-driven musculoskeletal models.⁴¹ This novel method may be appropriate for answering further research questions. For example, certain researchers could be interested in obtaining maximum reference EMG activation levels for a subset of shoulder muscles. Also, some MVIC tests may not be feasible for certain populations due discomfort or decreased range of motion.^{42,43} As a means to provide guidelines for specific cases, a graphical user interface was developed with Matlab (2014b, the MathWorks, Natick, MA). This allows the reader to test his/her hypotheses based on our dataset and proposed method. The number of tests can be reduced or augmented, and certain tests and muscles can be removed from the analysis.

Although the capacities of the 15 MVIC tests to produce high EMG activation levels have previously been validated,^{17,19,21,24,33,44-47} other MVIC tests that were not included in the present selection may elicit higher EMG amplitudes for certain individuals. We also recognise that muscle-specific MVIC tests have greater chances of eliciting high EMG amplitudes for muscles of the same group.³³ For example, MVIC tests used for the three

deltoid muscles involve upward directed efforts. Each of these contractions possesses greater odds of activating all deltoid muscles than the latissimus dorsi. Accordingly, the small number of MVIC tests required to elicit MVA could be partly explained by the limited efforts that had the potential to elicit high neuromuscular demands. Nonetheless, to our knowledge, the present study is the first to use combinations of MVIC tests in the optic of reducing the inter-subject variability of EMG normalization for 12 shoulder muscles.

In conclusion, the novel method proposed by this paper was effective at minimizing the number of MVIC tests required to provide reference EMG activation levels across a population of healthy subjects. It demonstrated that 4 MVIC tests may be insufficient to produce MVA for 12 shoulder muscles. Furthermore, it confirmed previous findings that no single MVIC can produce maximum EMG activation levels for the same muscle across a population of subjects^{1,9,17-19}. The combinations proposed in this study can serve as guidelines for the normalization of EMG signals of the shoulder.

Acknowledgements

This study is part of a larger project supported by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) and the orthopaedic industrial Médicus. Postdoctoral fellowship of the second author is supported by the MEDITIS program.

The authors would also like to acknowledge the work of Nemeye Kwitegetse with regards to the development of a graphic interface that is provided to the readers as a means to identify optimal combinations of MVIC tests under different conditions.

References

1. Boettcher CE, Ginn KA, Cathers I. Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG. *Journal of Orthopaedic Research*. 2008;26(12):1591-1597.
2. Buchanan TS, Lloyd DG, Manal K, Besier TF. Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *Journal of applied biomechanics*. 2004;20(4):367.
3. Nikooyan A, Veeger H, Westerhoff P, et al. An EMG-driven musculoskeletal model of the shoulder. *Human movement science*. 2012;31(2):429-447.
4. Erdemir A, McLean S, Herzog W, van den Bogert AJ. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*. 2007;22(2):131-154.
5. Basmajian JV, De Luca C. Muscles alive. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*. 1985;278:126.
6. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997;13:135-163.
7. Alenabi T, Jackson M, Tétreault P, Begon M. Electromyographic activity in the immobilized shoulder musculature during ipsilateral elbow, wrist, and finger movements while wearing a shoulder orthosis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2013;22:1400-1407.
8. Earp JE, Newton RU, Cormie P, Blazeovich AJ. Knee angle-specific EMG normalization: The use of polynomial based EMG-angle relationships. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013;23(1):238-244.

9. Halaki M, Ginn K. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? *Physical Therapy*. 2012;87(8):1039-1045.
10. Inman VT, deC. M. Saunders JB, Abbott LC. Observations on the Function of the Shoulder Joint. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1944;26(1):1-30.
11. Veeger HEJ, van der Helm FCT. Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(10):2119-2129.
12. Hawkes DH, Alizadehkhayat O, Fisher AC, Kemp GJ, Roebuck MM, Frostick SP. Normal shoulder muscular activation and co-ordination during a shoulder elevation task based on activities of daily living: An electromyographic study. *Journal of Orthopaedic Research*. 2012;30(1):53-60.
13. Hong J-S, Kim J-H, Hong J-H, Chun K-J. Electromyograph Analysis during Isokinetic Testing of Shoulder Joint in Elderly People. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*. 2012;7(4):379-387.
14. Hsu W-L, Krishnamoorthy V, Scholz JP. An alternative test of electromyographic normalization in patients. *Muscle & Nerve*. 2006;33(2):232-241.
15. Kai Y, Gotoh M, Nagata K, Shiba N. Infraspinatus fatigue during resisted arm elevation with isometric contraction: an electromyographic study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2012;21(8):1104-1109.
16. Potvin J, Bent L. A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1997;7(2):131-139.

17. Ginn KA, Halaki M, Cathers I. Revision of the Shoulder Normalization tests is required to include rhomboid major and teres major. *Journal of Orthopaedic Research*. 2011;29(12):1846-1849.
18. Kelly BT, Kadrmas WR, Kirkendall DT, Speer KP. Optimal normalization tests for shoulder muscle activation: An electromyographic study. *Journal of Orthopaedic Research*. 1996;14(4):647-653.
19. Ekstrom RA, Soderberg GL, Donatelli RA. Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2005;15(4):418-428.
20. Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1987;67(5):402-411.
21. Brookham RL, McLean L, Dickerson CR. Construct Validity of Muscle Force Tests of the Rotator Cuff Muscles: An Electromyographic Investigation. *Physical Therapy*. 2010;90(4):572-580.
22. Reddy AS, Mohr KJ, Pink MM, Jobe FW. Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2000;9(6):519-523.
23. Selkowitz DM, Chaney C, Stuckey SJ, Vlad G. The effects of scapular taping on the surface electromyographic signal amplitude of shoulder girdle muscles during upper extremity elevation in individuals with suspected shoulder impingement

- syndrome. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2007;37(11):694-702.
24. Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC. Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *The American Journal of Sports Medicine*. 2003;31(4):542-549.
 25. Hudak PL, Amadio PC, Bombardier C. Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand)[corrected]. *American Journal of Industrial Medicine*. 1996;29:602-608.
 26. Perotto AO, Delagi EF. *Anatomical guide for the electromyographer: the limbs and trunk*. Charles C Thomas Publisher; 2005.
 27. Kadaba MP, Cole A, Wootten ME, et al. Intramuscular wire electromyography of the subscapularis. *Journal of Orthopaedic Research*. 1992;10(3):394-397.
 28. Morris AD, Kemp GJ, Lees A, Frostick SP. A study of the reproducibility of three different normalisation methods in intramuscular dual fine wire electromyography of the shoulder. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1998;8(5):317-322.
 29. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, et al. *European recommendations for surface electromyography*. Roessingh Research and Development The Netherlands; 1999.
 30. Hermens H, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000;10(361-374):737.

31. McLean L, Chislett M, Keith M, Murphy M, Walton P. The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003;13(2):169-180.
32. Hodder JN, Keir PJ. Obtaining maximum muscle excitation for normalizing shoulder electromyography in dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013;23(5):1166-1173.
33. Chopp JN, Fischer SL, Dickerson CR. On the feasibility of obtaining multiple muscular maximal voluntary excitation levels from test exertions: A shoulder example. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(5):896-902.
34. Veiersted K. The reproducibility of test contractions for calibration of electromyographic measurements. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1991;62(2):91-98.
35. Boettcher CE, Cathers I, Ginn KA. The role of shoulder muscles is task specific. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2010;13(6):651-656.
36. Day A, Taylor NF, Green RA. The stabilizing role of the rotator cuff at the shoulder—responses to external perturbations. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(6):551-556.
37. Burden AM, Trew M, Baltzopoulos V. Normalisation of gait EMGs: a re-examination. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003;13(6):519-532.
38. Reinold MM, Escamilla R, Wilk KE. Current concepts in the scientific and clinical rationale behind exercises for glenohumeral and scapulothoracic

- musculature. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2009;39(2):105-117.
39. Ludewig PM, Cook TM. Alterations in Shoulder Kinematics and Associated Muscle Activity in People With Symptoms of Shoulder Impingement. *Physical Therapy*. 2000;80(3):276-291.
 40. Hug F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and kinesiology*. 2011;21(1):1-12.
 41. Engelhardt C, Malfroy Camine V, Ingram D, et al. Comparison of an EMG-based and a stress-based method to predict shoulder muscle forces. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2014:1-8.
 42. Ludewig PM, Braman JP. Shoulder impingement: Biomechanical considerations in rehabilitation. *Manual Therapy*. 2011;16(1):33-39.
 43. McClure PW, Michener LA, Karduna AR. Shoulder Function and 3-Dimensional Scapular Kinematics in People With and Without Shoulder Impingement Syndrome. *Physical Therapy*. 2006;86(8):1075-1090.
 44. Smith J, Dahm DL, Kaufman KR, et al. Electromyographic activity in the immobilized shoulder girdle musculature during scapulothoracic exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2006;87(7):923-927.
 45. Daniels L, Worthingham C, Sigal L, Black H, Levering C. *Muscle testing: techniques of manual examination*. Saunders Philadelphia; 1972.
 46. Fischer SL, Grewal T-J, Wells R, Dickerson CR. Effect of bilateral versus unilateral exertion tests on maximum voluntary activity and within-participant

reproducibility in the shoulder. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011;21(2):311-317.

47. Tokish JM, Decker MJ, Ellis HB, Torry MR, Hawkins RJ. The belly-press test for the physical examination of the subscapularis muscle: electromyographic validation and comparison to the lift-off test. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2003;12(5):427-430.

Supplementary Material

We used a novel method to systematically compare all possible combinations that can be made from a set of 15 MVIC tests. This method helped us to identify the combination of 4 MVIC tests that could produce the highest EMG activation levels for 12 shoulder muscles. Although this method successfully produced higher EMG activation levels than MVIC tests that were previously proposed in the literature, {Boettcher, 2008 #9} they remained significantly lower than the actual MVA for the majority of subjects. These results suggest that four MVIC tests are not sufficient to produce reference values for 12 muscles. Combinations containing such a small number of tests have great chances of under-estimating the subjects' maximal capacity. This could lead to great bias when attempting to interpret normalized EMG signals. Using the novel method proposed in our study, we tested combinations including a bigger number of MVIC tests. The optimal combinations containing different numbers of MVIC tests are presented in the following supplementary material.

Combination of 5 MVIC Tests

The 5 MVIC tests that produced the greatest EMG activation levels were the “Prone horizontal abduction 90°” (MVIC₂), “Prone elevation” (MVIC₃), “Adduction 30°” (MVIC₈), “Empty-Can” (MVIC₁₂) and “Flexion 125°” (MVIC₁₅) tests. EMG activation levels ranged from 78±22% to 93±12% MVA. This combination produced EMG activation levels that were not significantly lower than the MVA for 3 shoulder muscles, namely the middle trapezius, supraspinatus and subscapularis muscles. Actual MVA were obtained for 31% to 63% of subjects.

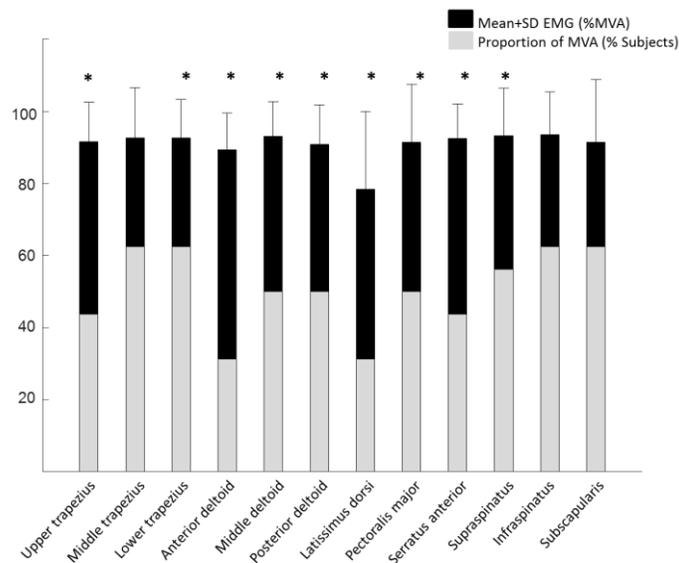


Figure S1. Mean+SD EMG activation levels produced by the optimal combination of five MVIC tests. Proportion of subjects who obtained MVA are indicated in grey. * indicate activation levels that are significantly different from MVA ($p > 0.05$). The five MVIC tests included in this combination are: MVIC₂; MVIC₃; MVIC₈; MVIC₁₂; MVIC₁₅.

Combination of 6 MVIC tests

The 6 MVIC tests that produced the greatest EMG activation levels were the “Prone horizontal abduction 90°” (MVIC₂), “Prone elevation” (MVIC₃), “Adduction 90°” (MVIC₇), “Empty-Can” (MVIC₁₂) and “Flexion 125°” (MVIC₁₅) tests. EMG activation levels ranged from 89±10% to 96±9% MVA. This combination produced EMG activation levels that were not significantly lower than the MVA for 4 shoulder muscles, namely the middle trapezius, pectoralis major, infraspinatus and subscapularis. Actual MVA were obtained for 31% to 69% of subjects.

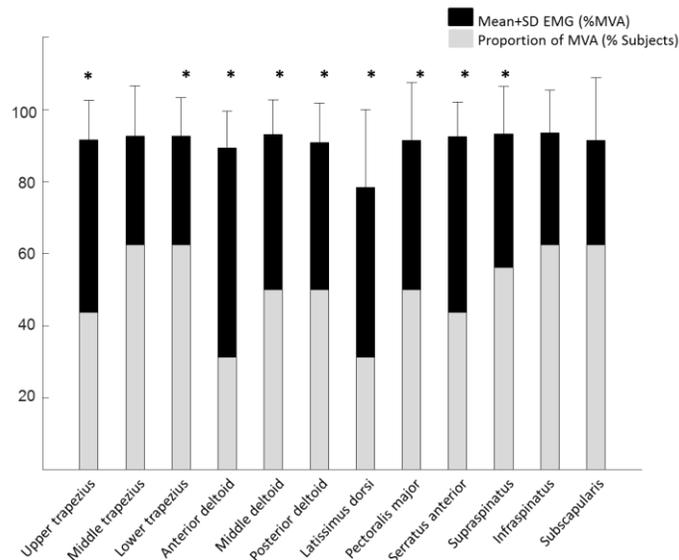


Figure S2. Mean+SD EMG activation levels produced by the optimal combination of six MVIC tests. Proportion of subjects who obtained MVA are indicated in grey. * indicate activation levels that are significantly different from MVA ($p < 0.05$). The six MVIC tests included in this combination are: MVIC₂; MVIC₃; MVIC₇; MVIC₈; MVIC₁₂; MVIC₁₅.

Combination of 7 MVIC tests

The 7 MVIC tests that produced the greatest EMG activation levels were the “Prone horizontal abduction 90°” (MVIC₂), “Prone elevation”(MVIC₃), “Adduction 90°” (MVIC₇), “Lift-Off Test” (MVIC₁₁), “Empty-Can” (MVIC₁₂), “Palm-Press” (MVIC₁₄) and “Flexion 125°” (MVIC₁₅) tests. EMG activation levels ranged from 88±15% to 99±2% MVA. This combination produced EMG activation levels that were not significantly lower than the MVA for 5 shoulder muscles, namely the middle and lower trapezius, latissimus dorsi, serratus anterior and subscapularis. Actual MVA were obtained for 25% to 88% of subjects.

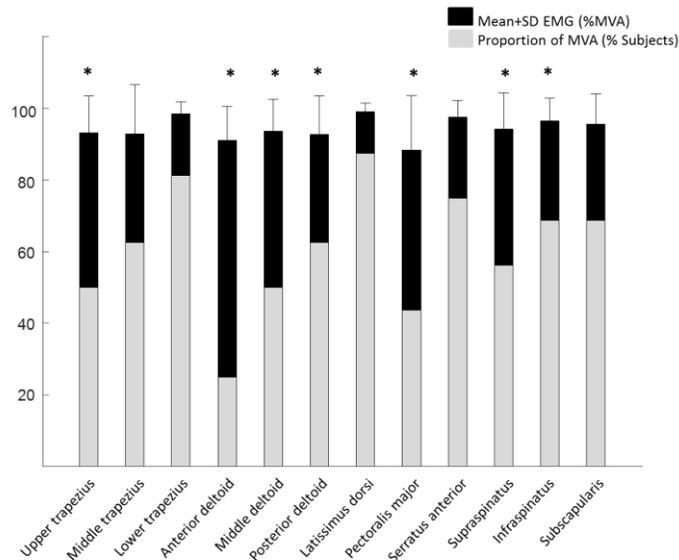


Figure S3. Mean+SD EMG activation levels produced by the optimal combination of seven MVIC tests. Proportion of subjects who obtained MVA are indicated in grey. * indicate activation levels that are significantly different from MVA ($p < 0.05$). The seven MVIC tests included in this combination are: MVIC₂; MVIC₃; MVIC₇; MVIC₁₁; MVIC₁₂; MVIC₁₄; MVIC₁₅.

Combination of 8 MVIC tests

The 8 MVIC tests that produced the greatest EMG activation levels were the “Abduction 90° with the neck side bent” (MVIC₁), “Prone horizontal abduction 90°” (MVIC₂), “Prone elevation”(MVIC₃), “Adduction 90°” (MVIC₇), “Adduction 30°” (MVIC₈), “Lift-Off Test” (MVIC₁₁), “Empty-Can” (MVIC₁₂) and “Flexion 125°” (MVIC₁₅) tests. The EMG activation levels ranged from 91±11% to 99±2% MVA. This combination produced EMG activation levels that were not significantly lower than the MVA for 7 shoulder muscles, namely the middle and lower trapezius, latissimus dorsi, pectoralis major, supraspinatus, infraspinatus and subscapularis. Actual MVA were obtained for 38% to 94% of subjects.

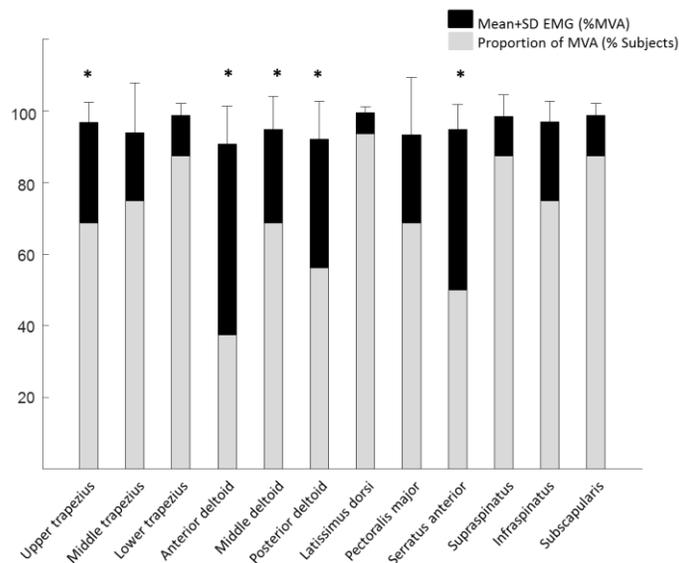


Figure S4. Mean+SD EMG activation levels produced by the optimal combination of eight MVIC tests. Proportion of subjects who obtained MVA are indicated in grey. * indicates activation levels that are significantly different from MVA ($p > 0.05$). The eight

MVIC tests included in this combination are: MVIC₁; MVIC₂; MVIC₃; MVIC₇; MVIC₈;
MVIC₁₁; MVIC₁₂; MVIC₁₅.

Combination of 9 MVIC tests

The 9 MVIC tests that produced the greatest EMG activation levels were the “Abduction 90° with the neck side bent” (MVIC₁), “Prone horizontal abduction 90°” (MVIC₂), “Prone elevation”(MVIC₃), “Adduction 90°” (MVIC₇), “Adduction 30°” (MVIC₈), “Lift-Off Test” (MVIC₁₁), “Empty-Can” (MVIC₁₂), “Palm-Press”, (MVIC₁₄) and “Flexion 125°” (MVIC₁₅) tests. The EMG activation levels ranged from 93±9% to 99±2% MVA. This combination produced EMG activation levels that were not significantly lower than the MVA for 8 shoulder muscles, namely the middle and lower trapezius, latissimus dorsi, pectoralis major, serratus anterior, supraspinatus, infraspinatus and subscapularis. Actual MVA were obtained for 38% to 94% of subjects.

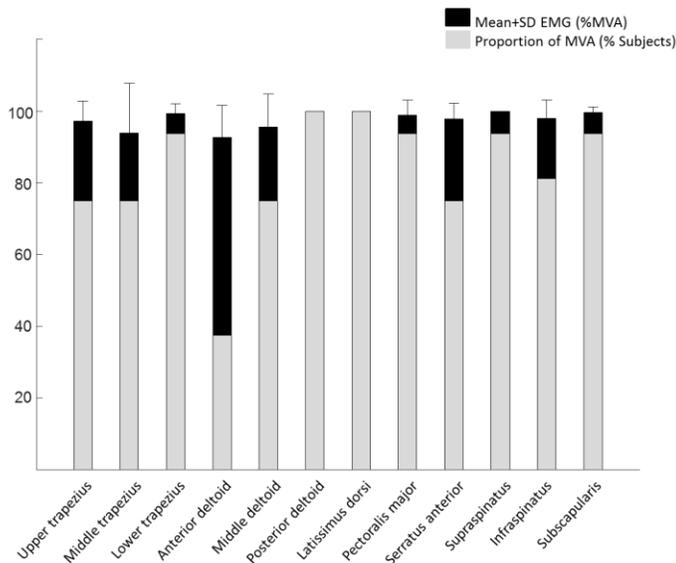


Figure S5. Mean+SD EMG activation levels produced by the optimal combination of nine MVIC tests. Proportion of subjects who obtained MVA are indicated in grey. * indicates activation levels that are significantly different from MVA ($p > 0.05$).

Another possible approach is to find the smallest combination that could produce EMG activation levels that are not significantly different from the MVA for a determined set of muscles. This method was applied to each individual muscle in the study. When applying this method to the twelve muscles simultaneously, nine MVIC tests are identified. The latter are the “Abduction 90° with the neck side bent” (MVIC₁), “Prone horizontal abduction 90°” (MVIC₂), “Prone elevation” (MVIC₃), “Shoulder flexion 90°” (MVIC₄), “Shoulder abduction 90°” (MVIC₅), “Prone extension 90°” (MVIC₆), “Adduction 90°” (MVIC₇), “Adduction 30°” (MVIC₈) and “Flexion 125°” (MVIC₁₅). The EMG activation levels ranged from 92±17% to 99±3% MVA. Actual MVA were obtained for 63% to 88% of subjects.

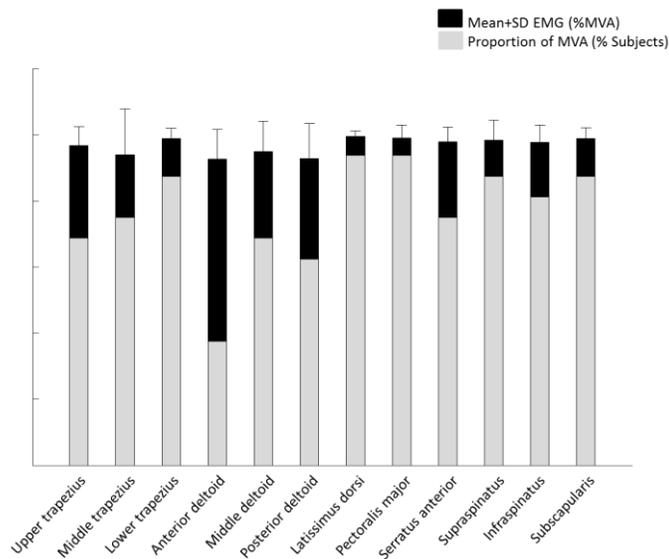


Figure S6. Mean+SD EMG activation levels produced by the optimal combination of nine MVIC tests. Proportion of subjects who obtained MVA are indicated in grey. For all muscles, EMG activation levels are not significantly different from MVA ($p>0.05$). The

nine MVIC tests included in this combination are: MVIC₁; MVIC₂; MVIC₃; MVIC₄; MVIC₅; MVIC₆; MVIC₇; MVIC₈; MVIC₁₅.

Proposition of a graphic user interface

The methods proposed by the present study can be applied to answer various research questions. The latter can serve to identify optimal combinations according to different constraints. For example, one might be interested in finding the minimum number of MVIC tests required to produce reference values for a restrained set of muscles, such as the rotator cuff. Some positions could also be painful or unachievable for individuals with upper limb injuries. Consequently, we created a graphic user interface using Matlab (2014b, the MathWorks, Natic, MA; with Curve Fitting Toolbox (3.5), System Identification Toolbox (9.1), Image Processing Toolbox (9.1), Statistics Toolbox (9.1)). It allows the reader to identify optimal combinations of MVIC tests for different constraints, using the data set obtained from the 16 subjects included in this study. This interface is available at the following website:

<http://www.s2mlab.org/MVICgenerator/MVICgenerator.html>

Description

On the left of the interface, the user can select the muscles for which she/he would like to obtain reference EMG activation levels. She/He is then free to remove any of the 15 MVIC if the latter do not fit her/his experimental setup. When doing so, colour of the MVIC tests that are removed will appear lighter. Finally, the user has the option to select the number of MVIC tests included in the combination.

When selecting the option “Compute”, the interface will propose the combination of the selected number of MVIC tests that produced the greatest EMG activations for the selected muscles, using the selected MVIC tests. These MVIC tests will appear in colour. A description of the MVIC test is provided when the user places her/his cursor over the name of the tests. The mean \pm SD EMG activation levels produced across all subjects using the optimal combination will appear, as well as the results from a student t-test comparing the latter to the MVA. If no significant differences is noted ($p < 0.05$) for a muscle, p-value will be highlighted in green. This indicates that the optimal combination is suitable to produce reference maximum EMG activation levels for this muscle.

The second option, which is termed “Minimize”, is conceived to identify the minimum number of MVIC tests required to produce EMG activation levels that do not differ significantly from the MVA for a subset of muscles. The user must first select the muscles for which she/he wishes to obtain reference EMG activation levels, then click on the “minimize” option. This option will systematically select all 15 MVIC tests, and provide the combination with the smallest number of MVIC. The tests identified will also appear in colour, and the mean \pm SD activation levels produced across all subjects will be presented to the right of the screen.

As the methods used to identify the optimal combinations differ between both options (“compute” and “minimize”), the combinations that the latter propose will be different. The “compute” option will provide the MVIC tests that produced the greatest sum of activation levels across all muscles selected. The total EMG activation values using this combination may be superior to the “minimize” option. However, the combinations

proposed by the latter assure that the EMG activation levels do not differ significantly from the MVA for all selected muscles.

It is important to note that, for each muscle, the greatest EMG activation level obtained across all MVIC tests included in the combination should serve as the reference value to which the EMG signal can be normalized.

2.4 Résultats complémentaires

La section qui suit présente des résultats complémentaires à ceux de l'article. Ceux-ci sont notamment en lien aux premier et cinquième objectifs spécifiques du mémoire. Plus particulièrement, les 15 CVMi dont l'article scientifique fait référence seront analysées séparément afin de confirmer qu'aucune CVMi ne permet d'activer maximalelement un même muscle pour un ensemble de sujets. Deux combinaisons supplémentaires de CVMi y seront proposées ; la première propose le nombre minimum de CVMi nécessaires afin d'activer l'ensemble des 12 muscles d'une épaule à des niveaux qui ne sont pas significativement différent des valeurs d'activation maximales tandis que la deuxième combinaison permet d'activer tous les muscles à un niveau maximal pour l'ensemble des 16 sujets impliqués dans l'étude. Finalement, une interface graphique qui a été développée dans le but d'appliquer les approches statistiques développées dans le cadre de ce mémoire sera décrite.

2.4.1 Comparaison des 15 CVMi

Parmi les nombreuses CVMi qui ont été proposées par la littérature, 15 ont été comprises dans la présente étude. Étant donné que les sections suivantes sont présentées en français, les Tableaux 2.I 2.II 2.III proposent une traduction française du Tableau 1 de l'article scientifique. Ce tableau indique le titre de chaque CVMi, le muscle ciblé et un bref descriptif de celle-ci. Les moyennes et écarts-types des niveaux d'activation produits par chacune des CVMi pour l'ensemble des sujets sont illustrés aux Figures 2.1 et 2.2. Ces valeurs sont exprimées en pourcentage des valeurs d'activation maximales, obtenues sur l'ensemble des 15 CVMi (% VAM). La CVMi qui a produit les plus grandes valeurs d'activation pour chaque muscle est indiquée par une flèche. Les CVMi qui ont produit des niveaux d'activation qui ne sont pas significativement différents de la meilleure CVMi ($p > 0.05$) sont représentées en noir tandis que les valeurs significativement plus petites ($p < 0.05$) apparaissent en gris pâle. La proportion de sujets pour lesquels chaque CVMi a produit une activation maximale est indiquée par des bandes blanches.

Tableau 2.I – Nom, muscle ciblé, position et description des CVMi analysées dans le cadre de l'étude présentée dans ce mémoire

CVMi	Nom du test	Muscle ciblé	Position	Instructions
$CVMi_1$	Abduction à 90° avec flexion latérale du cou	Trapèze supérieur	Assis	Abduction du bras à 90° avec le cou en flexion latérale du même côté, la tête regarde du côté opposé. Le sujet tente d'élever le bras et d'effectuer une extension du cou alors que le bras est retenu au niveau du coude et la tête au niveau de l'os occipital
$CVMi_2$	Abduction latérale à 90° d'élévation	Trapèze moyen	Couché	Abduction latérale de l'épaule avec le bras en rotation externe alors que le sujet est couché sur le ventre. La résistance est appliquée au coude
$CVMi_3$	Élévation en décubitus ventral	Trapèze inférieur	Couché	Élévation du bras au-dessus de la tête en ligne avec les fibres musculaires du trapèze inférieur. La résistance est appliquée au coude
$CVMi_4$	Flexion de l'épaule à 90°	Deltoïde antérieur	Assis	Élévation du bras à 90° dans le plan sagittal, paume vers le sol. La résistance est appliquée au coude
$CVMi_5$	Abduction de l'épaule à 90°	Deltoïde médian	Assis	Élévation du bras à 90° dans le plan frontal, paume vers le sol. La résistance est appliquée au coude
$CVMi_6$	Abduction latérale à 90° en décubitus ventral	Deltoïde postérieur	Couché	Épaule en abduction horizontale à 90° d'élévation, le coude fléchi à 90° avec le pouce qui pointe vers le plafond. La résistance est appliquée au coude

Les quatre tests de normalisation

Parmi les 15 CVMi analysées dans notre étude, les 4 présentées au Tableau 2.III ont été proposées par Boettcher et al. [9] afin d'activer un ensemble de muscles simultanément. La Figure 2.3 présente les niveaux d'activation produits par chacune des quatre CVMi proposées par ces auteurs. Les résultats sont présentés sous le même format que celui utilisé par Boettcher et al. [9]. Prises ensemble, ces quatre CVMi ont permis d'activer les 12 muscles à des niveaux supérieurs à 75% des valeurs d'activation maximales. Plus précisément, l'abduction en « *empty-can* » et la *flexion 125°* ont activé les muscles de la coiffe des rotateurs, les deltoïdes et les trapèzes. La *Rotation interne 90°* et l'adduction en « *palm-press* » ont quant à eux activé le grand dorsal, grand pectoral et dentelé antérieur.

2.4.2 Normaliser 12 muscles simultanément

Le Tableau 2 de l'article scientifique (section 2.3) propose, pour chaque muscle, la combinaison qui comprend le nombre minimal de CVMi afin de produire des niveaux d'activation qui ne sont pas significativement inférieurs aux valeurs d'activation maximales ($p < 0.05$). Au total, 13 CVMi sont comprises dans ce tableau. Plutôt que d'étudier une combinaison spécifique à chaque muscle, nous avons identifié la combinaison comprenant le nombre minimal de CVMi afin d'activer les 12 muscles de l'épaule à un niveau qui n'est pas significativement différent des valeurs d'activation maximales ($p < 0.05$). Cette combinaison comprend 9 CVMi, qui sont *l'abduction 90° avec flexion latérale du cou* ($CVMi_1$), *l'abduction latérale à 90° d'élévation* ($CVMi_2$), *l'élévation en décubitus ventral* ($CVMi_3$), *la flexion de l'épaule à 90°* ($CVMi_4$), *l'abduction de l'épaule à 90°* ($CVMi_5$), *l'extension à 90° en décubitus ventral* ($CVMi_6$), *l'adduction 90°* ($CVMi_7$), *l'adduction 30°* ($CVMi_8$) et *la flexion à 125°* ($CVMi_{15}$). La figure 2.4 illustre la comparaison des niveaux d'activation produits par cette combinaison à ceux obtenus à partir des 13 CVMi présentées dans le Tableau 2 de l'article scientifique. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les valeurs d'activation produites par les deux différentes combinaisons pour chacun des muscles ($p > 0.05$).

Tableau 2.II – Nom, muscle ciblé, position et description des CVMi analysées dans le cadre de l'étude présentée dans ce mémoire (suite)

CVMi	Nom du test	Muscle ciblé	Position	Instructions
$CVMi_7$	Adduction 90°	Grand dorsal	Assis	Adduction du bras à 90° d'élévation, coude fléchi à 90°. La résistance est appliquée au coude
$CVMi_8$	Adduction 30°	Grand pectoral	Assis	Adduction du bras à 30° d'élévation, coude fléchi à 90°. La résistance est appliquée au coude
$CVMi_9$	Abduction à 0°	Supra-épineux	Latéral	Abduction avec le bras le long du corps, sujet en décubitus latéral. La résistance est appliquée au coude
$CVMi_{10}$	Rotation externe à 90°	Infra-épineux	Latéral	Rotation externe du bras à 0° d'élévation avec le sujet en décubitus latéral. La résistance est appliquée au poignet
$CVMi_{11}$	« Lift-off »	Subscapulaire	Couché	Coude fléchi à 90° avec l'avant-bras en contact avec la colonne lombaire. Le sujet tente de décoller la main de son dos par une rotation interne et une extension du bras alors que la résistance est appliquée sur l'avant-bras

Tableau 2.III – Nom, muscle ciblé, position et description des CVMi analysées dans le cadre de l'étude présentée dans ce mémoire (suite)

CVMi	Nom du test	Muscle ciblé	Position	Instructions
$CVMi_{12}$	« Empty-can »	Supra-épineux	Assis	Élévation du bras à 90° dans le plan de la scapula, bras en rotation interne. La résistance est appliquée au poignet
$CVMi_{13}$	Rotation interne à 90°	Grand dorsal	Assis	Rotation interne du bras à 90° d'abduction avec le coude fléchi à 90°. La résistance est appliquée sous la main
$CVMi_{14}$	« Palm-press »	Grand pectoral	Assis	Bras à l'horizontale, coudes légèrement fléchis et paumes jointes, le sujet colle ses paumes le plus serrées possibles
$CVMi_{15}$	« Flexion 125° »	Grand dentelé	Assis	Flexion de l'épaule à 125° d'élévation. La résistance est appliquée à la scapula et au coude

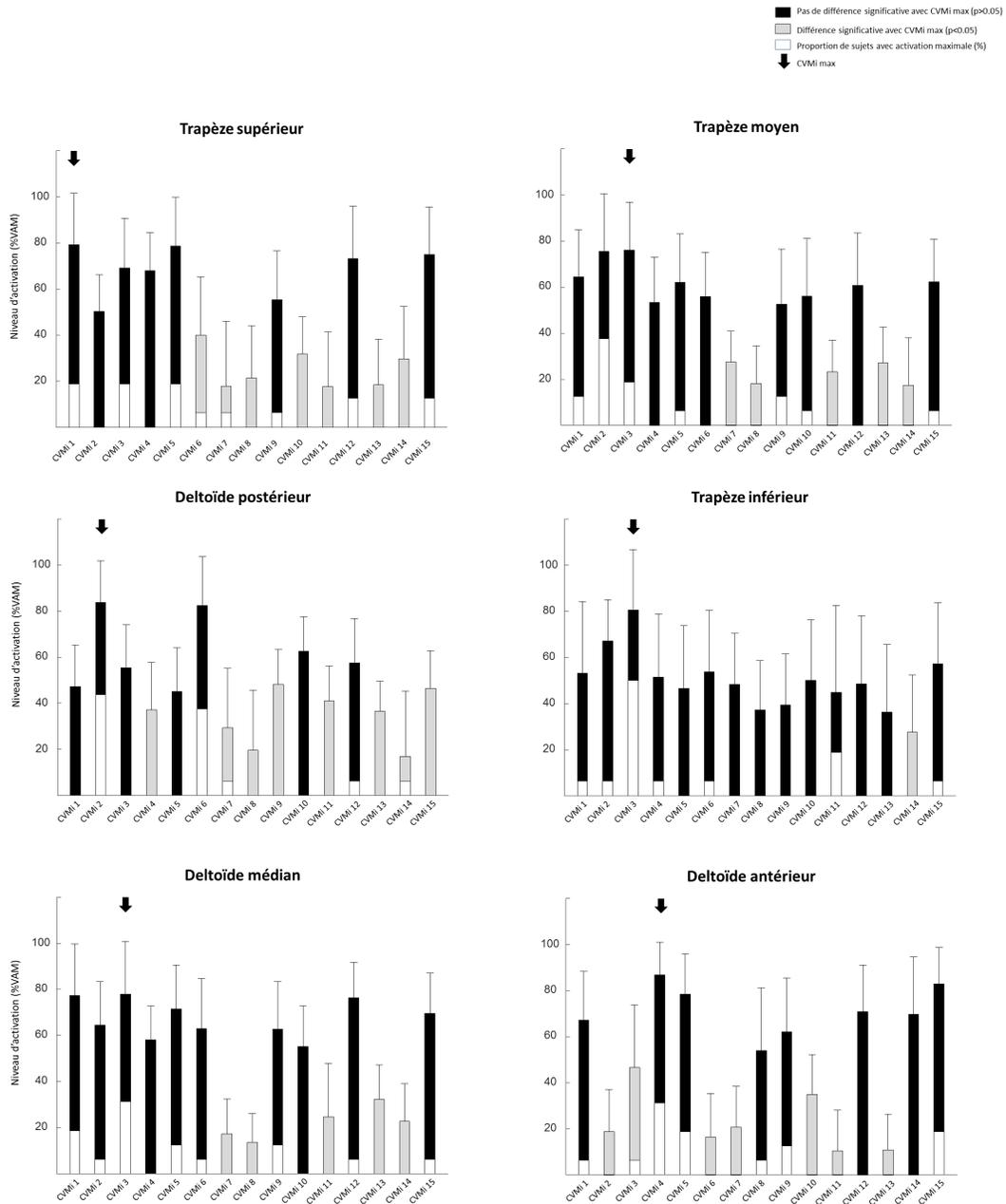


Figure 2.1 – Moyennes et écarts types des niveaux d'activation obtenus avec les 15 CVMi pour chaque muscle, ainsi que le pourcentage de sujets pour lesquels chaque CVMi a produit des valeurs d'activation maximales.

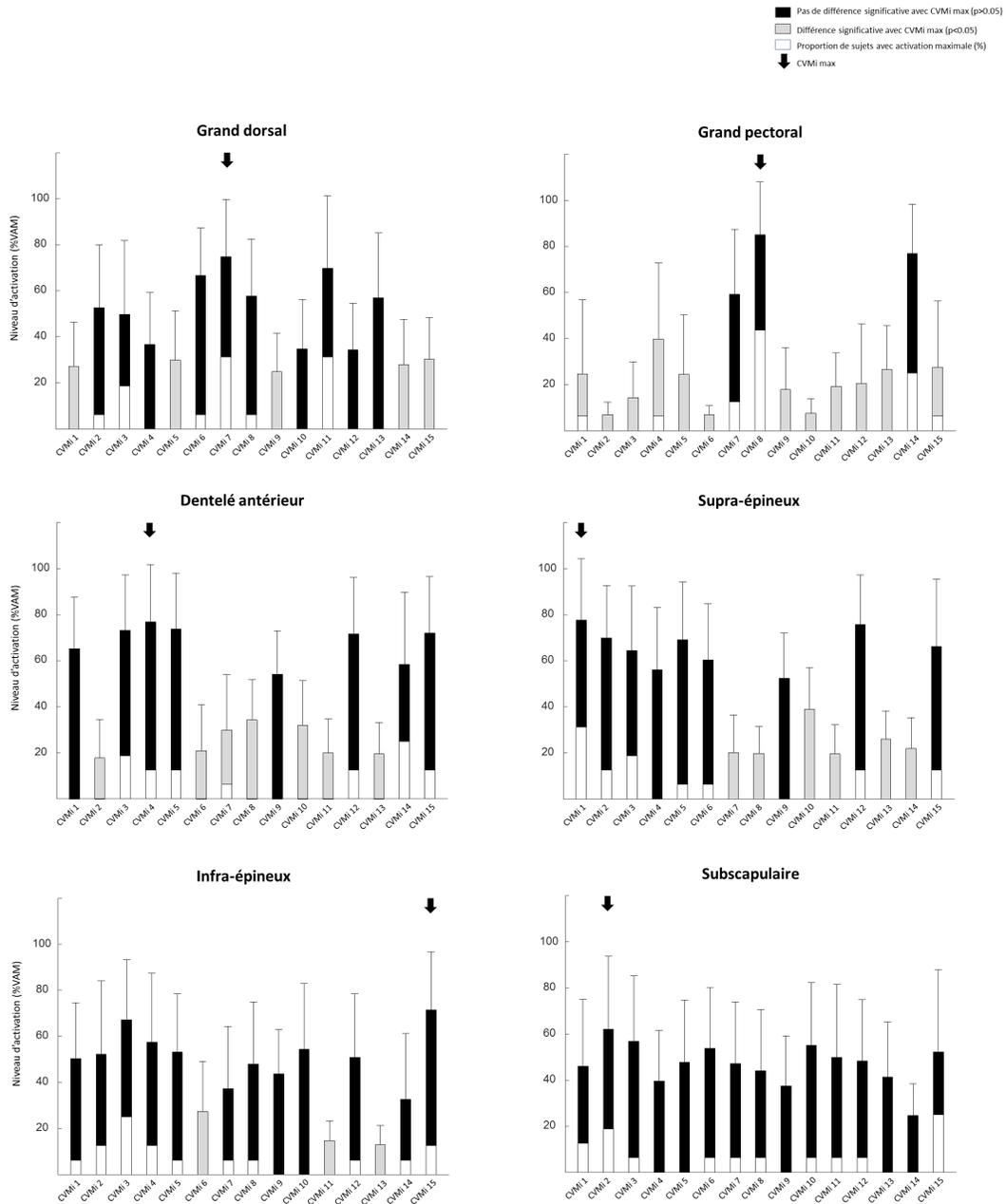


Figure 2.2 – Moyennes et écarts types des niveaux d'activation obtenus avec les 15 CVMi pour chaque muscle, ainsi que le pourcentage de sujets pour lesquels chaque CVMi a produit des valeurs d'activation maximales (suite).

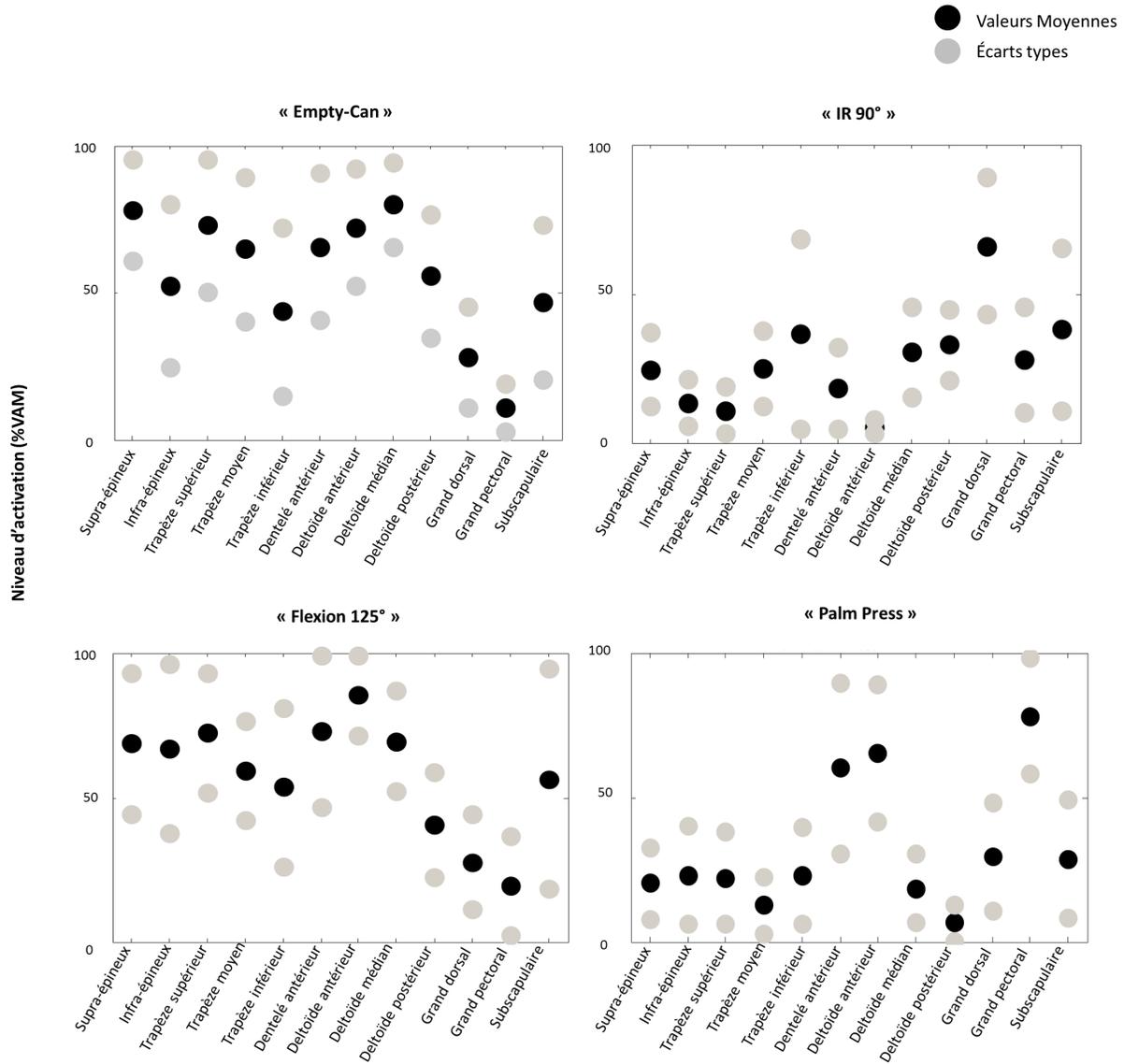


Figure 2.3 – Moyennes et écarts types des niveaux d’activation obtenus avec les 4 CVMi proposées par Boettcher et al. [9]. Note : Le format correspond à celui de l’article de [9] pour faciliter la comparaison

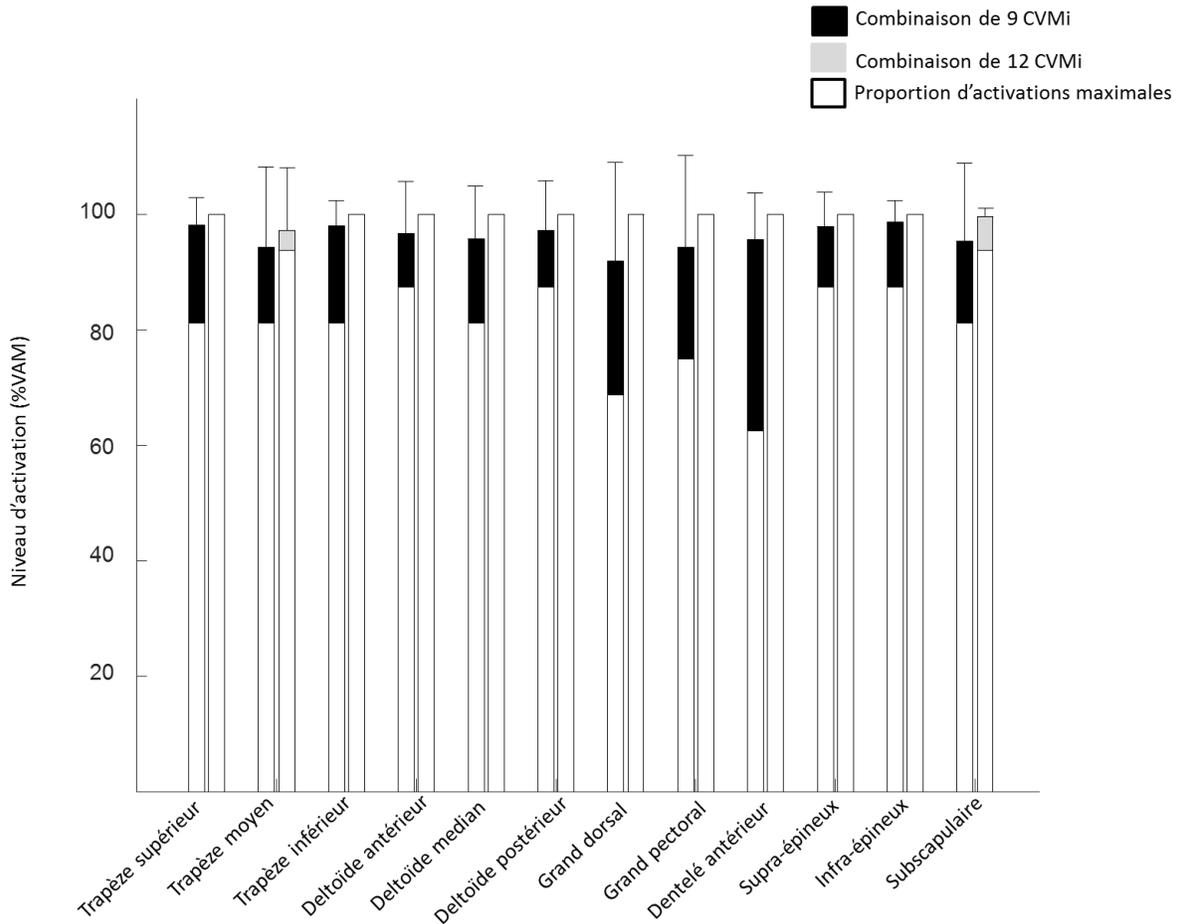


Figure 2.4 – Moyennes et écarts types des niveaux d’activation obtenus avec la combinaison comprenant le nombre minimum de CVMi afin d’activer les 12 muscles à un niveau qui n’est pas significativement différent des valeurs d’activation maximales (noir) et en combinant les 13 CVMi proposées dans le Tableau 2 de l’article scientifique (gris). Le pourcentage de sujets pour lesquels une activation maximale a été obtenue sont indiqués par les bandes blanches. Note : Lorsqu’il y a uniquement une bande blanche, une activation maximale a été obtenue pour 100% des sujets. De ce fait, le niveau d’activation moyen est de 100% et l’écart-type de 0%.

Tableau 2.IV – Combinaisons de taille minimale afin d’obtenir des valeurs d’activation maximales pour tous les sujets.

Muscles	Nombre de CVMi	Combinaison optimale de CVMi
Deltoïde postérieur	5	{2 6 7 12 14}
Grand dorsal	6	{2 3 6 7 8 11}
Grand pectoral	6	{1 4 7 8 14 15}
Trapèze moyen	7	{1 2 3 5 9 10 15}
Trapèze inférieur	7	{1 2 3 4 6 11 15}
Supra-épineux	7	{1 2 3 5 6 12 15}
Deltoïde antérieur	7	{1 3 4 5 8 9 15}
Dentelé antérieur	7	{3 4 5 7 12 14 15}
Trapèze supérieur	8	{1 3 5 6 7 9 12 15}
Deltoïde médian	8	{1 2 3 5 6 9 12 15}
Infra-épineux	10	{1 2 3 4 5 7 8 12 14 15}
Subscapulaire	10	{1 2 3 6 7 8 10 11 12 15}

2.4.3 Activer un même muscle pour tous les sujets

Aucune des combinaisons proposées jusqu’à maintenant ont permis d’activer un même muscle pour 100% des sujets. Le Tableau 2.IV indique les combinaisons qui comprennent le plus petit nombre de CVMi afin d’activer un même muscle à un niveau maximal pour tous les sujets. Ces combinaisons comprennent entre 5 et 10 CVMi. Des 15 CVMi qui ont été comparées dans cette étude, la seule CVMi qui a activé aucun muscle maximale est la *rotation interne 90°*. Les autres 14 CVMi sont requises afin de produire des valeurs d’activation maximales pour les 12 muscles des 16 sujets.

2.4.4 Présentation d’une interface graphique

Les combinaisons présentées dans l’article scientifique répondent à deux problématiques spécifiques. Or, les approches qui ont été développées dans le cadre de ce mémoire offrent une piste de solution afin d’identifier des combinaisons optimales qui répondent à différents critères spécifiques. Dans le but d’accroître la portée de nos résultats à diverses applications cliniques et scientifiques, nous avons développé une interface graphique qui permet à l’utilisateur d’appliquer les deux approches qui ont été développées dans le cadre de notre étude. L’utilisateur peut y sé-

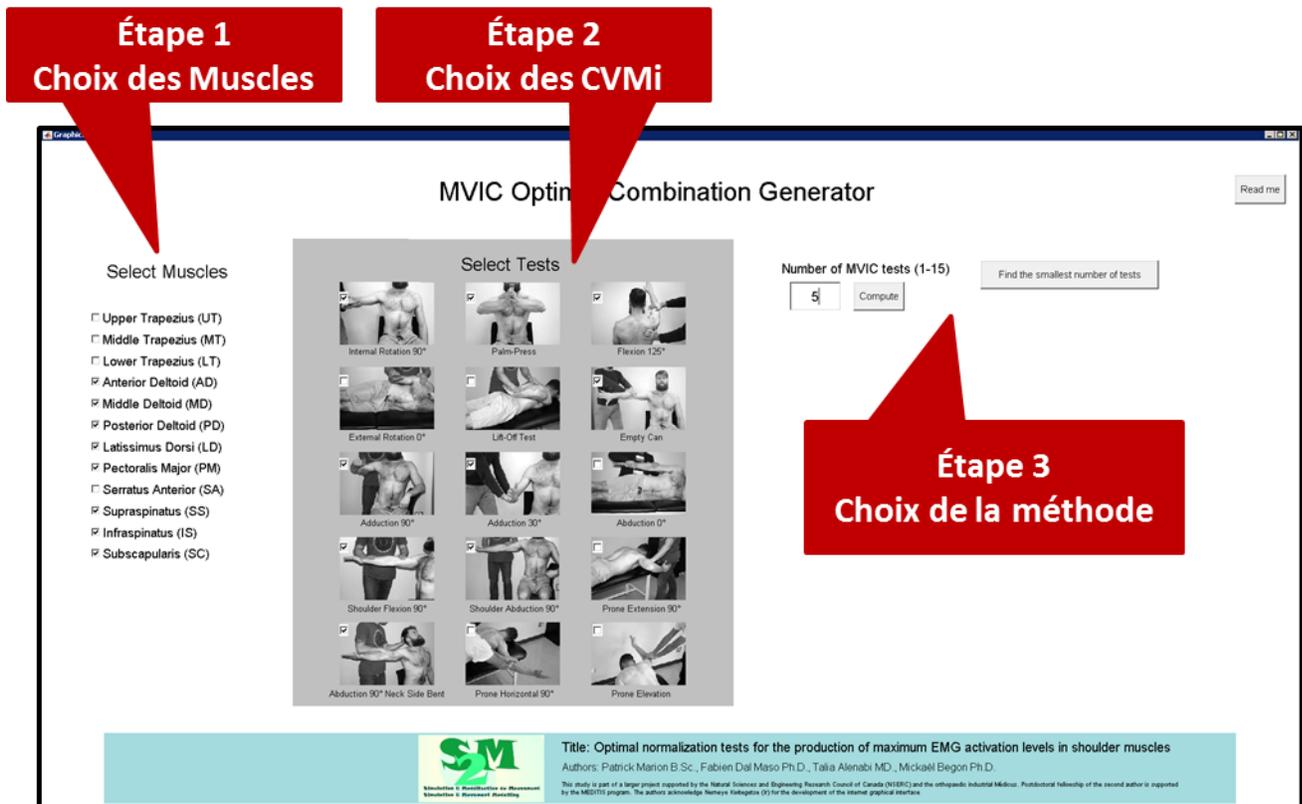


Figure 2.5 – Représentation de l’interface graphique et des trois étapes à suivre afin d’identifier la combinaison optimale qui répond aux paramètres définis par l’utilisateur

lectionner les CVMi et les muscles de son choix afin de trouver des combinaisons qui conviennent à son contexte expérimental ou clinique. L’interface a été développée avec Matlab (2014b, the MathWorks, Natic, MA) en utilisant les « toolbox » *Curve Fitting (3.5)*, *System Identification (9.1)*, *Image Processing (9.1)* et *Statistics (9.1)*. Cette interface est mise à la disposition du lecteur au site web suivant : <http://www.s2mlab.org/MVICgenerator/MVICgenerator.html>. Un exécutable est aussi téléchargeable pour les utilisateurs qui ne disposent pas du logiciel Matlab. L’utilisation de l’interface graphique se fait en trois étapes. Chacune permet de définir les paramètres que doit respecter la combinaison optimale. Ces étapes sont illustrées à la Figure 2.5, et détaillées ci-dessous.

Étape 1 : Choix des muscles – Tout d’abord, l’utilisateur doit choisir les muscles qu’il désire analyser (Figure 2.5). Par défaut, ceux-ci sont tous sélectionnés. À titre d’exemple, un

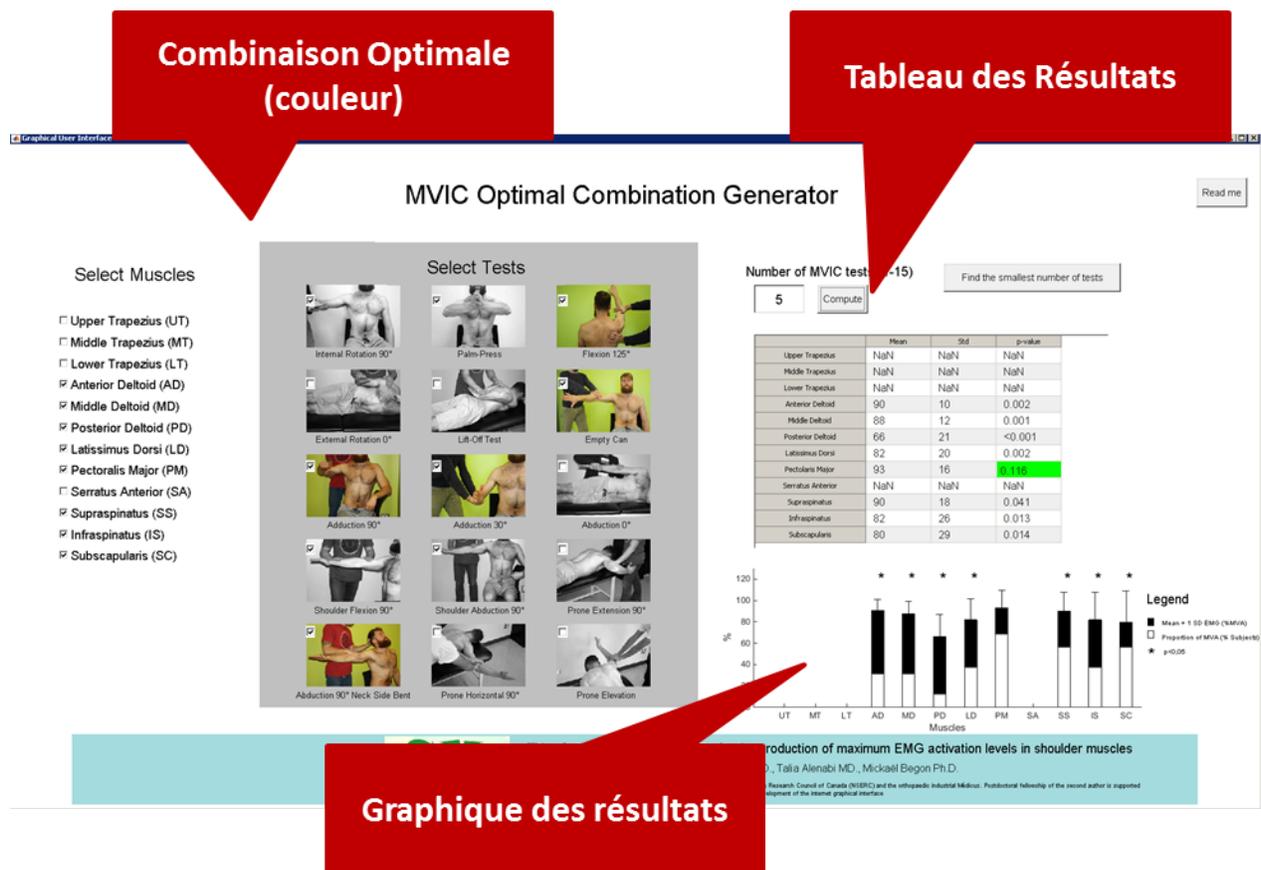


Figure 2.6 – Présentation des résultats

chercheur qui désire étudier l'activité des muscles qui mobilisent l'humérus doit choisir de ne conserver que les trois deltoïdes, le grand dorsal, le grand pectoral et les trois muscles de la coiffe des rotateurs. Pour se faire, il doit décocher les cases qui correspondent aux muscles autres muscles.

Étape 2 : Choix des CVMi – L'utilisateur doit ensuite sélectionner les CVMi qui conviennent à son étude (Figure 2.5). Une brève description de chacune apparaît lorsque le curseur est placé au-dessus de leur nom. Reprenons l'exemple du chercheur qui désire normaliser les muscles qui agissent à l'articulation gléno-humérale. Si ce dernier ne dispose pas de table de physiothérapie, il peut choisir de désélectionner les CVMi effectuées en position couchée afin que la combinaison optimale n'inclue que des efforts au cours desquels le sujet est assis.

Étape 3 : Choix de la méthode – Finalement, l'utilisateur doit choisir l'approche qu'il désire utiliser afin de trouver la combinaison optimale (Figure 2.5). Deux options s'offrent à lui :

- La première approche compare systématiquement toutes les combinaisons qui comprennent nombre fixe de CVMi afin de proposer celle qui a produit les plus grands niveaux d'activation pour l'ensemble des muscles. Le nombre de CVMi comprises dans la combinaison doit être entré dans la case prévue à cet effet avant de cliquer sur le bouton « Compute ».
- La seconde approche, elle, propose la combinaison qui contient le nombre minimum de CVMi afin de produire des niveaux d'activation qui ne diffèrent pas significativement des valeurs d'activation maximales. Puisque certaines CVMi sont essentielles afin d'obtenir des valeurs d'activation significatives pour certains muscles, cette option exige que les 15 CVMi soient sélectionnées. Cette approche est exécutée en sélectionnant l'option « Minimize number of tests ».

Résultats – Une fois la méthode sélectionnée, l'interface génère la combinaison optimale qui correspond aux paramètres définis par l'utilisateur. Les CVMi comprises dans cette combinaison sont identifiées en couleur. Un tableau apparaît à la droite de l'interface (Figure 2.6) indiquant pour chaque muscle les moyennes et écarts types des niveaux d'activation produits par la combinaison. Ceux-ci sont exprimés en pourcentage des valeurs d'activation maximales. La dernière colonne de ce tableau indique la valeur p d'un *test-t* de Student qui compare pour chaque muscle les niveaux d'activation produits par la combinaison optimale aux valeurs d'activation maximales. Lorsque la combinaison permet d'activer un muscle à un niveau qui n'est pas significativement différent des valeurs d'activation maximales ($p > 0.05$), la case de la valeur p apparaît en surbrillance (vert). Lorsque la seconde approche est sélectionnée, tous les muscles auront été activés à des niveaux qui ne sont pas significativement inférieurs aux valeurs d'activation maximales. Sous ce tableau se trouve un graphique qui illustre les moyennes et écarts types des niveaux d'activation ainsi que le pourcentage de sujets qui ont obtenu des valeurs d'activation maximales pour chaque muscle. Les muscles pour lesquels les niveaux d'activation sont significativement inférieurs aux valeurs d'activation maximales sont identifiés par un astérisque.

Exemple de l'interface

Première approche : combinaison à taille fixe – Reprenons le cas du chercheur qui désire analyser l'activité des 8 muscles qui mobilisent l'articulation gléno-humérale. Disons que ce dernier désire inclure 5 CVMi dans son protocole. Il doit entrer ce chiffre dans la case « Number of MVIC tests », et appuyer sur le bouton « Compute » tel qu'indiqué à la Figure 2.6. Le logiciel compare systématiquement toutes les combinaisons de 5 CVMi afin d'identifier celle qui produit les plus grands niveaux d'activation pour l'ensemble des muscles sélectionnés. Dans le cas présent, la combinaison optimale de 5 CVMi, qui exclue les efforts en position couchée et qui permet d'obtenir les niveaux d'activation les plus élevés pour l'ensemble des 8 muscles qui mobilisent l'humérus est présentée à la Figure 2.6. Cette combinaison comprend l'*abduction à 90° avec flexion latérale du cou*, l'*adduction à 90°*, l'*adduction à 30°*, l'*abduction en « empty-can »* et la *flexion 125°*. Les résultats présentés à droite de l'interface (Figure 2.6) indiquent que chaque muscle a été activé à un niveau compris entre 66 et 90% des valeurs d'activation maximales. Pour tous les muscles à l'exception du grand pectoral, la combinaison optimale a produit des niveaux d'activation qui étaient significativement plus petits que les valeurs d'activation maximales, tel que signalé par les astérisques.

Deuxième approche : minimiser le nombre de CVMi – Afin d'obtenir des niveaux d'activation qui ne diffèrent pas significativement des valeurs maximales d'activation pour chacun des 8 muscles, le chercheur peut sélectionner la seconde approche : « Find the smallest number of tests ». Le logiciel proposera la combinaison qui comprend le plus petit nombre de CVMi nécessaires à la normalisation des muscles sélectionnés. Rappelons que dans sa configuration actuelle cette approche ne peut exclure aucune des 15 CVMi. Dans le cas présent, 9 efforts sont requis afin d'activer les 8 muscles qui mobilisent l'humérus à des niveaux qui ne sont pas significativement différents des valeurs d'activation maximales (Figure 2.7).

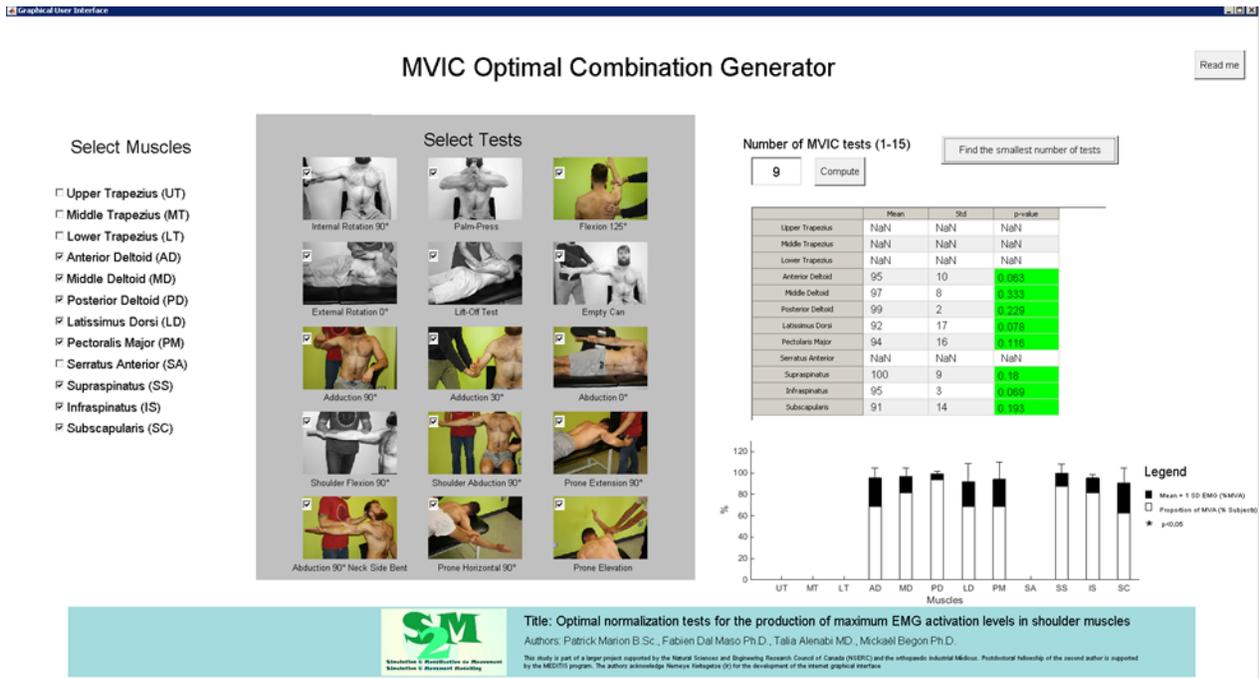


Figure 2.7 – Combinaison obtenue en appliquant la seconde méthode, qui consiste à minimiser le nombre de CVMi nécessaires afin de produire des niveaux d’activation qui ne sont pas significativement différents des valeurs d’activation maximales pour chaque muscle

Comparaison des deux approches

Les solutions obtenues à partir des deux approches ne sont pas nécessairement identiques. Dans l’exemple précédent, une combinaison de 9 CVMi a été identifiée afin de produire des niveaux d’activation qui ne sont pas significativement plus petits que les valeurs d’activation maximales. Or, lorsque la première approche est utilisée afin de trouver la combinaison optimale de 9 CVMi (Figure 2.8), la solution proposée par le logiciel ne contient pas les mêmes CVMi (Tableau 2.V). Cette combinaison a produit des niveaux d’activation qui sont significativement plus faibles que les valeurs d’activation maximales pour le deltoïde antérieur et le deltoïde médian ($p < 0.05$). Les valeurs d’activation produites à partir des deux approches sont comparés à la Figure 2.9. Bien que la première approche ait activé maximale le deltoïde postérieur et le grand dorsal pour l’ensemble des sujets, aucune différence significative n’a été identifiée entre les niveaux d’activation produits des combinaisons identifiées à partir des deux approches ($p > 0.05$).

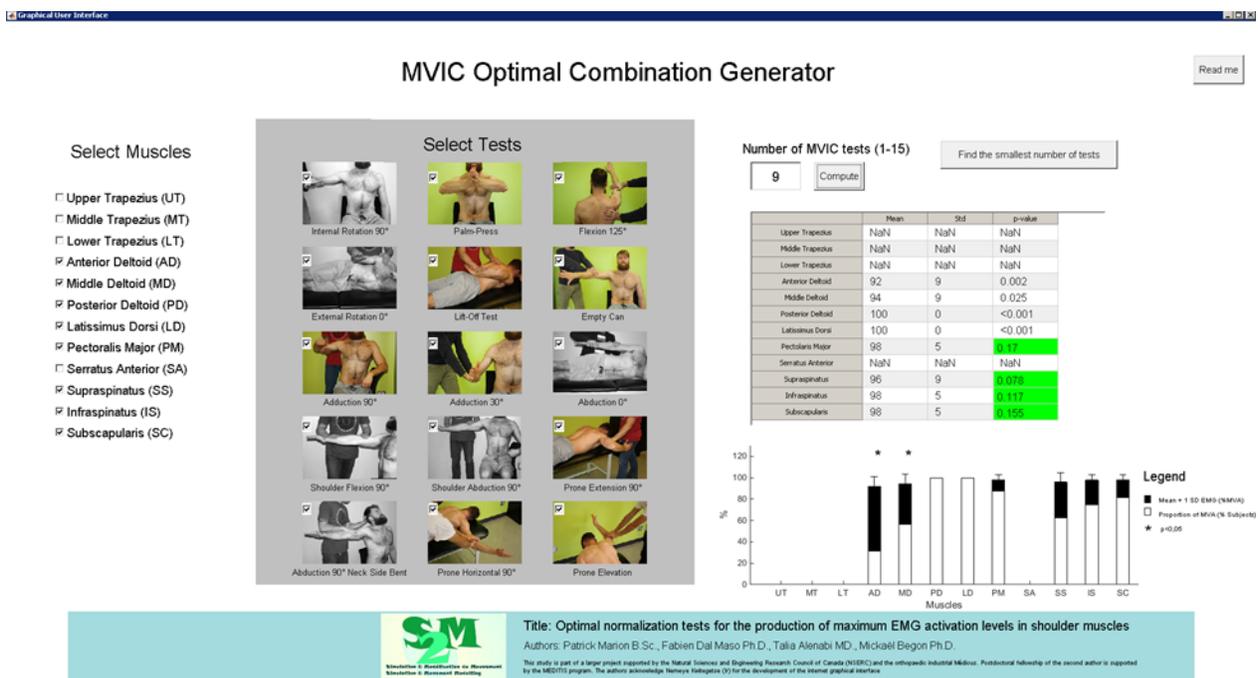


Figure 2.8 – Combinaison obtenue en appliquant la première méthode, qui tente d’identifier la combinaison de 9 CVMi qui produit les plus grands niveaux d’activation pour l’ensemble des muscles sélectionnés

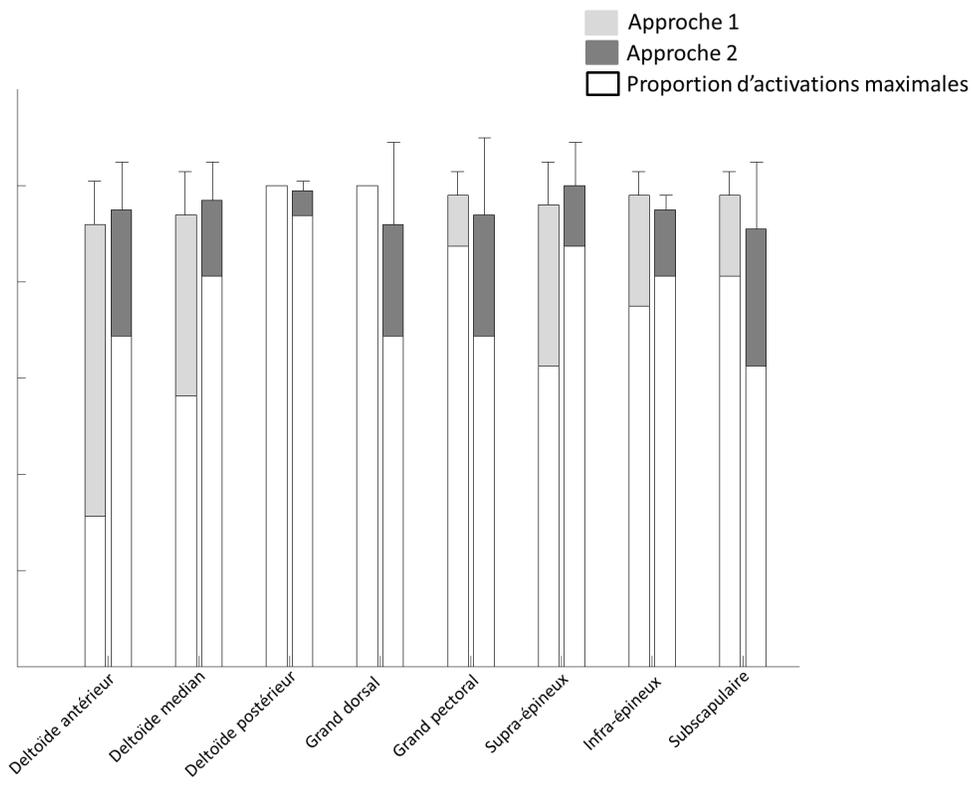


Figure 2.9 – Comparaison des niveaux d’activation produits à partir des combinaisons de 9 CVMi proposées par les deux approches développées dans le cadre de ce mémoire pour les muscles qui mobilisent l’humérus. La proportion de sujets pour lesquels les combinaisons ont produit des valeurs d’activation maximales sont indiquées en blanc

Tableau 2.V – Comparaison des deux combinaisons de 9 CVMi produites à partir de chacune des deux approches

Configuration des électrodes	test ta mere
$CVMi_1$: Abduction à 90° avec flexion latérale du cou	$CVMi_2$: Abduction latérale à 90° d'élévation
$CVMi_2$: Abduction latérale à 90° d'élévation	$CVMi_3$: Élévation en décubitus ventral
$CVMi_3$: Élévation en décubitus ventral	$CVMi_6$: Abduction latérale à 90° en décubitus ventral
$CVMi_5$: Abduction de l'épaule à 90°	$CVMi_7$: Adduction 90°
$CVMi_6$: Abduction latérale à 90° en décubitus ventral	$CVMi_8$: Adduction 30°
$CVMi_7$: Adduction 90°	$CVMi_{11}$: « Lift-off »
$CVMi_8$: Adduction 30°	$CVMi_{12}$: « Empty-can »
$CVMi_9$: Abduction à 0°	$CVMi_{14}$: « Palm-press
$CVMi_{15}$: « Flexion 125° »	$CVMi_{15}$: « Flexion 125° »

CHAPITRE 3

DISCUSSION

L'objectif de ce mémoire était d'apporter des nouvelles recommandations pour la normalisation des signaux EMG des muscles de l'épaule. Plus précisément, l'ouvrage apporte des solutions qui visent à minimiser le nombre de contractions volontaires maximales isométriques (CVMi) nécessaires afin de produire des valeurs d'activation représentatives de la capacité maximale. L'article présenté dans le cadre de ce mémoire adresse deux approches afin de répondre à cet objectif (section 2.3). En premier lieu, nous avons cherché la combinaison optimale de quatre CVMi qui permet de produire les plus grandes valeurs d'activation pour 12 muscles simultanément. En second lieu, des combinaisons optimales ont été proposées pour des sous-ensembles de muscles. Chacune comprenait le plus petit nombre de CVMi nécessaires afin de produire des valeurs d'activation qui ne sont pas significativement plus faibles que les véritables valeurs d'activation maximales des 16 sujets. Les sections qui suivent discutent de la portée des résultats en lien avec les objectifs de ce mémoire. Ce chapitre débute avec une discussion approfondie des résultats qui ont été présentés dans le cadre de l'article scientifique. Les résultats complémentaires seront ensuite discutés, avec une emphase sur l'application clinique et scientifique d'une interface graphique que nous avons développé afin de répondre à différentes questions en lien avec l'objectif principal de notre étude. La dernière section de cette discussion porte sur les limites de l'étude, et propose des pistes pour les futures études.

3.1 Éléments d'importance de l'article scientifique

L'article scientifique introduit la problématique d'une absence de consensus concernant les CVMi qui sont requises pour la normalisation des signaux EMG de l'épaule. Étant donné la redondance du système musculosquelettique, aucune des nombreuses CVMi proposées dans la littérature a permis d'activer maximalelement le même muscle pour un ensemble de sujets [9, 27, 47, 58, 59]. Une solution proposée afin de tenir compte de la variabilité inter-individuelle du patron moteur a été de normaliser le signal EMG par rapport à la plus grande valeur d'acti-

vation obtenue à partir d'une combinaison de CVMi [9, 47, 59, 66]. Puisque les CVMi requièrent un effort maximal, leur nombre doit être limité [27, 69]. En effet, la réalisation d'un trop grand nombre de CVMi risque d'induire des inconforts et de la fatigue musculaire [149]. Boettcher et al. [9] ont émis des recommandations afin de minimiser le nombre de CVMi nécessaires à la normalisation de 12 muscles de l'épaule. Ils ont proposé 4 CVMi qui ont activé ces muscles de manière significative, soient *l'abduction « empty-can »*, *la rotation interne à 90°*, *l'adduction « palm-press »* et *la flexion 125°*. Notre critique principale de ce travail est que les auteurs n'ont pas comparé les niveaux d'activation produits par les 4 CVMi aux valeurs maximales obtenues sur l'ensemble des efforts. Nos résultats ont démontré que les 4 CVMi recommandées par Boettcher et al. [9] sous-estiment systématiquement les valeurs d'activation maximales. Pour chaque muscle, les plus grands niveaux d'activation produit par l'ensemble des CVMi proposées par Boettcher et al. [9] étaient significativement plus petits que les valeurs d'activation maximales obtenues sur l'ensemble des 15 CVMi. De nombreuses études ont eu recours à cette combinaison pour normaliser l'activité EMG de plusieurs muscles de l'épaule [8, 121, 123, 150]. Nos résultats suggèrent que les valeurs de référence par rapport auxquelles le signal a été normalisé risquent de sous-estimer la capacité maximale de la majorité des sujets. Les interprétations du contrôle moteur qui ont été avancées par ces études devraient être considérées avec prudence. Cette analyse témoigne de l'intérêt clinique de trouver une combinaison de CVMi qui permette de produire des valeurs d'activation qui sont plus représentatives de la capacité maximale de chaque individu.

Plutôt que d'analyser les CVMi individuellement tel que proposé par Boettcher et al. [9], notre étude propose une approche novatrice afin d'identifier la combinaison optimale de quatre CVMi. Cette approche consiste à comparer tous les ensembles qui peuvent être formés à partir des 15 CVMi que nous avons répertoriées dans la littérature [9, 16, 27, 34, 36, 47, 54, 85, 138, 145], tels que :

$$C_{n=15,r=4} = \frac{n!}{r!(n-r)!}, \text{ où } n \geq r$$

, où nous cherchons toutes les combinaisons C de $r = 4$ CVMi qui peuvent être formées à partir des $n=15$ CVMi comprises dans notre étude. Au total, 1 364 combinaisons ont été formées. Pour chaque combinaison $C_{n,r}$, nous avons comparé le plus grand niveau d'activation produit par les 4 CVMi à la valeur d'activation maximale, obtenue sur l'ensemble des 15 CVMi. Cette opération

peut être formulée comme suit :

$$\min(C_{n,4}^*) = \sum_{m=1}^{12} \sum_{s=1}^{16} (VAM_{m,s} - X_{m,s}) \quad (3.1)$$

où nous cherchons C^* , la combinaison de quatre tests qui permet de minimiser la somme des erreurs entre VAM , soit la valeur d'activation maximale obtenue sur l'ensemble des 15 CVMi et (X) , la plus grande valeur d'activation produite par les quatre CVMi incluses dans chaque combinaison $C_{n,4}$, $C_{n,4} \subseteq n = 15$ pour chaque muscle m et chaque sujet s . Finalement, ce calcul a permis d'identifier la combinaison optimale, soit celle qui a activé simultanément les 12 muscles de l'épaule à un plus grand niveau que toute autre combinaison de 4 CVMi.

Nous avons comparé les valeurs d'activation obtenues à partir de cette méthode à celles produites par les 4 CVMi recommandées par Boettcher et al. [9]. La combinaison identifiée dans le cadre de notre étude a activé le trapèze moyen, le trapèze inférieur, le deltoïde postérieur et l'infra-épineux à un niveau significativement plus élevé que la combinaison de Boettcher et al. [9]. En fait, cette combinaison a activé les 12 muscles de l'épaule à un niveau supérieur à celui produit par 1 363 autres combinaisons de taille identique. En dépit de ces résultats favorables, les niveaux d'activation demeurent significativement plus faibles que les valeurs d'activation maximales obtenues à partir des 15 CVMi. Ces résultats suggèrent que 4 CVMi sont insuffisantes afin de produire des valeurs de référence pour autant de muscles. Bien qu'il soit important de limiter le nombre d'efforts maximaux afin d'éviter la fatigue neuromusculaire, nos résultats mettent en garde contre l'utilisation d'un trop petit nombre de CVMi. Le nombre de CVMi requises afin de surmonter la variabilité inter-individuelle des patrons moteurs et d'éviter les risques de sous-estimer les efforts maximaux pour 12 muscles est supérieur à 4.

Dans l'optique de réduire les efforts nécessaires à la normalisation des signaux EMG des muscles de l'épaule, la première solution a identifié une combinaison avec un nombre fixe de CVMi qui permet de produire les plus grandes valeurs d'activation musculaires. Cette combinaison a maximisé l'ensemble des valeurs d'activation, sans tenir compte des muscles pour lesquels ces valeurs ont été produites. Par conséquent, de nombreux muscles ont été activés à un niveau significativement inférieur aux valeurs d'activation maximales. Plutôt que de chercher un nombre fixe de CVMi, la seconde approche consiste à identifier les combinaisons incluant le plus petit

nombre de CVMi requises afin de produire des niveaux d'activation qui ne sont pas significativement inférieurs aux valeurs d'activation maximales, obtenues à partir des 15 CVMi. Une preuve de concept de cette méthode a été présentée dans l'article scientifique (section 2.3). Expressément, nous avons rapporté une combinaison propre à chaque muscle. Nos résultats confirment qu'un seul effort n'est pas suffisant afin d'activer maximalelement un même muscle chez un ensemble de sujets [9, 47, 59, 85]. Entre 2 et 5 CVMi ont été nécessaires afin d'activer chaque muscle à un niveau qui n'est pas significativement différent des valeurs d'activation maximales pour les 16 sujets. Le Tableau 2 de l'article scientifique suggère que 12 différentes CVMi sont nécessaires afin d'activer tous les muscles étudiés à des niveaux qui ne sont pas significativement différents de leur maximum. Ce nombre correspond au triple des CVMi initialement proposées par Boettcher et al. [9]. Or, nos résultats ont démontré qu'autant d'efforts sont nécessaires afin d'assurer que les signaux EMG soient représentatifs de la capacité musculaire propre à chaque individu.

3.2 Éléments d'importance des résultats complémentaires

Cette section discute de résultats qui dépassent la portée de l'article, mais qui sont en lien avec l'objectif principal de ce mémoire. En premier lieu, les niveaux d'activation produits par chacune des CVMi seront comparés à ceux qui ont été rapportés dans la littérature. Cette étape permet de mettre en évidence la ressemblance des résultats, et de justifier la pertinence des méthodes proposées afin d'améliorer l'interprétation des signaux EMG. Ensuite, les combinaisons optimales identifiées afin de produire des niveaux d'activation qui ne sont pas significativement différents des valeurs d'activation maximales pour l'ensemble des 12 muscles de l'épaule seront analysées. Nous discuterons ensuite de la pertinence de l'interface graphique qui permet d'appliquer les approches développées dans le cadre de ce mémoire afin de répondre à une variété de problématiques autres que celles présentées dans l'article scientifique. Comme cette interface graphique est disponible en ligne, chaque expérimentateur a la liberté de l'utiliser pour déterminer la combinaison optimale de CVMi qui respecte les contraintes liées au contexte de l'étude.

3.2.1 Comparaison des résultats avec la littérature

La revue de littérature (chapitre 1) a mis en évidence le manque de consensus concernant la normalisation des signaux EMG de l'épaule. Une variété de CVMi a été utilisée afin de produire des valeurs de référence pour la normalisation de chaque muscle de l'épaule. Parmi celles-ci, nous en avons retenu 15, qui ont préalablement été comparées à de nombreuses autres CVMi dans le cadre d'études antérieures [16, 27, 34, 36, 47, 54, 85, 138, 145]. Les valeurs d'activation obtenues avec chacune de ces CVMi ont été présentées à la section 2.4.1. Celles-ci sont exprimées en pourcentage des valeurs d'activation maximales obtenues sur l'ensemble des 15 CVMi.

Pour chaque muscle, la CVMi qui a produit les plus grandes valeurs d'activation a été identifiée par une flèche. Certaines de ces CVMi diffèrent des recommandations au Tableau 2.I. Notamment l'*élévation en décubitus ventral*, proposée par Ekstrom et al. [47] pour la normalisation du trapèze inférieur [47], qui a produit les plus grandes valeurs d'activation pour les muscles trapèze moyen et deltoïde antérieur. L'*abduction latérale à 90°*, la *flexion à 90°*, l'*abduction à 90° avec flexion latérale du cou*, la *flexion à 125°* étaient initialement recommandées respectivement pour les muscles trapèze moyen, deltoïde antérieur, trapèze supérieur, grand dentelé et trapèze inférieur [34, 36, 47, 138]. Dans notre étude, ces CVMi ont respectivement produit les plus grandes valeurs d'activation pour les muscles subscapulaire, deltoïde postérieur, grand dentelé, supra-épineux et infra-épineux. Toutefois, aucune différence significative n'a été notée entre les valeurs d'activation produites par les CVMi identifiées dans le cadre de notre étude et celles recommandées au Tableau 2.I.

De nombreuses CVMi ont produit des niveaux d'activation qui ne sont pas significativement différents pour chaque muscle. Par exemple, les chefs antérieur et médian du deltoïde ont été activés de manière significative par l'*abduction et la flexion à 90°*. Ces résultats appuient ceux de Chopp et al. [27], qui ont observé des niveaux d'activation similaires pour les deux chefs du deltoïde lors d'élévations à 90° dans les plans sagittal, scapulaire et frontal [27]. Les auteurs ont rapporté une forte corrélation entre le niveau d'activation musculaire et la direction de l'effort, tandis que la position dans laquelle cet effort était exercé semblait avoir peu d'influence sur l'amplitude du signal EMG [27, 85]. Conformément, nous avons observé une activité similaire

des deux chefs du deltoïde à des angles d'élévation intermédiaires, notamment lors de l'*abduction* à 0° et de la *flexion* à 125° . Par ailleurs, certains muscles mobilisent le membre supérieur dans plus d'un plan. À titre d'exemple, les muscles du trapèze sont responsables du positionnement de la scapula dans les trois plans anatomiques [124]. Ils permettent la *bascule arrière*, la *rotation latérale* et la *rétraction* de la scapula [47, 100], visibles respectivement dans les plans sagittal, frontal et transverse. Nous avons noté une importante activation de ces muscles lors de CVMi impliquant des efforts en flexion, abduction et abduction latérale. Ces résultats donnent un aperçu de la variété de tâches dans lesquelles chaque muscle de l'épaule peut être impliqué. Leur niveau d'activation varie selon le patron moteur de différents individus [26].

Certaines CVMi ont activé plusieurs muscles simultanément. À titre d'exemple, l'*abduction* à 90° avec *flexion latérale du cou*, la *flexion de l'épaule* à 90° , l'*abduction* à 90° , l'abduction en « *empty-can* » et la *flexion* 125° ont activé les trois chefs du trapèze, des deltoïdes et les trois muscles de la coiffe des rotateurs à des niveaux qui n'étaient pas significativement plus faibles que les valeurs d'activation produites par les meilleures CVMi pour chacun de ces muscles. Ces résultats sont en accord avec ceux de Kelly et al. [85] et de Boettcher et al. [9], à l'exception du muscle infra-épineux. Plus précisément, les deux études ont rapporté que les abductions activaient ce muscle à des niveaux plus faibles que les rotations externes [9, 85]. Bien que les deltoïdes soient les principaux élévateurs du bras [156], la contribution d'un ensemble de muscles est nécessaire afin d'assurer la stabilité du membre supérieur lors d'élévations du bras [60]. Notamment, les trois trapèzes et le grand dentelé sont responsables de positionner de la scapula dans une configuration qui permet d'optimiser la force du membre supérieur tout en maintenant l'intégrité structurelle de ce dernier [91, 124]. Les muscles de la coiffe des rotateurs, quant à eux, sont essentiels afin de stabiliser la tête humérale dans la fosse glénoïde [75]. Ces muscles doivent contrer les forces translatoires exercées par les muscles plus volumineux qui agissent à l'articulation glénohumérale, dont la traction supérieure des deltoïdes lors d'élévations du bras [119]. En plus des mouvements en élévation, les trois CVMi qui ont produit des niveaux d'activation significatifs pour le grand dorsal et le grand pectoral ont considérablement activé le muscle infra-épineux. Ces observations sont en accord avec celles de Wattanaprakornkul et al. [151], qui ont rapporté une grande activation du muscle infra-épineux lors d'adductions de l'humérus. Les auteurs ont

suggéré qu'un tel mécanisme était nécessaire afin de contrer les forces antérieures produites par le grand pectoral. Les adductions à 90° et à 30° d'élévation ont chacune activé le grand dorsal et le grand pectoral à des niveaux statistiquement indissociables. Chopp et al. [27] ont observé des résultats semblables pour le grand pectoral lors d'adductions à 90° et 45° d'élévation, tandis que Boettcher et al. [9] ont rapporté que les efforts en rotation interne produisaient la plus grande activation du grand dorsal. Bien que la différence n'était pas significative, nous avons observé des plus grandes valeurs d'activation du grand dorsal avec l'*adduction à 90° d'élévation* que la *rotation interne à 90°*. L'*adduction à 90° d'élévation* a d'ailleurs été proposée par Brookham et al. [16] pour la normalisation des signaux EMG du grand dorsal. Nos résultats témoignent de l'action synergique des muscles de l'épaule, dont plusieurs ont été recrutés simultanément lors d'un même effort [60, 144].

Boettcher et al. [9] ont proposé 4 CVMi afin d'activer 12 muscles simultanément. Ces 4 CVMi ont été comparées à une combinaison qui a été identifiée à partir d'une approche novatrice présentée dans l'article scientifique (section 2.3). Afin que cette comparaison soit admissible, les niveaux d'activation obtenus à partir des 4 CVMi proposées par Boettcher et al. [9] doivent être semblables à ceux qui ont été obtenus dans le cadre de leur étude. La Figure 2.3 a illustré les moyennes et écarts-types des niveaux d'activation obtenus avec ces 4 CVMi de la même manière que l'étude de Boettcher et al. [9] afin que le lecteur puisse facilement constater la ressemblance avec notre étude. Malgré que ces 4 CVMi n'ont pas été comparées aux mêmes 15 efforts, les pourcentages d'activation que ces efforts ont produit dans le cadre de notre étude sont semblables à ceux rapportés par Boettcher et al. [9].

Prises individuellement, aucune des 15 CVMi a activé un même muscle maximale pour plus de 40% des sujets. Pour chaque muscle, nous avons identifié la plus grande valeur d'activation obtenue sur l'ensemble des 15 CVMi. Celles-ci étaient significativement plus grandes que les valeurs d'activation produites par chaque CVMi spécifique ($p < 0.05$). L'utilisation d'une seule CVMi, même parmi celles recommandées par Boettcher et al. [9], a tendance à sous-estimer la capacité maximale de chaque individu. Lorsque l'activité EMG n'est pas normalisée par rapport aux véritables valeurs d'activation maximales, l'interprétation de l'effort relatif de certains muscles risque d'être erronée [19]. Nos résultats témoignent de l'importance d'utiliser une com-

binaison de CVMi afin de produire des valeurs de référence pour la normalisation des muscles de l'épaule.

3.2.2 Normaliser 12 muscles simultanément

Les résultats présentés dans le Tableau 2 de l'article scientifique suggèrent qu'au total, 13 CVMi sont nécessaires afin de produire des niveaux d'activation qui sont représentatifs de la capacité maximale de chaque muscle. Certaines CVMi sont comprises dans plus d'une combinaison spécifique à chaque muscle. Tel est le cas de l'*élévation en décubitus ventral* ($CVMi_3$), qui a été incluse dans les combinaisons spécifiques aux trois muscles du trapèze, grand dentelé et aux trois muscles de la coiffe des rotateurs. Cette redondance suggère que le nombre de contractions nécessaire afin de normaliser plus d'un muscle serait inférieur à la somme des efforts compris dans chaque combinaison. Afin de tester cette hypothèse, nous avons identifié la combinaison qui comprend le nombre minimal de CVMi requises pour activer chacun des 12 muscles à un niveau qui n'est pas significativement différent de l'activation maximale (section 2.4.2). Cette combinaison comprend 9 CVMi, soit 4 de moins que le Tableau 2 de l'article scientifique. La combinaison optimale exclue notamment l'*adduction à 0°* ($CVMi_9$), l'*extension « lift-off »* ($CVMi_{11}$), l'*abduction « empty-can »* ($CVMi_{12}$) et l'*adduction « palm-press »* ($CVMi_{14}$). Le niveau d'activation sollicité par chacune de ces CVMi n'était pas significativement différent à celui des 9 CVMi comprises dans la combinaison optimale (Figures 2.1 et 2.2). Les niveaux d'activation obtenus à partir de ces deux combinaisons sont comparés à la Figure 2.4. Bien que la combinaison de 12 CVMi ait produit des valeurs d'activation maximales pour un plus grand nombre de sujets, ces niveaux d'activation n'étaient pas significativement différents de la combinaison de 9 CVMi ($p > 0.05$). Conséquemment, 9 CVMi sont suffisantes afin de normaliser l'activité EMG de 12 muscles de l'épaule.

Obtenir des VAM pour tous les sujets

Aucune des combinaisons proposées par l'article ou l'interface graphique a produit des valeurs d'activation maximales pour tous les sujets. Des combinaisons de plus grandes tailles sont nécessaires pour assurer une telle précision. Nous avons identifié le nombre minimal de CVMi

nécessaires afin d'activer maximalelement chaque muscle pour 100% des sujets. Ces combinaisons sont présentées dans le Tableau 2.IV. Alors que 2 à 5 CVMi ont été nécessaires afin d'activer significativement chacun des 12 muscles, entre 5 et 10 CVMi sont requises pour produire des valeurs d'activation maximales pour l'ensemble des sujets. Ce sont les muscles infra-épineux et subscapulaire qui ont nécessité le plus grand nombre d'efforts. Dix CVMi ont été requises afin que chacun de ces muscles soit activé maximalelement pour tous les sujets. Parmi celles-ci se trouvent des efforts en flexion, extension, abduction, abduction latérale, adduction et adduction latérale. Les bras de leviers des muscles infra-épineux et subscapulaire permettent respectivement la rotation externe et interne de l'humérus [76]. Or, l'action concertée des muscles de la coiffe des rotateurs assure la stabilité de l'articulation gléno-humérale lorsque des efforts sont effectués dans différentes directions [75, 77, 143]. D'autres muscles ont aussi été activé maximalelement par des efforts effectués dans des directions contraires à leur ligne d'action. Le grand dorsal et le grand pectoral, qui sont les principaux adducteurs de l'humérus, ont été activés maximalelement par des efforts en abduction et en abduction latérale, tandis que le deltoïde postérieur et le deltoïde antérieur, qui sont les principaux abducteurs de l'humérus, ont nécessité des efforts en adduction afin de produire des niveaux d'activation maximaux chez certains sujets. Ces résultats peuvent être expliqués en partie par le « crosstalk » de muscles antagonistes dont l'activation est susceptible d'amplifier le signal EMG de certains muscles avoisinants sans que ceux-ci n'aient été sollicités de manière maximale. Une autre explication pour la variété d'efforts qui ont produit des valeurs d'activation maximales pour certains muscles est que la stabilité de l'épaule est gérée par l'action concertée de nombreux muscles [76]. La co-contraction de muscles qui produisent une action antagoniste à la direction de l'effort sont nécessaires afin de respecter l'équilibre statique de l'épaule et d'optimiser le bras de levier des muscles agonistes [88] lors d'efforts isométriques.

Au total, 14 des 15 CVMi sont nécessaires afin d'activer maximalelement l'ensemble des muscles pour tous les sujets. Les valeurs d'activation produites par ces 14 CVMi ne sont cependant pas significativement plus grandes que celles produites par la combinaison optimale de 9 CVMi. Lorsque les valeurs d'activation ont été extraites d'une même CVMi à deux sessions différentes, Seitz and Uhl [135] ont rapporté des erreurs type de mesure de plus de 20% des valeurs d'activation maximales pour les muscles scapulo-thoraciques. Ces résultats suggèrent que les CVMi qui ont produit des valeurs d'activation maximales lors de notre étude produiront possiblement un

niveau d'activation moins élevé lors d'une nouvelle session. Plutôt que de chercher à activer les muscles de tous les sujets à un niveau maximal, nous jugeons plus convenable d'utiliser des combinaisons comprenant un plus petit nombre de CVMi et qui produisent une erreur d'estimation convenable. Nos résultats démontrent que les valeurs d'activation produites par les combinaisons obtenues à partir des deux approches développées dans ce mémoire sont représentatives de la capacité maximale d'un ensemble d'individus. Celles-ci peuvent donc être utilisées afin de normaliser les signaux EMG des muscles de l'épaule.

3.2.3 Intérêt de l'interface graphique

Ce mémoire vise à minimiser le nombre de CVMi nécessaires afin de produire des valeurs d'activation qui sont représentatives de la capacité maximale d'un ensemble d'individus. Deux approches ont été introduites dans l'article scientifique. Chacune a permis de répondre à un objectif spécifique. La première approche consiste à analyser systématiquement toutes les combinaisons possibles d'un nombre fixe de CVMi. Cette solution a permis de trouver la combinaison optimale de 4 CVMi afin d'activer 12 muscles simultanément. La seconde approche consiste à trouver des combinaisons d'un nombre minimum de CVMi afin de produire des niveaux d'activation qui ne sont pas significativement différents des valeurs d'activation maximales. Cette approche a permis d'identifier le nombre minimal de CVMi requis pour normaliser chacun des muscles. Des combinaisons alternatives peuvent cependant être plus convenable face à certaines conditions particulières. De nombreuses conditions particulières peuvent cependant bénéficier de combinaisons alternatives. Par exemple, certaines des 15 CVMi comprises dans l'article ne conviennent pas à tous les individus. L'article fait mention des populations souffrant du *syndrome d'accrochage*, un trouble musculo-squelettique souvent accompagné d'une sensation de douleur lorsque le membre supérieur est élevé à plus de 90° [99, 103, 109, 129]. Parmi les 15 CVMi comprises dans l'article, l'*élévation en décubitus ventral* et la *flexion 125°* sont effectuées avec le membre supérieur à plus de 90° d'élévation. Des combinaisons alternatives excluant ces deux CVMi seraient nécessaires afin de normaliser l'activité musculaire chez les individus symptomatiques [80]. Aussi, certains chercheurs s'intéressent parfois à des sous-ensembles de muscles. Par exemple, les muscles du trapèze ont une implication importante dans le syndrome d'accrochage [26, 33, 90]. Des combinaisons optimales dédiées spécifiquement à la normalisation de ce groupe de muscles seraient

bénéfiques aux chercheurs qui s'intéressent uniquement à ce groupe particulier de muscles. Afin d'offrir une solution pour ces cas et de nombreuses autres problématiques, nous avons développé une interface graphique qui a été mise à la disposition du lecteur. Cette interface permet d'identifier les combinaisons optimales de CVMi qui répondent à des critères définis par l'utilisateur. Ce dernier peut réduire le nombre de muscles qu'il désire analyser, omettre certains efforts et choisir parmi les deux approches développées dans le cadre de ce mémoire afin de proposer la combinaison optimale de CVMi.

3.2.4 Comparaison des deux méthodes

Les deux approches qui ont été développées dans le cadre de ce mémoire ne sont pas homologues. Conséquemment, chacune ne propose pas nécessairement la même solution face à une problématique particulière. Afin d'illustrer cette particularité, la section 2.9 utilise l'interface graphique pour comparer deux combinaisons de taille identique qui ont été identifiées à partir des deux approches. L'objectif commun de ces deux combinaisons était de produire des valeurs de référence pour 8 muscles qui mobilisent l'humérus. Parmi les 9 CVMi comprises dans chacune des combinaisons, 3 n'étaient pas communes aux deux. Comme il a été mentionné à la section 3.1, la première approche cherche à maximiser la somme des valeurs d'activation sans tenir compte du muscle pour lequel celles-ci sont obtenues. La combinaison identifiée par cette approche a activé maximale le deltoïde postérieur et le grand dorsal pour tous les sujets. Toutefois, ces résultats ont été obtenus au détriment du deltoïde antérieur et du deltoïde médian, pour lesquels les valeurs d'activation maximales ont été sous-estimées (Figure 2.8). La seconde méthode, quant à elle, a identifié une combinaison qui a permis d'activer chaque muscle à des niveaux qui ne sont pas significativement différents des valeurs d'activation maximales. Bien que les niveaux d'activation obtenus à partir des deux différentes approches ne soient pas significativement différents, l'option « find minimum number of tests » permet de réduire les risques de sous-estimer les niveaux d'activation maximaux d'un muscle. Cette méthode requiert actuellement que l'utilisateur ait la possibilité d'effectuer chacune des 15 CVMi. Dans le cas contraire, la première méthode demeure utile afin de proposer des combinaisons alternatives, qui sont parfois plus adaptées à certaines particularités expérimentales et cliniques.

3.3 Limites de l'étude

Avant de conclure ce mémoire, le lecteur est invité à prendre connaissances des limites de cette étude. Notamment, les limites statistiques des méthodes, le type d'électrodes utilisées afin d'enregistrer l'activité des muscles superficiels et le nombre de CVMi analysées sont d'importants facteurs à considérer dans l'interprétation des résultats.

3.3.1 Erreur de type II

Dans le cadre de notre étude, nous avons comparé les niveaux d'activation produits par les combinaisons optimales aux valeurs d'activation maximales par des *test-t* de Student ($\alpha = 0.05$). Nous avons émi l'hypothèse nulle que les plus grandes valeurs d'activation produites par les combinaisons optimales avaient une moyenne de 100% des valeurs d'activation maximales et une distribution normale. Une erreur de type II se produit lorsqu'on accepte l'hypothèse nulle alors qu'en réalité celle-ci est fausse. La taille de l'échantillon et la variabilité de celui-ci sont des facteurs qui favorisent une erreur de type II. Plus la taille de l'échantillon est petite et/ou plus ce dernier possède une grande variabilité, plus les différences doivent être larges afin d'être significatives [52]. En conséquence, ce n'est pas parce que les niveaux d'activation produits par les combinaisons optimales ne sont pas significativement plus faibles que les valeurs d'activation maximales qu'ils y sont nécessairement semblables.

Notre étude a été menée sur un échantillon de 16 sujets. La taille de notre échantillon est similaire à celle d'autres études ayant employé des méthodes d'analyse statistique semblables [1, 16, 25, 27, 58, 85, 114]. La moyenne des niveaux d'activation produits par la combinaison optimale de 9 CVMi pour l'ensemble des muscles est de 96 ± 10 % des valeurs maximales. Nous jugeons que celles-ci sont suffisamment élevées pour être représentatives de l'effort maximal d'un ensemble d'individus. Nous reconnaissons cependant que la validité des combinaisons que nous proposons pourrait être renforcée si les méthodes étaient testées sur un plus grand échantillon de sujets. L'avantage de notre interface graphique est que le nombre de sujets peut être augmenté au fil du temps, ce qui permet d'améliorer la puissance statistique des méthodes statistiques qu'elle emploie.

3.3.2 Électrodes de surface VS. intra-musculaires

Certains muscles de l'épaule possèdent une faible épaisseur et sont impliqués dans des mouvements de grande amplitude. Tel est le cas des muscles du trapèze, du grand dentelé et du grand dorsal [47]. Étant donné la proximité de ces muscles avec la surface cutanée, nous avons utilisé des électrodes de surface afin d'enregistrer l'activité de ces muscles. Ce type d'électrode possède un grand volume de détection et le signal EMG peut être particulièrement sensible au « crosstalk » des muscles voisins et au déplacement des électrodes sur la peau [39]. Un modèle théorique développé par Fuglevand et al. [55] a démontré que plus de 90% du signal EMG provient d'une profondeur inférieure à 12 mm. Ce volume de détection est généralement plus petit que la somme des épaisseurs des muscles superficiels et de la surface cutanée qui les recouvre [47]. Malgré tout, les muscles sont d'excellents conducteurs et il se peut que certains potentiels électriques générés par les muscles sous-jacents se soient propagés jusqu'aux électrodes de surface [42]. L'activité EMG enregistrée à certains muscles peut donc avoir été « contaminée » par le signal électrique généré par les muscles voisins. Les électrodes intra-musculaires sont généralement moins sensibles au « crosstalk » [95]. Cependant, le signal EMG enregistré par celles-ci est représentatif d'un petit bassin de fibres musculaires, tandis que les électrodes de surface permettent une appréciation plus globale de l'activité musculaire [34]. De plus, la nature isométrique des tâches impliquées dans notre étude limite les déplacements des unités motrices par rapport à leur surface de détection. Par conséquent, nous jugeons qu'il est raisonnable d'utiliser des électrodes de surface afin de mesurer l'activité EMG des muscles du trapèze, grand dentelé ainsi que du grand dorsal.

Trois paires d'électrodes intra-musculaires ont été utilisées dans notre étude. L'insertion de celles-ci nécessite des procédures invasives, et nous avons choisi de limiter leur application aux muscles de la coiffe des rotateurs, qui ne peuvent pas être enregistrés par EMG de surface. Kato et al. [81] ont rapporté que le muscle infra-épineux était composé de deux parties. La partie supérieure débute directement sous l'épine scapulaire et s'étend jusqu'à 13 mm plus bas [81]. Celle-ci partage une innervation commune avec le muscle supra-épineux. La partie supérieure du muscle infra-épineux a une activation agoniste à celle du supra-épineux, tandis que la partie inférieure participe d'avantage aux rotations externes de l'humérus [72]. Dans le cadre de notre étude, les électrodes ont été insérées dans l'infra-épineux selon les recommandations de Perotto

and Delagi [117], c'est-à-dire à une distance de deux doigts sous l'épine scapulaire. La partie du muscle infra-épineux se trouvant à ce site risque de varier en fonction de la morphologie de chaque individu. Ainsi, nous avons possiblement enregistré différentes parties du muscle infra-épineux chez certains sujets. Cette hypothèse permettrait d'expliquer la variabilité du signal EMG obtenu pour ce muscle, ainsi que l'échec des tests statistiques à identifier des différences significatives entre les efforts en élévation et en rotation externe.

3.3.3 Nombre limité de CVMi

Tel qu'illustré à la section 1.6, chaque muscle de l'épaule peut contribuer à de nombreux efforts dans différents plans et différentes positions [144]. Certaines CVMi qui sont susceptibles de solliciter une importante activité EMG n'ont pas été incluses dans notre étude. Dans le but de limiter la durée et les efforts requis lors de notre protocole de recherche, nous nous sommes limités à 15 CVMi répertoriées dans la littérature. La capacité de chacune de ces CVMi à solliciter une importante activité neuromusculaire a été validée par des études rigoureuses qui ont été approuvées par la communauté scientifique. Toutefois, les CVMi spécifiques à un muscle sont plus susceptibles de produire des valeurs EMG élevées pour l'ensemble du groupe musculaire auquel il appartient [27]. À titre d'exemple, les CVMi pour les trois chefs du muscle deltoïde impliquent des efforts en élévation de l'épaule. Chacune de ces CVMi a davantage de chances d'activer chacun des deltoïdes que le grand pectoral et le grand dorsal, qui sont respectivement les principaux responsables de l'adduction et de l'extension à l'épaule. Suivant cette optique, le petit nombre de CVMi nécessaire à la normalisation de certains muscles pourrait s'expliquer en partie par la plus petite quantité de CVMi ayant le potentiel d'activer ceux-ci.

3.3.4 Fatigue neuromusculaire

Le nombre de CVMi impliquées dans notre étude a été circonscrit afin de limiter la quantité d'efforts auxquels ont été soumis les sujets. La durée moyenne du protocole expérimental - comprenant la préparation de la surface cutanée, la pose des électrodes, un échauffement adéquat et un minimum de 30 contractions maximales espacées d'un repos de 30 à 60 secondes, tel que proposé par Boettcher et al. [9] - était d'une durée moyenne de 120 minutes. Cette étude a pu

s'avérer éprouvante physiquement pour certains sujets. Bien que la fatigue musculaire n'a pas été mesurée dans notre étude, nous ne pouvons écarter la possibilité que certains signaux EMG aient été affectés par celle-ci, surtout au cours des derniers efforts du protocole. En présence de fatigue, l'amplitude du signal EMG sera plus élevée pour un effort similaire [49]. Afin d'atténuer l'impact de la fatigue sur l'analyse des résultats, les CVMi ont été effectuées en suivant un ordre aléatoire; celui-ci variait d'un sujet à l'autre. Nous reconnaissons malgré tout que les valeurs EMG obtenues lors de certaines CVMi ont possiblement été amplifiées par l'effet de la fatigue. Il est cependant très difficile de quantifier l'apport exact de la fatigue à l'amplitude du signal EMG.

CHAPITRE 4

CONCLUSION

L'objectif de mon projet de maîtrise en *M. Sc. Sciences de l'activité physique* était d'émettre des recommandations concernant les contractions volontaires maximales isométriques (CVMi) afin de normaliser l'activité électromyographique (EMG) des muscles de l'épaule. En effet, bien qu'elles soient les plus pratiques afin de produire des valeurs de référence, aucune CVMi proposée dans la littérature ne peut activer maximalelement un même muscle pour un ensemble de sujets. De ce fait, le signal EMG n'est pas représentatif de l'effort musculaire lorsqu'il est normalisé en suivant les consignes actuelles. Ce mémoire devait fournir des recommandations qui permettent d'obtenir des niveaux d'activation qui sont représentatifs de la capacité maximale d'un ensemble d'individus, tout en minimisant le nombre d'efforts nécessaires afin d'obtenir de telles valeurs de référence.

Les objectifs spécifiques étaient (1) de vérifier qu'aucune des CVMi préalablement sélectionnées par une revue de littérature ne puisse activer maximalelement un même muscle pour un ensemble de sujets. (2) Nous voulions développer deux approches statistiques afin de réduire les risques de sous-estimer les niveaux d'activation maximaux. L'application de ces approches devait permettre de (3) trouver une combinaison de 4 CVMi qui puisse produire les plus grandes valeurs d'activation pour 12 muscles et (4) d'identifier le nombre minimal de CVMi nécessaires afin de produire des niveaux d'activation qui sont représentatifs de l'effort maximal d'un ensemble de sujets. Finalement, (5) une interface graphique devait être proposée afin d'identifier les combinaisons optimales de CVMi qui respectent une variété de paramètres afin d'émettre des lignes directrices pour les expérimentateurs qui désirent normaliser le signal EMG des muscles de l'épaule.

L'activité de 12 muscles a été mesurée chez 16 sujets sains alors que ceux-ci ont effectué 15 CVMi dans des positions différentes. Les niveaux d'activation produits par chacune de ces CVMi étaient similaires à ceux rapportés dans la littérature. Prise individuellement, la CVMi qui a produit les plus grands niveaux d'activation pour chaque muscle a sous-estimé les efforts maximaux de 13% à 37%. En effet, chaque muscle a été activé maximalelement pour seulement 13%

à 50% des sujets. Nous pouvons conclure qu'une seule CVMi est insuffisante afin de fournir des valeurs de référence pour la normalisation du signal EMG des muscles de l'épaule. Ces résultats confirment l'hypothèse associée à notre premier objectif. Ceci renforce les conclusions d'études antérieures et s'explique par la variabilité inter-individuelle du patron moteur [9, 47, 58, 85].

Certains auteurs ont conseillé d'utiliser les plus grands niveaux d'activation obtenus à partir d'une combinaison de CVMi afin d'obtenir des valeurs d'activation maximales pour un ensemble de sujets [59]. Or, il n'existe à ce jour aucun consensus concernant les CVMi qui devraient être comprises dans cette combinaison. Nous avons développé deux approches afin de répondre au deuxième objectif spécifique, soit d'identifier les combinaisons optimales de CVMi pour la normalisation de l'activité EMG de l'épaule. La première approche consiste à analyser toutes les combinaisons possibles d'un nombre fixe de CVMi afin d'identifier celle qui produit les plus grands niveaux d'activation pour un ensemble de muscles. La seconde approche était de trouver la combinaison qui comprend le nombre minimal de CVMi afin de produire des valeurs d'activation qui sont représentatives de l'effort maximal d'un ensemble d'individus.

Afin de montrer la pertinence de ces approches innovantes, elles ont été appliquées à deux problématiques spécifiques. En premier lieu, la combinaison de 4 CVMi qui a produit les plus grandes valeurs d'activation pour 12 muscles a été identifiée. Celle-ci a produit des niveaux d'activation supérieurs à une combinaison communément utilisée dans la littérature [9]. Elle a néanmoins sous-estimé les capacités maximales de 12,5% en moyenne pour les 12 muscles, et a produit des valeurs d'activation maximales pour seulement 31% à 63% des sujets. Bien que cette approche permette de fixer le nombre d'efforts, la combinaison qui en résulte ne permet pas nécessairement d'activer maximalelement chaque muscle. Nous concluons que 4 CVMi ne sont pas suffisantes afin de produire des niveaux d'activation maximaux pour 12 muscles de l'épaule. En second lieu, nous avons proposé, pour chaque muscle, la combinaison qui comprenait le nombre minimal de CVMi nécessaires afin de produire des niveaux d'activation représentatifs de l'effort maximal d'un ensemble d'individus. Chaque muscle a nécessité entre 2 et 5 CVMi afin d'être activé à un niveau qui n'est pas significativement plus petit que les valeurs d'activation maximales. Nos résultats ont confirmé l'hypothèse que les muscles qui remplissent la fonction principale de stabiliser l'épaule, comme le subscapulaire, l'infra-épineux, le supra-épineux et le dentelé antérieur ont nécessité davantage de CVMi afin de produire des niveaux maximaux

d'activation pour l'ensemble des sujets. Par contre, les muscles dont l'action est clairement définie, comme le grand pectoral et le grand dorsal, n'ont besoin que de 2 à 3 CVMi afin que tous les sujets aient produit un effort représentatif de leur capacité maximale. Un plus grand nombre d'efforts est nécessaire afin de normaliser un ensemble de muscles. À titre d'exemple, un minimum de 9 CVMi sont nécessaires afin de produire des niveaux d'activation maximaux pour l'ensemble des 12 muscles de l'épaule. Outre les 15 CVMi qui ont été analysées dans le cadre de ce mémoire, des efforts additionnels pourraient être ajoutés à cette analyse systématique. Certains de ceux-ci possèdent peut-être le potentiel d'activer un plus grand ensemble de muscles à un plus grand niveau, permettant ainsi de réduire le nombre d'efforts requis afin de normaliser chaque muscle.

Les deux approches que nous avons développées peuvent permettre d'identifier de nombreuses autres combinaisons optimales qui répondent à certaines restrictions ou paramètres spécifiques. Afin d'apporter des solutions à ces différentes problématiques, nous avons développé une interface graphique. Celle-ci permet de tester diverses hypothèses de recherche à partir des signaux EMG qui ont été enregistré sur notre échantillon de sujets. L'utilisateur peut ainsi identifier des combinaisons optimales pour un ensemble spécifique de muscles, ou exclure certains efforts qui ne peuvent pas être administrés dans son contexte expérimental. Cette interface graphique remplit l'objectif principal de ce mémoire, c'est-à-dire qu'elle fournit des nouvelles lignes directrices concernant la normalisation des signaux EMG de l'épaule.

En conclusion, la variabilité du signal EMG est un obstacle à l'analyse de l'activité musculaire. Bien que la normalisation de ce dernier ait le potentiel d'améliorer la représentativité du signal EMG, ce traitement est lui-même limité par la variabilité inter-individuelle du contrôle moteur. Les approches développées dans le cadre de ce projet de *M. Sc. Sciences de l'activité physique* apportent des recommandations explicites quant au nombre et au type d'efforts qui sont nécessaires afin de limiter les risques de sous-estimer la capacité maximale d'un ensemble d'individus tout en tenant compte des limitations des individus ou de la fatigue musculaire.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., and Lambert, M. (2010). Alternative methods of normalising emg during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6) :1036–1043.
- [2] Alenabi, T., Jackson, M., Tétreault, P., and Begon, M. (2013). Electromyographic activity in the immobilized shoulder musculature during ipsilateral elbow, wrist, and finger movements while wearing a shoulder orthosis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Published Online (14 Juin 2013) :1–8.
- [3] Allard, P. and G, D. (2009). *Traité de biomécanique : Mécanique articulaire et tissulaire*, chapter Chapitre 6 : Électromyographie, pages 175–205. Presses Universitaires de France.
- [4] Allison, G., Godfrey, P., and Robinson, G. (1998). {EMG} signal amplitude assessment during abdominal bracing and hollowing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(1) :51 – 57.
- [5] Ball, N. and Scurr, J. (2010). An assessment of the reliability and standardisation of tests used to elicit reference muscular actions for electromyographical normalisation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1) :81–88.
- [6] Basmajian, J. V. and De Luca, C. (1985). Muscles alive. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, 278 :126.
- [7] Bida, O. (2005). *Influence of electromyogram (EMG) amplitude processing in EMG-torque estimation*. PhD thesis, Worcester Polytechnic Institute.
- [8] Boettcher, C. E., Cathers, I., and Ginn, K. A. (2010). The role of shoulder muscles is task specific. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(6) :651 – 656.
- [9] Boettcher, C. E., Ginn, K. A., and Cathers, I. (2008). Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle emg. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(12) :1591–1597.

- [10] Bogduk, N., Johnson, G., and Spalding, D. (1998). The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. *Clinical Biomechanics*, 13(6) :377 – 385.
- [11] Bolgla, L. A. and Uhl, T. L. (2007). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(1) :102–111.
- [12] Bonato, P., Gagliati, G., and Knaflitz, M. (1996). Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 15(6) :102–111.
- [13] Borsa, P., Laudner, K., and Sauers, E. (2008). Mobility and stability adaptations in the shoulder of the overhead athlete. *Sports Medicine*, 38(1) :17–36.
- [14] Boukhenous, S., Attari, M., Meziane, N., Remram, Y., and Kahla, A. (October 10-11, 2012). Conditionnement et enregistrement du signal physiologique emg. In *Biomedical Engineering International Conference (Tlemcen, Algérie)*.
- [15] Bron, C., Dommerholt, J., Stegenga, B., Wensing, M., and Oostendorp, R. (2011). High prevalence of shoulder girdle muscles with myofascial trigger points in patients with shoulder pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12(1) :139.
- [16] Brookham, R. L., McLean, L., and Dickerson, C. R. (2010). Construct validity of muscle force tests of the rotator cuff muscles : An electromyographic investigation. *Physical Therapy*, 90(4) :572–580.
- [17] Brown, J., Wickham, J., McAndrew, D., and 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(1) :57 – 73.
- [18] Burden, A. (2007). *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise : The British Association of Sport and Exercise Sciences Guide*, chapter Chapter 5, pages 77–102. Routledge.

- [19] Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? what we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6) :1023–1035.
- [20] Burden, A. and Bartlett, R. (1999). Normalisation of emg amplitude : an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical Engineering & Physics*, 21(4) :247–257.
- [21] Burden, A. M., Trew, M., and Baltzopoulos, V. (2003). Normalisation of gait emgs : a re-examination. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(6) :519–532.
- [22] Burnett, A., Green, J., Netto, K., and Rodrigues, J. (2007). Examination of {EMG} normalisation methods for the study of the posterior and posterolateral neck muscles in healthy controls. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(5) :635 – 641.
- [23] Campanini, I., Merlo, A., Degola, P., Merletti, R., Vezzosi, G., and Farina, D. (2007). Effect of electrode location on {EMG} signal envelope in leg muscles during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(4) :515 – 526.
- [24] Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., Knox, J. J., and Hodges, P. W. (2006). Leg muscle recruitment in highly trained cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 24(2) :115–124. PMID : 16368620.
- [25] Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., Knox, J. J., and Hodges, P. W. (2010). Intramuscular fine-wire electromyography during cycling : Repeatability, normalisation and a comparison to surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1) :108–117.
- [26] Chester, R., Smith, T. O., Hooper, L., and Dixon, J. (2010). The impact of subacromial impingement syndrome on muscle activity patterns of the shoulder complex : a systematic review of electromyographic studies. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11(1) :45.
- [27] Chopp, J. N., O’Neill, J. M., Hurley, K., and Dickerson, C. R. (2010). Superior humeral head migration occurs after a protocol designed to fatigue the rotator cuff : a radiographic analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 19(8) :1137–1144.

- [28] Clancy, E., Morin, E., and Merletti, R. (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(1) :1 – 16.
- [29] Clancy, E. A. and Farry, K. A. (2000). Adaptive whitening of the electromyogram to improve amplitude estimation. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 47(6) :709–719.
- [30] Clarys, J. P. (2000). Electromyography in sports and occupational settings : an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43(10) :1750–1762.
- [31] Colson, S. (2013). Quantification des niveaux d’activité électromyographique des muscles agonistes et antagonistes lors de contractions musculaires isométriques, concentriques et excentriques. *Movement & Sports Sciences - Science & Motricité*, Consulté en ligne, Décembre 2014 :1–10.
- [32] Connell, D. A., Potter, H. G., Sherman, M. F., and Wickiewicz, T. L. (1999). Injuries of the pectoralis major muscle : Evaluation with mr imaging. *Radiology*, 210(3) :785–791. PMID : 10207482.
- [33] Cools, A. M., Declercq, G. A., Cambier, D. C., Mahieu, N. N., and Witvrouw, E. E. (2007). Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17(1) :25–33.
- [34] Cools, A. M., Witvrouw, E. E., Declercq, G. A., Danneels, L. A., and Cambier, D. C. (2003). Scapular muscle recruitment patterns : Trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(4) :542–549.
- [35] DalMaso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A., and Begon, M. (2014). Coupling between 3d displacements and rotations at the glenohumeral joint during dynamic tasks in healthy participants. *Clinical Biomechanics*, 29(9) :1048 – 1055.
- [36] Daniels, L. and Worthingbam, C. (1974). Muscle testing, techniques of manual examination. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 53(5) :-.

- [37] Dankaerts, W., O’Sullivan, P. B., Burnett, A. F., Straker, L. M., and Danneels, L. A. (2004). Reliability of emg measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and clbp patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3) :333–342.
- [38] Day, S. (2002). Important factors in surface emg measurement. Bortec Biomedical, 255, 604-1 ST SW Calgary, AB T2P 1M7.
- [39] De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13 :135–163.
- [40] De Luca, C. J. (2002). Surface electromyography : Detection and recording. *DelSys Incorporated*, 10 :2011.
- [41] DeLuca, C. J., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M., and Roy, S. H. (2010). Filtering the surface {EMG} signal : Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8) :1573 – 1579.
- [42] DeLuca, C. J., Kuznetsov, M., Gilmore, L. D., and Roy, S. H. (2012). Inter-electrode spacing of surface {EMG} sensors : Reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions. *Journal of Biomechanics*, 45(3) :555 – 561.
- [43] Duguay, P., Massicotte, P., and Prud’homme, P. (2008). Lesions professionnelles indemnisées au québec en 2000-2002 : 1 - profil statistique par activité économique. In *IRSST*.
- [44] Duhan, M., Sharma, C., and Bhatia, D. (2011). Study of signal processing techniques for emg analysis. *International Journal of Biomechatronics and Biomedical Robotics*, 1(3) :141–148.
- [45] Earp, J. E., Newton, R. U., Cormie, P., and Blazeovich, A. J. (2013). Knee angle-specific emg normalization : The use of polynomial based emg-angle relationships. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1) :238–244.
- [46] Eiserloh, H., Drez Jr, D., and Guanche, C. A. (2000). The long head of the triceps : A detailed analysis of its capsular origin. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 9(4) :332–335.

- [47] Ekstrom, R. A., Soderberg, G. L., and Donatelli, R. A. (2005). Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface emg analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(4) :418–428.
- [48] Escamilla, R. F., Yamashiro, K., Paulos, L., and Andrews, J. R. (2009). Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports medicine*, 39(8) :663–685.
- [49] Farina, D., Leclerc, F., Arendt-Nielsen, L., Buttelli, O., and Madeleine, P. (2008). The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1) :16 – 25.
- [50] Farina, D., Merletti, R., and Enoka, R. M. (2004a). The extraction of neural strategies from the surface emg. *Journal of Applied Physiology*, 96(4) :1486–1495.
- [51] Farina, D., Merletti, R., Indino, B., and Graven-Nielsen, T. (2004b). Surface emg crosstalk evaluated from experimental recordings and simulated signals. *Methods Inf Med*, 43 :30–5.
- [52] Fay, D. S. and Gerow, K. (2012). *A biologist’s guide to statistical thinking and analysis*. NIH Public Access.
- [53] Ferguson, S. A., Allread, W. G., Le, P., Rose, J., and Marras, W. S. (2013). Shoulder muscle fatigue during repetitive tasks as measured by electromyography and near-infrared spectroscopy. *Human Factors : The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, (Mis en Ligne 5 Avril 2013) :1–11.
- [54] Fischer, S. L., Grewal, T.-J., Wells, R., and Dickerson, C. R. (2011). Effect of bilateral versus unilateral exertion tests on maximum voluntary activity and within-participant reproducibility in the shoulder. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(2) :311–317.
- [55] Fuglevand, A. J., Winter, D. A., Patla, A. E., and Stashuk, D. (1992). Detection of motor unit action potentials with surface electrodes : influence of electrode size and spacing. *Biological Cybernetics*, 67 :143–153.

- [56] Fung, L., Wong, B., Ravichandiran, K., Agur, A., Rindlisbacher, T., and Elmaraghy, A. (2009). Three-dimensional study of pectoralis major muscle and tendon architecture. *Clinical Anatomy*, 22(4) :500–508.
- [57] Garg, A., Herman, K., Schwoerer, B., and Kapellusch, J. (2002). The effect of maximum voluntary contraction on endurance times for the shoulder girdle. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 30 :103–13.
- [58] Ginn, K. A., Halaki, M., and Cathers, I. (2011). Revision of the shoulder normalization tests is required to include rhomboid major and teres major. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(12) :1846–1849.
- [59] Halaki, M. and Ginn, K. (2012). *Normalization of EMG Signals : To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to ?*, chapter 7, pages 176–194. Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges.
- [60] Hawkes, D. H., Alizadehkhayat, O., Fisher, A. C., Kemp, G. J., Roebuck, M. M., and Frostick, S. P. (2012). Normal shoulder muscular activation and co-ordination during a shoulder elevation task based on activities of daily living : An electromyographic study. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(1) :53–60.
- [61] Hermens, H., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., and Rau, G. (2000). Development of 535 recommendations for sEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(361-374) :737.
- [62] Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., and Hägg, G. (1999). *European recommendations for surface electromyography*. Roessingh Research and Development The Netherlands.
- [63] Hewson, D., Hogrel, J.-Y., Langeron, Y., and Duchène, J. (2003). Evolution in impedance at the electrode-skin interface of two types of surface {EMG} electrodes during long-term recordings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(3) :273 – 279.

- [64] Hodder, J. N. and Keir, P. J. (2012a). *Study 2 : Normalization of shoulder electromyography for use in dynamic contractions*. PhD thesis, McMaster University.
- [65] Hodder, J. N. and Keir, P. J. (2012b). Targeted gripping reduces shoulder muscle activity and variability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(2) :186–190.
- [66] Hodder, J. N. and Keir, P. J. (2013). Obtaining maximum muscle excitation for normalizing shoulder electromyography in dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(5) :1166 – 1173.
- [67] Holtermann, A., Roeleveld, K., and Karlsson, J. S. (2005). Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(2) :131 – 137.
- [68] Hong, J.-S., KIM, J.-H., Hong, J.-H., and Chun, K.-J. (2012). Electromyograph analysis during isokinetic testing of shoulder joint in elderly people. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 7(4) :379–387.
- [69] Hsu, W.-L., Krishnamoorthy, V., and Scholz, J. P. (2006). An alternative test of electromyographic normalization in patients. *Muscle & Nerve*, 33(2) :232–241.
- [70] Huang, H.-Y., Lin, J.-J., Guo, Y. L., Wang, W. T.-J., and Chen, Y.-J. (2013). Emg biofeedback effectiveness to alter muscle activity pattern and scapular kinematics in subjects with and without shoulder impingement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1) :267–274.
- [71] Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(1) :1 – 12.
- [72] Hughes, P., Green, R., and Taylor, N. (2014). Isolation of infraspinatus in clinical tests positions. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17 :256–260.
- [73] Huigen, E., Peper, A., and Grimbergen, C. (2002). Investigation into the origin of the noise of surface electrodes. *Medical and biological engineering and computing*, 40(3) :332–338.

- [74] Hwag, I. (2002). Assessment of soleus motoneural excitability using the joint angle dependent h reflex in humans. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12 :361–366.
- [75] Illies, A. and Kiss, R. M. (2005). Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(3) :282 – 289.
- [76] Inman, V. T., deC. M. Saunders, J. B., and Abbott, L. C. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 26(1) :1–30.
- [77] Jenp, Y.-N., Malanga, G. A., Growney, E. S., and An, K.-N. (1996). Activation of the rotator cuff in generating isometric shoulder rotation torque. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(4) :477–485.
- [78] Kadaba, M. P., Cole, A., Wootten, M. E., McCann, P., Reid, M., Mulford, G., April, E., and Bigliani, L. (1992). Intramuscular wire electromyography of the subscapularis. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(3) :394–397.
- [79] Kai, Y., Gotoh, M., Nagata, K., and Shiba, N. (2012). Infraspinatus fatigue during resisted arm elevation with isometric contraction : an electromyographic study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(8) :1104–1109.
- [80] Kasman, G. S., Cram, J. R., and Wolf, S. L. (1998). *Clinical applications in surface electromyography : Chronic musculoskeletal pain*. Aspen Gaithersburg, MD.
- [81] Kato, A., Nimura, A., Yamaguchi, K., Mochizuki, T., Sugaya, H., and Akita, K. (2012). An anatomical study of the transverse part of the infraspinatus muscle that is closely related with the supraspinatus muscle. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 34(3) :257–265.
- [82] Kato, K. (1989). Innervation of the scapular muscles and its morphological significance in man. *Anatomischer Anzeiger*, 168(2) :155.
- [83] Keenan, K. G., Farina, D., Maluf, K. S., Merletti, R., and Enoka, R. M. (2005). Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram. *Journal of Applied Physiology*, 98(1) :120–131.

- [84] Kelly, B. T., Backus, S. I., Warren, R. F., and Williams, R. J. (2002). Electromyographic analysis and phase definition of the overhead football throw. *The American journal of sports medicine*, 30(6) :837–844.
- [85] Kelly, B. T., Kadrmas, W. R., Kirkendall, D. T., and Speer, K. P. (1996). Optimal normalization tests for shoulder muscle activation : An electromyographic study. *Journal of Orthopaedic Research*, 14(4) :647–653.
- [86] Kelly, B. T., Williams, R. J., Cordasco, F. A., Backus, S. I., Otis, J. C., Weiland, D. E., Altchek, D. W., Craig, E. V., Wickiewicz, T. L., and Warren, R. F. (2005). Differential patterns of muscle activation in patients with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(2) :165 – 171.
- [87] Kent-Braun, J. A. (1999). Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 80(1) :57–63.
- [88] Kibler, W. B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2) :325–337.
- [89] Kibler, W. B., Ludewig, P. M., McClure, P. W., Michener, L. A., Bak, K., and Sciascia, A. D. (2013). Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury : the 2013 consensus statement from the scapular summit. *British Journal of Sports Medicine*, 47(14) :877–885.
- [90] Kibler, W. B. and McMullen, J. (2003). Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 11(2) :142–151.
- [91] Kibler, W. B. and Sciascia, A. (2010). Current concepts : scapular dyskinesis. *British Journal of Sports Medicine*, 44(5) :300–305.
- [92] Kipnis, N. (1987). Luigi galvani and the debate on animal electricity, 1791–1800. *Annals of Science*, 44(2) :107–142.

- [93] Kleissen, R., Buurke, J., Harlaar, J., and Zilvold, G. (1998). Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait & Posture*, 8(2) :143 – 158.
- [94] Knutson, L. M., Soderberg, G. L., Ballantyne, B. T., and Clarke, W. R. (1994). A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4(1) :47 – 59.
- [95] Konrad, P. (2005). The abc of emg.
- [96] Kuechle, D. K., Newman, S. R., Itoi, E., Morrey, B. F., and An, K.-N. (1997). Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 6(5) :429–439.
- [97] Lehman, G. J. and McGill, S. M. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography : A proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(7) :444–446.
- [98] Ludewig, P. and Reynolds, P. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39 :90–104.
- [99] Ludewig, P. M. and Braman, J. P. (2011). Shoulder impingement : biomechanical considerations in rehabilitation. *Manual Therapy*, 16(1) :33–39.
- [100] Ludewig, P. M. and Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy*, 80(3) :276–291.
- [101] Marieb, E. (1993). *Anatomie et Physiologie Humaines*. Saint-Laurent.
- [102] Mathiassen, S., Winkel, J., and Hägg, G. (1995). Normalization of surface emg amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies : A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(4) :197 – 226. Electromyography of the Trapezius Muscle.

- [103] McClure, P. W., Michener, L. A., and Karduna, A. R. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Physical Therapy*, 86(8) :1075–1090.
- [104] McMahon, P. J., Debski, R. E., Thompson, W. O., Warner, J. J. P., Fu, F. H., and Woo, S. L. Y. (1995). Shoulder muscle forces and tendon excursions during glenohumeral abduction in the scapular plane. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 4(3) :199–208.
- [105] Merletti, R. and Di Torino, P. (1999). Standards for reporting emg data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(1) :3–4.
- [106] Merletti, R. and Migliorini, M., editors (1998). *Surface EMG electrode noise and contact impedance. Proceedings of the third general SENIAM workshop.*
- [107] Mesin, L., Smith, S., Hugo, S., Viljoen, S., and Hanekom, T. (2009). Effect of spatial filtering on crosstalk reduction in surface emg recordings. *Medical Engineering & Physics*, 31(3) :374 – 383.
- [108] Michel, C., Arcand, R., Crevier, H., Dovonou, N., Martin, R., Pelletier, P., and Phaneuf, R. (2010). Portrait national des troubles musculo-squelettiques (tms) 1998-2007. Technical report, Institut national de la santé publique du Québec.
- [109] Michener, L., Subasi Yesilyaprak, S., Seitz, A., Timmons, M., and Walsworth, M. (2013). Supraspinatus tendon and subacromial space parameters measured on ultrasonographic imaging in subacromial impingement syndrome. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, Published Online (5 June 2013) :1–7.
- [110] Minning, S., Eliot, C. A., Uhl, T. L., and Malone, T. R. (2007). Emg analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(2) :153–159.
- [111] Mirka, G. A. (1991). The quantification of emg normalization error. *Ergonomics*, 34(3) :343–352.

- [112] Morris, A. D., Kemp, G. J., Lees, A., and Frostick, S. P. (1998). A study of the reproducibility of three different normalisation methods in intramuscular dual fine wire electromyography of the shoulder. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(5) :317–322.
- [113] Nishijima, Y., Kato, T., Yoshizawa, M., Miyashita, M., and Iida, H. (2010). Application of the segment weight dynamic movement method to the normalization of gait emg amplitude. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3) :550–557.
- [114] Norcross, M. F., Troy Blackburn, J., and Goerger, B. M. (2010). Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3) :420–425.
- [115] Nussbaum, M. A. (2001). Static and dynamic myoelectric measures of shoulder muscle fatigue during intermittent dynamic exertions of low to moderate intensity. *European Journal of Applied Physiology*, 85(3-4) :299–309.
- [116] Paine, R. and Voight, M. L. (2013). The role of the scapula. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(5) :617–629.
- [117] Perotto, A. O. and Delagi, E. F. (2005). *Anatomical guide for the electromyographer : the limbs and trunk*. Charles C Thomas Publisher.
- [118] Petrofsky, J. (2008). The effect of the subcutaneous fat on the transfer of current through skin and into muscle. *Medical Engineering & Physics*, 30(9) :1168 – 1176.
- [119] Phadke, V. (2009). *Study of the scapular muscle latency, shoulder kinematics and muscle activity in people with and without shoulder impingement*. PhD thesis, University of Minnesota.
- [120] Potvin, J. and Bent, L. (1997). A validation of techniques using surface emg signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7(2) :131–139.
- [121] Qi, L., Wakeling, J., Grange, S., and Ferguson-Pel, I. M. (2012). Effect of velocity on shoulder muscle recruitment patterns during wheelchair propulsion in nondisabled individuals : Pilot study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 49(10) :1527–1535.

- [122] Reaz, M., Hussain, M., and Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of emg signal analysis : detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*, 8(1) :11–35.
- [123] Reed, D., Halaki, M., and Ginn, K. (2010). The rotator cuff muscles are activated at low levels during shoulder adduction : an experimental study. *Journal of Physiotherapy*, 56(4) :259 – 264.
- [124] Reinold, M. M., Escamilla, R., and Wilk, K. E. (2009). Current concepts in the scientific and clinical rationale behind exercises for glenohumeral and scapulothoracic musculature. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(2) :105–117.
- [125] Reinold, M. M., Macrina, L. C., Wilk, K. E., Fleisig, G. S., Dun, S., Barrentine, S. W., Ellerbusch, M. T., and Andrews, J. R. (2007). Electromyographic analysis of the supraspinatus and deltoid muscles during 3 common rehabilitation exercises. *Journal of Athletic Training*, 42(4) :464.
- [126] Reinold, M. M., Wilk, K. E., Fleisig, G. S., Zheng, N., Barrentine, S. W., Chmielewski, T., Cody, R. C., Jameson, G. G., and Andrews, J. R. (2004). Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculature during common shoulder external rotation exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(7) :385–394.
- [127] Robert-Lachaine, X., Marion, P., Godbout, V., Bleau, J., and Begon, M. (2013). Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation : 3d joint contribution method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Published Online (2 April 2013)(ahead-of-print) :1–10.
- [128] Rodosky, M., CD, H., and FH, F. (1994). The role of the long head of the biceps muscle and superior glenoid labrum in anterior stability of the shoulder. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(1) :121–130.
- [129] Ronai, P. (Consulté le 29 novembre 2014). Acsm current guideguide : Exercise and shoulder pain. Technical report, American College of Sports Medicine.

- [130] Rota, S., Rogowski, I., Champely, S., and Hautier, C. (2013). Reliability of emg normalisation methods for upper-limb muscles. *Journal of Sports Sciences*, Published Online (22 Mai 2013) :1–9.
- [131] Rouffet, D., Hautier, C., Brosseau, O., and Rogowski, I. (2009). Coordination musculaire lors du coup droit liftÃI chez les jeunes joueurs de tennis. *Science & Sports*, 24(2) :111–114.
- [132] Rouffet, D. M. and Hautier, C. A. (2008). Emg normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5) :866–878.
- [133] Rudroff (2008). Kinesiological fine wire emg - a practical introduction to fine wire emg applications. Noraxon EMG & Sensor Systems.
- [134] Sakurai, G., Ozaki, J., Tomita, Y., Nishimoto, K., and Tamai, S. (1998). Electromyographic analysis of shoulder joint function of the biceps brachii muscle during isometric contraction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 354 :123–131.
- [135] Seitz, A. L. and Uhl, T. L. (2012). Reliability and minimal detectable change in scapulothoracic neuromuscular activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(6) :968 – 974.
- [136] Shannon, C. E. (1959). Coding theorems for a discrete source with a fidelity criterion. *IRE Nat. Conv. Rec*, 4(142-163) :325–350.
- [137] Sharkey, N. A., Marder, R. A., and Hanson, P. B. (1994). The entire rotator cuff contributes to elevation of the arm. *Journal of Orthopaedic Research*, 12(5) :699–708.
- [138] Smith, J., Dahm, D. L., Kaufman, K. R., Boon, A. J., Laskowski, E. R., Kotajarvi, B. R., and Jacofsky, D. J. (2006). Electromyographic activity in the immobilized shoulder girdle musculature during scapulothoracic exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(7) :923 – 927.
- [139] Soderberg, G. L. and Cook, T. M. (1984). Electromyography in biomechanics. *Physical Therapy*, 64(12) :1813–1820.

- [140] Soderberg, G. L. and Knutson, L. M. (2000). A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical Therapy*, 80(5) :485–498.
- [141] Steenbrink, F., de Groot, J., Veeger, H., van der Helm, F., and Rozing, P. (2009). Glenohumeral stability in simulated rotator cuff tears. *Journal of Biomechanics*, 42(11) :1740 – 1745.
- [142] Stegeman, D. and Hermens, H. (2007). Standards for surface electromyography : The european project surface emg for non-invasive assessment of muscles (seniam).
- [143] Tasaki, A., Nimura, A., Nozaki, T., Yamakawa, A., Niitsu, M., Morita, W., Hoshikawa, Y., and Akita, K. (2014). Quantitative and qualitative analyses of subacromial impingement by kinematic open mri. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 86(8) :1–9.
- [144] Terry, G. C. and Chopp, T. M. (2000). Functional anatomy of the shoulder. *Journal of Athletic Training*, 35(3) :248.
- [145] Tokish, J. M., Decker, M. J., Ellis, H. B., Torry, M. R., and Hawkins, R. J. (2003). The belly-press test for the physical examination of the subscapularis muscle : electromyographic validation and comparison to the lift-off test. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12(5) :427–430.
- [146] Tucker, K. J., Tuncer, M., and TÄijrker, K. S. (2005). A review of the h-reflex and m-wave in the human triceps surae. *Human Movement Science*, 24(5) :667 – 688. <ce :title>Neural, Cognitive and Dynamic Perspectives of Motor Control</ce :title>.
- [147] Turker, R. H. and Sozen, H. (2013). *Surface Electromyography in Sports and Exercise*, chapter 9, pages 175–194. Türker, H Sözen, H.
- [148] Veeger, H. and van der Helm, F. (2007). Shoulder function : The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*, 40(10) :2119 – 2129.
- [149] Veiersted, K. (1991). The reproducibility of test contractions for calibration of electromyographic measurements. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 62(2) :91–98.

- [150] Wattanaprakornkul, D., Halaki, M., Boettcher, C., Cathers, I., and Ginn, K. A. (2011a). A comprehensive analysis of muscle recruitment patterns during shoulder flexion : An electromyographic study. *Clinical Anatomy*, 24(5) :619–626.
- [151] Wattanaprakornkul, D., Halaki, M., Cathers, I., and Ginn, K. A. (2011b). Direction-specific recruitment of rotator cuff muscles during bench press and row. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6) :1041 – 1049.
- [152] Winter, D. A. and Yang, H. J. (1987). Emg profiles during normal human walking : stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 67(5) :402–411.
- [153] Wu, G., Van Der Helm, F. C., Veeger, H., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., et al. (2005). Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5) :981–992.
- [154] Yamaguchi, K., Riew, D. K., Galatz, L. M., Syme, J. A., and Neviasser, R. J. (1997). Biceps activity during shoulder motion : an electromyographic analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 336 :122–129.
- [155] Yang, J. F. and Winter, D. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods : improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 65(9) :517–21.
- [156] Yoshizaki, K., Hamada, J., Tamai, K., Sahara, R., Fujiwara, T., and Fujimoto, T. (2009). Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering : Comparison of dominant and nondominant shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(5) :756 – 763.