

MÉMOIRE

présenté pour obtenir le Master II

Ingénierie et Ergonomie du Mouvement Humain

2015 – 2016

L'EFFET DU SEXE SUR L'ACTIVATION DES MUSCLES DE L'ÉPAULE LORS D'UNE TÂCHE DE MANUTENTION

Romain Martinez

Sous la direction de Mickael Begon Université de Montréal

Encadré par Laurent Vigouroux Aix-Marseille Université

Table des matières

Table des matières	i
Avant-propos	iii
1 Introduction	1
1.1 Les troubles musculosquelettiques de l'épaule liés au travail	1
1.2 Les femmes manutentionnaires	4
1.3 Les différences entre hommes et femmes	5
1.3.1 L'influence du sexe sur l'anthropométrie et la force	5
1.3.2 L'influence du sexe sur le contrôle moteur	6
1.3.3 L'influence du sexe sur la fatigue	7
1.3.4 L'influence du sexe sur la douleur et le stress	7
1.4 Les différences entre une analyse 0D et 1D	9
2 Méthode	11
2.1 Participants	11
2.2 Collecte des données	12
2.3 Procédure expérimentale	13
2.4 Traitement des données	15
2.5 Statistiques	17
2.5.1 Statistiques 0D	18
2.5.2 Cartographie statistique paramétrique	18
3 Résultats	19
3.1 Statistiques 0D	20
3.1.1 Effet du sexe sur la durée de l'essai	20

3.1.2	Effet du sexe sur l'activation EMG moyenne	20
3.1.2.1	Essais de montée	20
3.1.2.2	Essais de descente	21
3.2	Cartographie statistique paramétrique	24
3.2.1	Essais de montée	24
3.2.2	Essais de descente	25
4	Discussion	28
4.1	Effet du sexe sur l'activation des muscles de l'épaule	28
4.1.1	Effet de la hauteur et de la direction du mouvement sur la distinc- tion entre hommes et femmes	30
4.1.2	Effet de la masse sur la distinction entre hommes et femmes	32
4.1.3	Effet de la phase du mouvement sur la distinction entre hommes et femmes	32
4.2	Différences entre analyse par statistiques 0D et SPM	33
4.3	Interventions	35
4.4	Limites de l'étude	37
4.5	Perspectives de l'étude	38
	Conclusion	39
	Bibliographie	41

Avant-propos

Cadre général

Dans le cadre du Master II « Ingénierie et Ergonomie du Mouvement Humain », le présent mémoire relate le travail effectué dans l'unité d'enseignement de stage. D'une durée de 6 mois, ce stage a été réalisé sous la tutelle de Mickael Begon, professeur agrégé à l'Université de Montréal et responsable du laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement (s2M). Dès septembre 2016, une thèse de doctorat à l'Université de Montréal s'inscrira dans le prolongement des recherches commencées lors de ce stage, et concernera plus précisément l'application d'un modèle musculosquelettique de l'épaule en vue d'estimer l'exposition aux facteurs de risques physiques de troubles musculosquelettiques en milieu de travail. Ce projet d'envergure est d'ores et déjà financé par l'Institut de recherche Robert-Sauvé en Santé et Sécurité du Travail (IRSST) pour une durée de trois ans. Cette expérience de stage a contribué à la familiarisation avec les techniques nécessaires à la conduite du projet de doctorat, telles que la rédaction d'articles scientifiques, la communication scientifique, l'électromyographie intramusculaire, l'échographie, l'analyse cinématique et la modélisation musculosquelettique de l'épaule. L'apprentissage et la consolidation des acquis dans les langages de programmation Matlab, R et LaTeX seront également un avantage pour la suite du cursus universitaire. Le projet a été mis en valeur lors de présentations mensuelles au laboratoire et présenté devant un public de chercheurs de l'axe maladies musculosquelettiques et réadaptation du centre de recherche de l'hôpital Saint-Justine à Montréal. Diverses formations et congrès ont été suivis : « *Structuring your research paper* » par Jean-Luc Dumont, « Musculoskeletal ultrasound of the shoulder » par Susan Burnett-Roy, « Électromyographie intramusculaire » par Sylvain Gaudet, « Journée de la recherche » de l'Université de Montréal et Symposium des étudiants d'été du Centre Hospitalier Universitaire de Sainte-Justine. Le protocole de cette étude est basé sur les travaux de Landry Desmoulins, qui avait déjà récolté des données depuis

2012 dans le cadre de son doctorat. Mon rôle sur ce projet consistait à effectuer la collecte de données sur 15 participants hommes et femmes supplémentaires aux 43 existants, réaliser l'ensemble des traitements et analyses des données, le traitement statistique et la rédaction des articles en lien avec l'étude.

Structure d'accueil

L'équipe de Simulation et Modélisation du Mouvement de l'Université de Montréal développe de nouvelles connaissances sur la motricité humaine à partir de mesures et modèles de simulation pour des applications principalement tournées vers la réadaptation. Avec une expertise de renommée internationale, l'axe de recherche principal du laboratoire concerne l'épaule et les nombreuses problématiques gravitant autour de cette articulation. Fondé en 2008, le laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement priorise la recherche en biomécanique et permet la formation de personnel hautement qualifié en kinésiologie.

Remerciement

Merci à Daphné, mes amis, ma famille française et canadienne pour leur soutien. Je tenais à également à remercier l'équipe du Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement qui m'a chaleureusement accueilli pour ce stage de 6 mois, et les années de doctorat à venir. Particulièrement Mickael Begon pour son soutien, ses conseils et sa supervision sans failles ; Marjolaine et Landry pour leur assistance lors des longues sessions d'expérimentation ; Sylvain pour le partage de connaissances et l'échange de codes Matlab, R et LaTeX ; Benjamin pour ses nombreux conseils informatiques et Sophie-Anne pour les conseils sur notre protocole et l'échographie. Le bilan de ce stage est positif, j'ai beaucoup appris lors de cette période relativement courte, et j'envisage avec plaisir le reste de mon cursus dans les locaux du S2M. Les activités sociales du laboratoire comme les sorties, tournois sportifs, jeudis pâtisseries et soirées ont participé à établir une ambiance propice au travail et à la détente. J'espère que j'ai pu contribuer à l'apprentissage de quelques un au travers de mes conseils Matlab, R, EMG et ma modeste contribution que voici.

1 Introduction

La problématique des troubles musculosquelettiques de l'épaule liés au travail sera présentée sur l'ensemble de la population (section 1.1) puis chez les femmes (section 1.2). Pour expliquer la distinction de prévalence de lésions à l'épaule, les différences entre hommes et femmes seront abordées (section 1.3), en ce qui concerne l'anthropométrie et la force (sous-section 1.3.1), le contrôle moteur (sous-section 1.3.2), la fatigue (sous-section 1.3.3) et enfin la douleur et le stress (sous-section 1.3.4). Enfin, les différences entre une analyse statistique 0D et 1D (section 1.4) seront évoquées afin de justifier le choix de la méthode statistique.

1.1 Les troubles musculosquelettiques de l'épaule liés au travail

Le terme « troubles musculo-squelettiques » (TMS) fait référence à un ensemble de symptômes et de lésions inflammatoires ou dégénératives de l'appareil locomoteur, du cou, du dos, des membres supérieurs ou des membres inférieurs. Les TMS atteignent diverses structures musculo-squelettiques, telles que les articulations, les tendons, les muscles, les ligaments, les gaines synoviales ou les disques intervertébraux. Les conséquences sont souvent manifestées par des douleurs ou la perte de fonction. Dans la majorité des cas, les TMS évoluent de façon progressive et proviennent d'un cumul de dommages causés par le dépassement de la capacité d'adaptation et de réparation des structures (Stock et al., 2011). Parmi l'ensemble de la main-d'œuvre québécoise, 63 % des travailleurs ressentent des douleurs musculo-squelettiques et environ les trois quarts estiment que ces douleurs sont attribuables à leur travail (Stock et al., 2011). Ces statistiques ne représenteraient qu'une fraction des TMS attribuables au travail, car seulement une faible proportion de salariés ayant des douleurs musculo-squelettiques liées au travail sollicitent une indemnisation selon la *Commission des normes, de l'équité, de la Santé et de la Sécurité au Travail*.

Après les maux de dos (43 % des cas), les douleurs d'épaules (13 % des cas) sont la première cause de troubles musculo-squelettiques chez les travailleurs (Grieve and Dickerson, 2008; Kolstrup, 2012). La prévalence auto-rapportée sur 12 mois des TMS affectant la région de l'épaule atteint par exemple 35 % en Europe (Urwin et al., 1998; Luime, 2004; Buckle and Jason Devereux, 2002). Les troubles de l'épaule représentent donc un problème de santé publique (Fallentin et al., 2001; Michel et al., 2010), d'autant plus que ceux-ci représentent l'atteinte la plus sévère en termes de jours de travail perdus (Statistics-B.o.L, 2010; Silverstein et al., 2002; Duguay et al., 2012). Au Québec, bien que la prévalence de TMS soit plus élevée dans les professions de type manuelles (12 % des travailleurs), elle est également importante dans les professions mixtes (8,5 %) et non manuelles (7,8 %) (Stock et al., 2011). Les TMS sont d'autant plus fréquents que le travail est prolongé, intense et/ou répétitif (Stock et al., 2011).

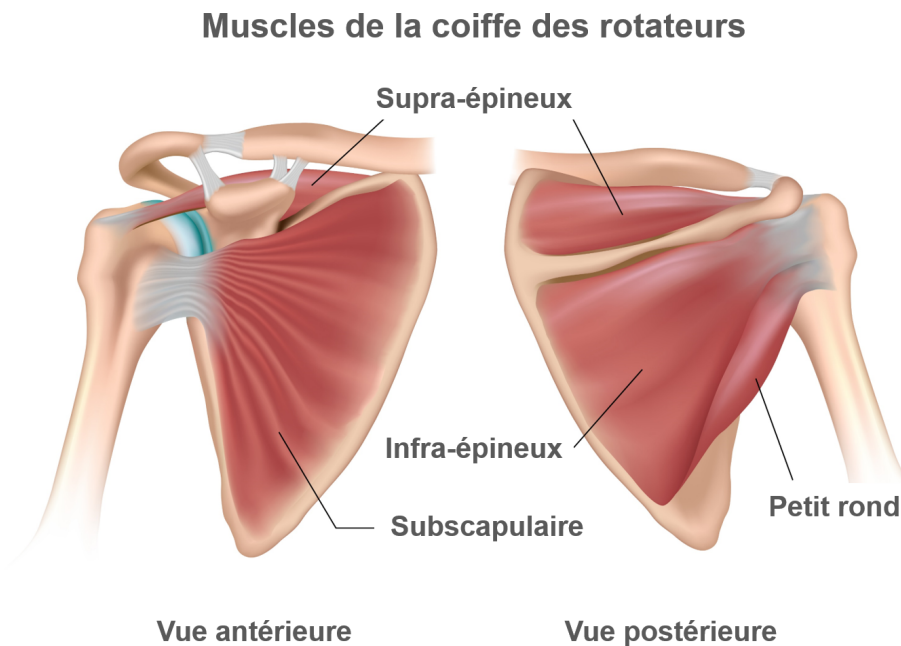


FIGURE 1.1.1 – Représentation des muscles de la coiffe des rotateurs.

Les lésions de la coiffe des rotateurs (Figure 1.1.1) représentent la cause la plus commune de douleurs et de handicap dans la région de l'épaule (van Rijn et al., 2010). Les risques de rupture de ces muscles (supra-épineux, infra-épineux, subscapulaire et petit-rond) sont

influencés par des facteurs physiques externes (van der Windt et al., 2000), comme le travail avec les mains situées au-dessus du niveau des épaules. Ce dernier facteur constitue un risque de TMS des épaules (Kuorinka, 1995; Bernard, 1997; Hagberg et al., 2000) ainsi que la première cause de rupture de la coiffe des rotateurs (Vecchio et al., 1995; Harkness et al., 2003; Koester et al., 2005) dans la mesure où il conduit dans la plupart des cas à une surutilisation musculaire (Soslowky et al., 2002). Une position avec les mains au-dessus du niveau des épaules (position *overhead*) sollicite principalement les muscles mobilisateurs de flexion et d'abduction de l'épaule (Grieve and Dickerson, 2008). Par exemple, l'activation du deltoïde antérieur et du biceps brachialis sont significativement augmentées lors d'une tâche de perçage en position *overhead*; on constate également une accumulation de fatigue musculaire dans le supra-épineux et dans le trapèze chez des ouvriers qui effectuent régulièrement des soudures dans cette position (Herberts et al., 1984). Cependant, l'activité des muscles de l'épaule lors de tâches de lever de charge jusqu'à la position *overhead* a rarement été mesurée.

Yoon et al. (2012) ont analysé les effets du poids et de la vitesse de levage sur des muscles de l'épaule. Les résultats confirment ceux de Nimbarde et al. (2010) en rapportant une augmentation de l'activation du trapèze supérieur et du deltoïde antérieur lorsque le poids de la charge augmente. Cependant, ces études utilisent des électrodes de surface et négligent donc la contribution des muscles de la coiffe des rotateurs, dont l'activité ne peut pas être estimée avec précision au moyen d'électrodes de surface (Allen et al., 2013; Waite et al., 2010).

En manutention, les tendinopathies à l'épaule ont seulement été associées avec le nombre de répétitions (van der Windt et al., 2000). Ce manque de connaissance est certainement lié à la complexité d'effectuer des mesures électromyographiques des muscles profonds constituant l'épaule. Une récente étude de Blache et al. (2015) a permis d'estimer les effets du poids et de la hauteur sur les activations des muscles de l'épaule lors d'une tâche de manutention à l'aide d'un modèle musculo-squelettique. Les résultats indiquent que l'augmentation du poids ou de la hauteur augmente l'activité musculaire du deltoïde antérieur, trapèze supérieur, supra-épineux, infra-épineux et subscapulaire. Ces résultats

sont une première approximation des facteurs de risques de TMS en manutention, cependant d'autres études sont nécessaires pour confirmer les résultats de ce modèle avec des mesures réelles. D'autres facteurs de risques ont été avancés par la littérature, comme avoir le corps penché en avant, les bras au-dessus des épaules, faire une tâche de précision ou également être une femme (Wahlstedt et al., 2010) comme nous allons le voir dans la section suivante.

1.2 Les femmes manutentionnaires

En 2008, parmi les 36 650 personnes considérées comme manutentionnaire au Canada, 89 % sont des hommes contre 11 % de femmes (StatCan, 2011). La présence de travailleurs féminins est plus élevée dans les activités de l'industrie de l'alimentation et des services. L'augmentation des exigences de travail en manutention serait associée à l'augmentation des nombres de TMS, surtout chez les femmes (Kraus et al., 1997). En effet, bien que les femmes soient moins nombreuses, leur prévalence de TMS est nettement supérieure à celle des hommes (Stock et al., 2011; Gardner et al., 1999), en particulier concernant les blessures du membre supérieur (Treaster and Burr, 2004; Nordander et al., 2008; Häkkänen et al., 2001). L'influence du sexe sur les TMS semble variée en fonction de la région du corps : les lésions du dos sont plus communes chez les hommes, tandis que davantage de TMS de la région du cou et des épaules sont reportés chez les femmes (Kilbom and Messing, 1998; Punnet et al., 2000; de Zwart et al., 2001; Hooftman et al., 2009). Concernant le travail de bureau, la prévalence des symptômes est également plus élevée chez les femmes que chez les hommes (Larsson et al., 2007) et cela, quelle que soit la région du corps (Juul-Kristensen and Jensen, 2005). De plus, les femmes passent, en moyenne, deux fois plus de temps que les hommes à réaliser des travaux impayés (tâches ménagères par exemple) par semaine (Härenstam et al., 2003), ce qui augmente la charge de travail totale (Dahlberg et al., 2004) et donc le risque de blessure. Ainsi, les femmes sont proportionnellement plus nombreuses que les hommes à avoir souffert d'un TMS lié à leur travail. Néanmoins, il existe peu d'études présentant les différences qui existent entre hommes et femmes lors d'une tâche de manutention.

L'environnement de travail des femmes a peu évolué, alors que celles-ci sont davantage exposées à des tâches de travail contraignantes, monotones et répétitives (Kilbom and Messing, 1998; Silverstein et al., 1986). Les développements visant à réduire les TMS au travail se sont surtout focalisés sur les professions typiquement masculines comme l'industrie manufacturière (Punnet et al., 2000). Avant de proposer des pistes d'améliorations pour corriger cela, il est nécessaire de considérer les différences qui existent entre hommes et femmes (section 1.3).

1.3 Les différences entre hommes et femmes

Les différences biologiques qui existent entre hommes et femmes ont un rôle sur l'exposition aux facteurs de risque de TMS d'origine professionnels (Hooftman et al., 2009). Bien que la force physique et l'anthropométrie (section 1.3.1) soient les principales différences entre hommes et femmes, de récentes études supportent le fait que d'autres facteurs, comme le contrôle moteur (section 1.3.2), la fatigue (section 1.3.3) ainsi que la douleur et le stress (section 1.3.4) contribuent à la prédisposition féminine aux TMS.

1.3.1 L'influence du sexe sur l'anthropométrie et la force

Certaines différences structurelles entre hommes et femmes peuvent sembler évidentes. Par exemple, au Canada, les femmes sont plus petites et plus légères (159,9 cm et 67,4 kg en moyenne) que les hommes (172,5 cm et 80,2 kg en moyenne) (StatCan, 2011). Au niveau fonctionnel, la force des femmes se situerait environ à 50–67 % de celle des hommes (Plamondon et al., 2014; Chaffin et al., 2006). Les femmes exercent moins de moment de force et de puissance lors d'une tâche fonctionnelle (Esmail et al., 1995). La femme a donc une charge relative plus importante à soulever qu'un homme; l'effort physique nécessaire est donc supérieur. L'activité musculaire des femmes est d'ailleurs plus élevée que celle des hommes lors d'un travail à la chaîne (Nordander et al., 2008). Au niveau du tissu musculosquelettique, les tendons des femmes semblent plus sensibles au surétirement (Burgess et al., 2009), ce qui pourrait expliquer pourquoi les femmes ont des articulations

plus flexibles. La littérature confirme d'ailleurs cette hypothèse pour la région lombaire et pelvienne (Peharec et al., 2007), ainsi que l'épaule (Roy et al., 2009). L'épaule des femmes à une laxité antérieure plus élevée associée à une faible rigidité, ce qui suppose une plus grande instabilité de l'articulation gléno-humérale (Borsa et al., 2000; Barnes et al., 2001). Une autre explication des différences de force musculaire selon le sexe concerne la composition des fibres musculaires. En effet, des biopsies de certains muscles du membre inférieur (vaste externe et tibial antérieur), du dos (érecteurs du rachis) et de l'épaule (trapèze inférieur) révèlent une plus grande proportion de fibres musculaires de type 1 chez les femmes (Mannion et al., 1997; Simoneau et al., 1985; Simoneau and Bouchard, 1989; Staron et al., 2000; Jaworowski et al., 2002; Roepstorff et al., 2006; Wüst et al., 2008; Lindman et al., 1991). Or, les fibres musculaires de type 1 sont les fibres les plus faibles et sont associées avec des unités motrices de petite taille.

Ainsi, la différence de force entre hommes et femmes s'expliquerait en partie par une différence de morphologie et de composition musculaire. Certaines études supportent le fait qu'une diminution de force participe au mécanisme de TMS (Sjøgaard et al., 2006; Hooftman et al., 2009), car elle altère la capacité fonctionnelle à réaliser une tâche.

1.3.2 L'influence du sexe sur le contrôle moteur

Un des aspects qui a été mis en avant concernant la prévalence de TMS est la variabilité motrice. Celle-ci est définie par le changement de caractéristique entre un mouvement et le suivant lors d'une tâche répétitive. Certaines études supposent qu'une grande variabilité motrice pourrait diminuer le risque de TMS, et que les individus avec une faible variabilité de mouvement ont une fréquence de blessure supérieure (Madeleine et al., 2008; Mathiassen et al., 2003; Madeleine et al., 2008). Selon Côté (2012), une théorie récente suppose qu'une faible variabilité se traduit par un risque plus élevé de surcharge des mêmes structures, entraînant une adaptation périphérique associée à des TMS (réduction de la capillarisation, perturbation mitochondriale). Les risques de développer les symptômes associés avec une faible variabilité motrice sont élevés chez les femmes car elles réalisent davantage de tâches avec une faible charge et un nombre élevé de répétitions

(Messing et al., 2009). À ce jour, aucune étude n'a analysé la différence de variabilité motrice entre hommes et femmes. Cependant, Svendsen and Madeleine (2010) a rapporté moins de variabilité de force chez les femmes, sous-entendant des mécanismes de contrôles et de compensation différents entre des populations de sexe différent.

1.3.3 L'influence du sexe sur la fatigue

Bien que la littérature montre que les hommes sont plus forts, plusieurs études ont démontré une plus grande résistance à la fatigue chez les femmes (Ditor and Hicks, 2000; Hicks et al., 2001; Hunter et al., 2004). Une approche possible pour expliquer cela est de mettre en lien fatigue et composition musculaire. En effet, une plus grande proportion de fibres musculaires de type 1 sous-entend une plus grande endurance, mais également un risque de surcharge accru. Or, la surcharge des fibres de type 1 est l'un des mécanismes de TMS les plus cités (Côté, 2012). Il convient cependant de prendre en considération que les études qui montrent un effet significatif du genre sur la fatigue utilisent des tâches de contraction isométrique (Fuller et al., 2009; Clark et al., 2003), plutôt que des tâches dynamiques. Anders et al. (2004) montre par exemple que les femmes obtiennent moins d'activation des muscles agonistes et plus d'activation des muscles synergiques lors d'une tâche de fatigue isométrique. Le fait que la résistance à la fatigue est différente en fonction du sexe pourrait partiellement expliquer la prédisposition des femmes aux blessures de l'épaule (Sjøgaard and Sjøgaard, 1998; Lomond and Côté, 2010, 2011).

1.3.4 L'influence du sexe sur la douleur et le stress

Certaines études ont démontré que les femmes sont plus sensibles aux douleurs musculaires (Ge et al., 2005) et leurs adaptations à celle-ci seraient moins efficaces (Lund et al., 1991). Le sexe semble avoir un effet sur le seuil de douleur (Bernardes et al., 2008; Hurley and Adams, 2008). En effet, des études montrent un seuil de douleur plus faible chez les femmes (Rivest et al., 2010; Hashmi and Davis, 2009), suggérant des mécanismes de réponse à la douleur différents selon le sexe.

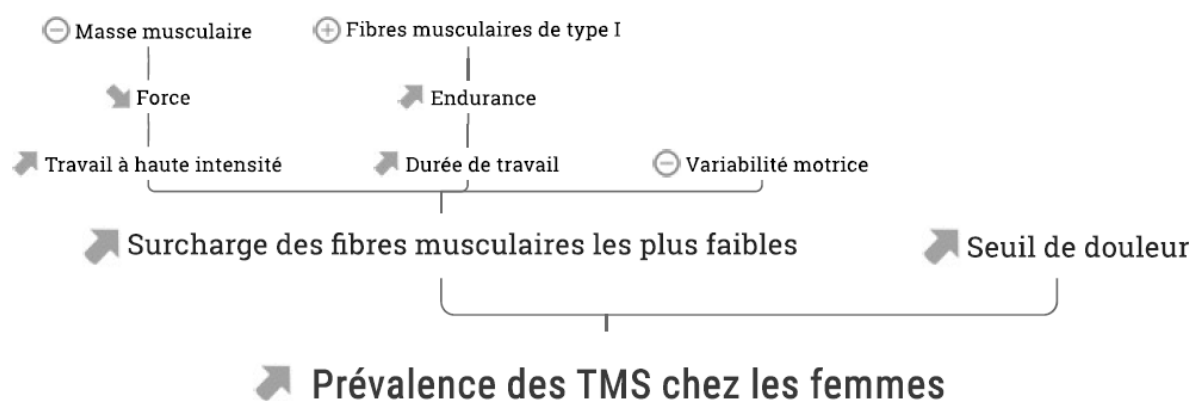


FIGURE 1.3.1 – Mécanismes soulignant les principales différences entre hommes et femmes et leur lien sur la prévalence des TMS. Modèle d’après Côté (2012).

Ainsi, les distinctions anthropométriques entre hommes et femmes sont largement documentées, tout comme la différence de variabilité motrice et de composition des fibres musculaires. Ces trois aspects constituent les principales différences entre hommes et femmes qui pourraient participer à l’explication des différences de prévalence des TMS selon le sexe (Figure 1.3.1). Femmes et hommes ne partagent donc pas le même niveau de risque de TMS (Mital et al., 1997) et à un même degré d’exigence physique, la femme travaille plus près de sa limite physiologique. Mais de quelle façon les femmes réalisent les tâches de manutention compte tenu des différences précédemment rapportées ?

Cette étude représente le premier volet d’un projet sur l’effet du sexe et de l’expertise sur les contraintes musculosquelettiques de l’épaule selon les techniques de manutention. La finalité de ce projet consiste à établir des recommandations permettant de réduire l’exposition physique des travailleurs féminins. En faisant ressortir les caractéristiques d’activations des muscles de l’épaule des femmes, la présente étude permettra de faire ressortir les différences entre hommes et femmes qui apparaissent lors d’une tâche de manutention, et ainsi établir des recommandations en sécurité du travail afin de réduire la prévalence des TMS chez les femmes.

La littérature s’accorde sur le fait que les femmes génèrent des d’activations musculaires plus importantes que les hommes, notamment pour les muscles du dos (Marras et al., 2002, 2003; Plamondon et al., 2014). Qu’en est-il des muscles de l’épaule lors d’une

tâche de manutention ? Compte tenu des différences précédemment énoncées, nous faisons l'hypothèse que les femmes vont davantage solliciter les muscles stabilisateurs de l'épaule, afin de pallier à leur laxité et leur manque de stabilité articulaire à l'épaule.

1.4 Les différences entre une analyse 0D et 1D

Les ondes électromyographiques (EMG) sont des signaux temporels complexes qui décrivent l'activité électrique locale de muscles individuels. Dans la plupart des études portant sur l'analyse de signaux EMG, les hypothèses formulées sont non-directionnelles, par exemple : « il n'y a pas de différences d'activation des muscles de l'épaule entre hommes et femmes à 20 % du cycle d'une tâche de lever de charge ». Celles-ci tendent à extraire des paramètres scalaires pour chaque muscle (Houck, 2003) comme le signal EMG moyen ou maximal. En effet, les analyses statistiques EMG traditionnelles portent généralement sur des données « 0D » moyennées, intégrées ou prises à un instant donné. Cependant, les caractéristiques de dépendance intermusculaire et de dépendance temporelle ne sont pas prises en considération avec ce type de variables (Robinson et al., 2015).

La dépendance intermusculaire est mise en évidence par la covariance intermusculaire et illustrée, par exemple, dans des études portant sur les synergies musculaires (d'Avella et al., 2003), les moments nets articulaires (Gribble and Ostry, 1999) ou la co-activation musculaire (Gribble and Ostry, 1998). Ainsi, les hypothèses qui ne prennent pas en considération la covariance sont biaisées car elle ne considère pas la dépendance intermusculaire (Robinson et al., 2015). Concernant la dépendance temporelle, celle-ci se manifeste dans l'enveloppe d'un signal EMG traité. En effet, ce type de courbe « lisse » implique une covariance de voisinage non-aléatoire. C'est-à-dire que, à l'inverse d'un signal aléatoire, la position d'un point situé à l'instant « t » est dépendante de la position du point à l'instant « $t - 1$ ». Par conséquent, les hypothèses qui prennent en considération des variables sur un instant sont biaisées car elles ne considèrent pas la dépendance temporelle.

Au vu de ces éléments, il est donc plus approprié de tester une « hypothèse nulle non-directionnelle » (Pataky et al., 2013) comme « il n'y a pas de différences d'activation des muscles de l'épaule entre hommes et femmes pendant une tâche de lever de charge ».

Les conséquences d'une telle hypothèse nécessitent l'analyse statistique de tous les signaux EMG sur toute la durée de l'essai. Il est donc nécessaire d'utiliser une méthodologie permettant d'effectuer cette analyse globale. En contraste avec les analyses statistiques traditionnelles portant sur des données « 0D », la cartographie statistique paramétrique ou SPM (*Statistical Parametric Mapping*) est calculée à partir de données « 1D », c'est-à-dire avec une composante temporelle¹(par exemple : EMG en fonction du temps).

Initialement développé par Friston et al. (1994), l'analyse par SPM est aujourd'hui la technique de référence pour l'analyse d'image IRM (Penny et al., 2006) car elle permet le calcul du seuil statistique α sur des données 1D en maintenant les erreurs statistiques de type I et de type II faibles. Récemment introduites à la biomécanique grâce aux publications de Pataky et al. et Robinson et al., les SPM permettent d'effectuer l'analyse statistique directement des données EMG traitées.

En synthétisant les éléments précédents, les avantages de l'analyse par SPM en EMG sont : (1) une réduction des données inutile (Pataky, 2012), (2) l'utilisation d'hypothèse non-directionnelle (Pataky et al., 2015), (3) la prise en compte de la dépendance inter-musculaire et temporelle (Robinson et al., 2015), (4) le contrôle des erreurs statistiques de type I et de type II (Pataky et al., 2016). Considérant ces avantages, l'un des objectifs de la présente étude sera de comparer les résultats obtenus par statistiques 0D (sur la moyenne EMG) et par SPM (sur l'EMG en fonction du temps).

1. Données que l'on retrouve la plupart du temps en biomécanique.

2 Méthode

Pour répondre aux objectifs de l'étude, une tâche de manutention a été reproduite en laboratoire. Les participants à l'étude seront d'abord décrits (section 2.1) ainsi que les outils utilisés pour la collecte de données (section 2.2). Par la suite, la procédure expérimentale sera présentée (section 2.3.3) suivie par le traitement des données (section 2.4). Enfin, les statistiques utilisées seront abordées (section 2.5), notamment les statistiques 0D (sous-section 2.5.1) et la cartographie statistique paramétrique (sous-section 2.5.2).

2.1 Participants

Au total, 29 femmes (taille, 165.9 ± 6.7 m ; masse, 61.7 ± 8.8 kg) et 29 hommes (taille, 178.3 ± 7.2 m ; masse, 77.8 ± 8.1 kg) étudiants à l'Université de Montréal ont été recrutés en 2013, 2015 et 2016. La taille des participants correspondait environ au 75^e percentile des femmes (165,9 cm) et des hommes (180,4 cm) de la population canadienne en 2013 (StatCan, 2011) tandis que le poids équivaut au 50^e percentile des femmes (64,6 cm) et des hommes (80,7 cm). Aucun des participants ne présentait un historique de troubles musculo-squelettiques aux membres supérieurs ou un résultat positif aux différents tests soumis avant l'étude : *Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand* ; *Quebec Back Pain Disability Scale* ; *Physical Activity Readiness Questionnaire*. Pour 15 sujets, ces questionnaires auto-administrés étaient complétés avec un examen échographique (GENERAL ELECTRIC, NextGen LOGIQ e, Fairfield, Connecticut) des épaule réalisé sur les principales structures de l'épaule : gouttière bicipitale, labrum postérieur, échancrure spino-glénoïdienne, articulation acromio-claviculaire, tendons des muscles subscapulaire, supra-épineux, infra-épineux et petit-rond. Au préalable, les sujets ont été entièrement informés du contenu expérimental et ont donné leur consentement écrit après que l'étude fut acceptée par le comité éthique de l'Université.

2.2 Collecte des données

Pour effectuer la collecte du signal électromyographique (EMG), un système EMG sans fil (DELSYS Inc. Trigno™ Lab Wireless EMG system, Massachusetts) a été utilisé à une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz. Des électrodes de surface ont été positionnées sur le ventre de 10 muscles superficiels : deltoïde antérieur, deltoïde médial, deltoïde postérieur, biceps brachial, triceps brachial, trapèze supérieur, trapèze inférieur, dentelé antérieur, pectoral majeur et grand dorsal. Des électrodes intramusculaires ont également été insérées dans les muscles supra-épineux, infra-épineux et subscapulaire. Différent ensemble de muscles ont toutefois été enregistrés en fonction des années (Table 2.1).

TABLE 2.1 – Nombre de participants pour chaque muscle enregistré

muscle	nombre de sujets	
	hommes	femmes
deltoïde antérieur	29	28
deltoïde médial	29	29
deltoïde postérieur	29	28
biceps brachial	29	29
triceps brachial	28	28
trapèze supérieur	29	29
trapèze inférieur	29	29
dentelé antérieur	29	29
supra-épineux	12	12
infra-épineux	12	12
subscapulaire	13	12
pectoral majeur	17	15
grand dorsal	18	17

Le placement des électrodes EMG a été réalisé selon les normes dictées par la SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) et la préparation de la peau a respecté les recommandations en vigueur dans la littérature (Perotto, 2011; Kadaba et al., 1992). Assumant que le côté droit et gauche du haut du corps agissent symétriquement dans une tâche de manutention (Nielsen et al., 1998), seulement le côté droit du participant a été analysé. La caisse (*hauteur* × *largeur* × *longueur* : 8 cm × 35 cm × 50 cm respectivement) était pourvue de deux poignets symétriques afin de standardiser la saisie. Le début et la fin des séquences d'analyse ont été déterminés avec un capteur de

force (SENSIX SH2653-1106B3, Poitiers).

2.3 Procédure expérimentale

Dans un premier temps, le participant effectuait un ensemble de contractions volontaires maximales isométriques (MVC) afin de déterminer l'activité maximale des différents muscles étudiés. Une combinaison de tests MVC a été identifiée à partir des recommandations de Dal Maso et al. (2016) et des positions suggérées par Ekstrom et al. (2005) et Boettcher et al. (2008). Pour chacune des positions (Figure 2.3.1), deux répétitions de six secondes ont été réalisées.



FIGURE 2.3.1 – Tests MVC réalisés pour obtenir l'activation maximale du deltoïde antérieur, deltoïde médial, deltoïde postérieur, biceps brachial, triceps brachial, trapèze supérieur, trapèze inférieur, dentelé antérieur, pectoral majeur, grand dorsal, supra-épineux, infra-épineux et subscapulaire.

En second lieu, des déplacements d'une caisse instrumentée ont été réalisés dans le plan sagittal entre trois tablettes ajustables à la hauteur des hanches, des épaules et des yeux

de chaque participant. Trois essais pour chacune des six combinaisons possibles (Table 2.2) de mouvements ont été effectués.

TABLE 2.2 – Description des six combinaisons de mouvements possibles

essais de montées	essais de descente
hanches → épaules	épaules → hanches
hanches → yeux	yeux → hanches
épaules → yeux	yeux → épaules

Pour chacune des hauteurs, le participant déplaçait des caisses de masses différentes : 6 kg, 12 kg et 18 kg. L'équation révisée du NIOSH (Waters et al., 1993) a permis de déterminer la charge maximale dans la condition la plus exigeante : hanches – yeux pour les hommes (18 kg). En se basant sur l'approximation que la force musculaire d'une femme se situe environ à 50–70 % de celle d'un homme (Chaffin et al., 2006), la charge maximale des femmes a été assignée à 12 kg. Ainsi, 54 essais étaient réalisés aléatoirement pour les hommes ($6 \text{ hauteurs} \times 3 \text{ poids} \times 3 \text{ essais}$) tandis que les femmes en effectuaient 36 ($6 \text{ hauteurs} \times 2 \text{ poids} \times 3 \text{ essais}$). Pour réaliser la tâche, le participant devait saisir la caisse et la déposer sur l'étagère d'arrivée. Les consignes consistaient à limiter les déplacements des jambes ainsi qu'adopter une vitesse et une technique confortable pour réaliser la tâche. Par observation, les phases du mouvement (Figure 2.3.2) ont été définies de la façon suivante : une phase d'arraché (1–20 % du mouvement), une phase de transfert (21–80 % du mouvement) et une phase de dépôt (81–100 % du mouvement).

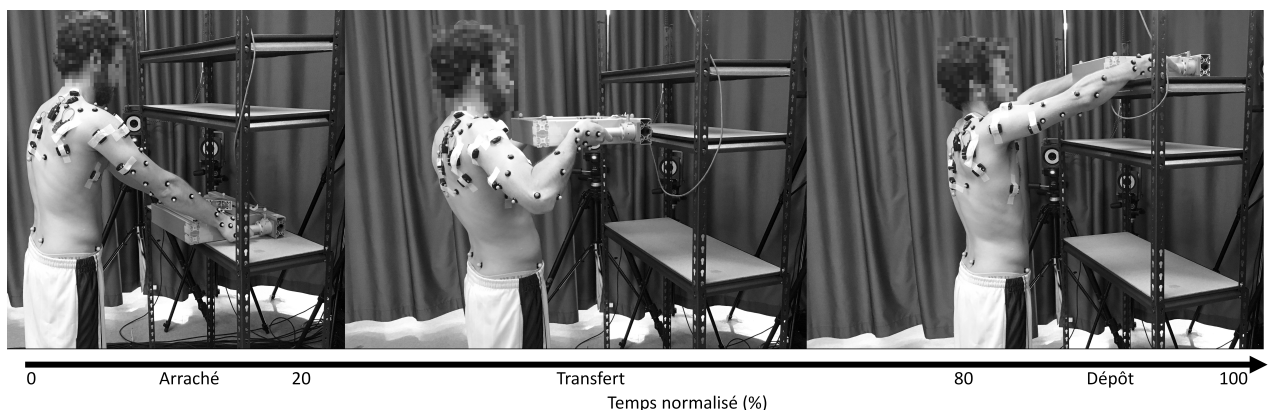


FIGURE 2.3.2 – Phases d'arraché (1–20 %), phase de transfert (21–80 %) et phase de dépôt (81–100 %) lors d'un lever de caisse hanches – yeux.

La détermination des temps de récupération a été réalisée en se basant sur l'étude de Snook and Ciriello (1991). Les temps de repos entre chaque essai (trois essais) pour les conditions 6 kg, 12 kg et 18 kg étaient de 20 secondes, 45 secondes et deux minutes, tandis que les pauses entre chaque condition (six conditions) étaient de 1 minute, 2 minutes et 4 minutes respectivement. Des temps de récupération supplémentaires étaient accordés si le participant en ressentait le besoin.

Les variables dépendantes de l'étude étaient le genre (homme ou femme), la masse (trois niveaux) et la hauteur (six niveaux) de la caisse. La procédure expérimentale est résumée dans la Figure 2.3.3.



FIGURE 2.3.3 – Procédure expérimentale : examen échographique (a), insertion des électrodes EMG intramusculaires (b), pose des capteurs EMG intramusculaires (c), pose des capteurs EMG de surface (d), tests MVC (e) et lever de caisse (f).

2.4 Traitement des données

Les données EMG brutes des tests MVC ont d'abord été recentrées (*zero level*) puis filtrées avec un filtre passe-bande sans déphasage BUTTERWORTH de 4^{ème} ordre entre

15–500 Hz (De Luca et al., 2010). L’enveloppe du signal EMG a ensuite été calculée à partir d’une moyenne quadratique ou *root-mean-square* (RMS) avec une fenêtre de 250 ms (Merletti and Di Torino, 1999). Les valeurs d’amplitudes maximales de chaque muscle correspondent à la moyenne obtenue pendant une seconde consécutive sur l’ensemble des essais de MVC réalisés. Une fois obtenues, ces valeurs permettaient de normaliser l’enveloppe EMG de chaque muscle pendant l’ensemble des essais de la tâche expérimentale, après que ceux-ci aient subi le même traitement que les essais de MVC. Une interface graphique (Figure 2.4.1) a été créée afin de détecter et supprimer les signaux EMG non-physiologiques. Chacun des essais est analysé par un expérimentateur qui estime si l’essai est valide. Les critères utilisés sont l’amplitude du signal (signal à 180 % MVC dans l’exemple de la figure 2.4.1), la pente et la forme de la courbe (grand coefficient directeur et plateau dans l’exemple de la figure 2.4.1). Les pourcentages d’essais supprimés en fonction des muscles et du sexe sont présentés en table 2.3.

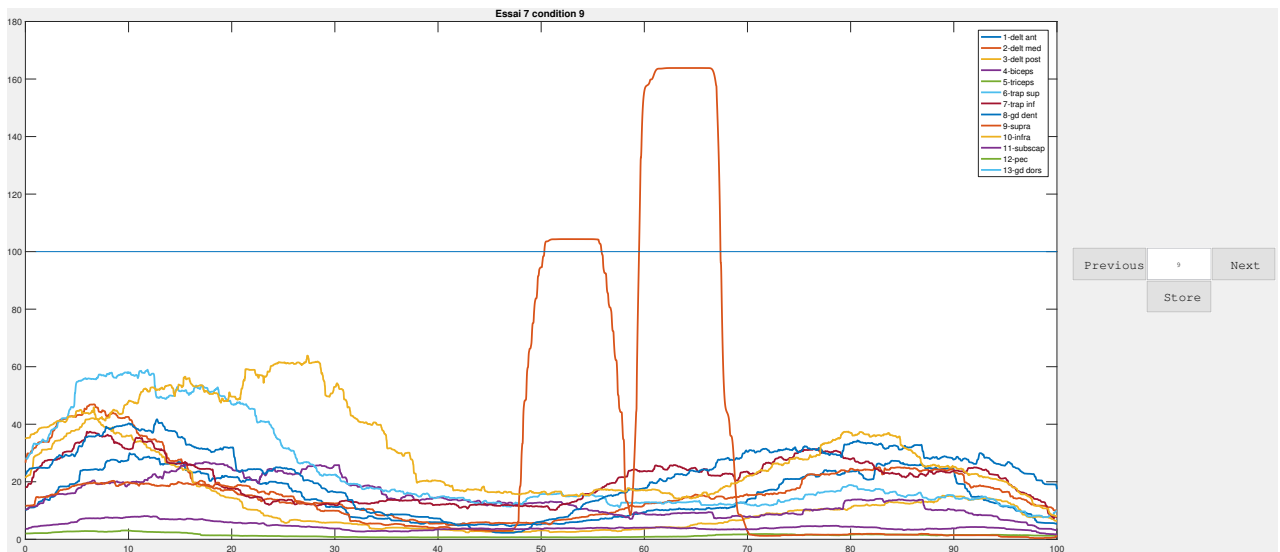


FIGURE 2.4.1 – Interface graphique permettant de détecter et supprimer les signaux EMG problématique. Chacun des 13 muscles est exprimé en pourcentage de MVC en fonction du temps normalisé. Dans cet exemple, le signal du muscle supra-épineux est non-physiologique. Une fois détecter, le signal doit être identifié dans la boîte de dialogue et supprimer avec le bouton « *Store* ». Les boutons « *Next* » et « *Previous* » permettent de naviguer entre les essais d’un participant.

Enfin, les valeurs de RMS moyennes et maximales de chacun des essais étaient exportées. Chacune de ces deux variables était moyennées parmi les trois essais constituant chaque

condition. Les données de force ont été étalonnées puis filtrées avec un filtre passe-bas BUTTERWORTH de 4^{ème} ordre entre 10 Hz. Pour déterminer le début des séquences d'analyse de l'essai, la norme de la force appliquée sur la poignée devait dépasser 5 N, tandis que la fin de l'essai correspondait à l'instant où le participant n'appliquait plus aucun effort sur le capteur de force (retour du signal à l'état basal). L'ensemble du traitement des données a été réalisé au moyen du logiciel Matlab (The MathWorks Inc., version 9.2 (R2016a), Natick, Massachusetts).

TABLE 2.3 – Pourcentages d'essais supprimés pour chaque muscle enregistré

muscle	Pourcentage d'essais supprimés	
	hommes	femmes
deltoïde antérieur	0.19	0.4
deltoïde médial	0.06	0.19
deltoïde postérieur	0.26	1.39
biceps brachial	1.21	2.01
triceps brachial	0.53	0.20
trapèze supérieur	0.96	1.05
trapèze inférieur	0.19	0.29
dentelé antérieur	0	0.48
supra-épineux	0.62	0
infra-épineux	0.77	0
subscapulaire	2.42	0.69
pectoral majeur	1.09	0.19
grand dorsal	0.41	0

2.5 Statistiques

La description des données a permis de déterminer quel test statistique utilisé. En effet, la normalité des données et l'homogénéité des variances ont pu être vérifiées grâce aux tests de SHAPIRO-WILK (Royston, 1983) et BARTLETT (Bartlett, 1937), respectivement. Le nombre de sujets étant suffisant ($n = 58$), les conditions pour appliquer un test paramétrique d'ANOVA (*analysis of variance*) multifactorielle étaient respectées.

2.5.1 Statistiques 0D

Les effets des variables indépendantes (sexe, masse et hauteur) ont été successivement évalués sur la moyenne RMS et la durée de l'essai avec une ANOVA et un seuil de significativité $\alpha = 0.05$. Des tests post-hoc ont été réalisés lorsqu'une différence significative était détectée. Ces derniers consistent à effectuer des *t-tests* entre chaque condition, avec une correction de Bonferroni du seuil α : *masse* (3 niveaux) \times *hauteur* (6 niveaux) \times *sexe* (2 niveaux) = 36; donc $p = \frac{0.05}{36} = 0.0014$. L'ensemble du traitement statistique 0D s'est effectuée sur le logiciel R (R Foundation for Statistical Computing, version 3.3.1, Vienna, Austria).

2.5.2 Cartographie statistique paramétrique

Les effets des variables indépendantes (sexe, masse et hauteur) ont été successivement évalués sur la moyenne RMS interpolée en fonction du temps avec une ANOVA multifactorielle et un seuil de significativité $\alpha = 0.05$. Des tests post-hoc avec un p corrigé ($p = 0.0014$) ont été réalisés lorsqu'une différence significative était détectée. Différents critères ont été utilisés pour déterminer les zones de différences significatives : (1) la valeur T du test statistique doit franchir le seuil calculé par les SPM, (2) les zones avec moins de 10% de temps normalisé d'écart sont fusionnées, (3) les zones durant moins de 10% de temps normalisé sont supprimées. L'ensemble analyses SPM ont été implémentées dans Matlab (The MathWorks Inc., version 9.2 (R2016a), Natick, Massachusetts) à l'aide du package « SPM1D » (www.SPM1D.org).

3 Résultats

Les statistiques 0D seront d’abord présentées (section 3.1), notamment sur l’effet du sexe sur la durée de l’essai (sous-section 3.1.1), l’effet du sexe sur l’activation EMG moyenne (sous-section 3.1.2) lors des essais de montée (sous-section 3.1.2.1) et de descente (sous-section 3.1.2.2). Puis, les résultats de la cartographie statistique paramétrique seront exposés (section 3.2) sur les essais de montée (sous-section 3.2.1) et de descente (sous-section 3.2.2). En estimant la force des femmes à environ 50–70 % de celle des hommes (Chaffin et al., 2006), les résultats présentés dans cette section concernent la comparaison hommes–femmes à masse relative : 18 kg (hommes) *vs* 12 kg (femmes) et 12 kg (hommes) *vs* 6 kg (femmes). Pour illustrer ces résultats, la figure 3.0.1 expose le signal EMG brut, l’enveloppe EMG et une différence détectée à l’aide de la cartographie statistique paramétrique sur le signal EMG du pectoral majeur pendant l’essai hanches–yeux à 18 kg–12 kg.

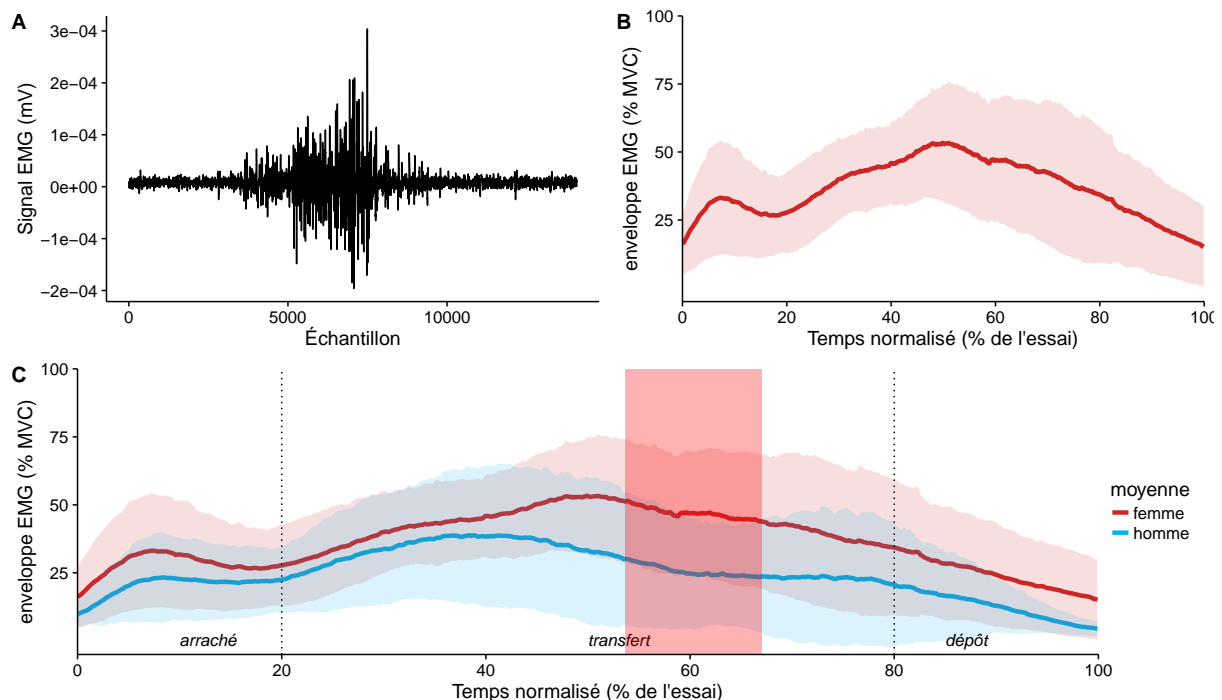


FIGURE 3.0.1 – Signal EMG brut (panneau A), enveloppe EMG des femmes (panneau B) et résultats de la cartographie statistique paramétrique sur le signal EMG du pectoral majeur pendant l’essai hanches–yeux à 18 kg–12 kg (panneau C). Les femmes activent significativement plus le pectoral majeur de 54 % à 67 % (différence de 21 % MVC en moyenne).

3.1 Statistiques 0D

3.1.1 Effet du sexe sur la durée de l'essai

Les résultats de l'ANOVA ont révélé un effet du sexe sur la durée de l'essai : $F(1, 2580) = 21.415, p < 0.001$. Les tests post-hoc ont indiqué un effet significatif du sexe sur la durée de l'essai seulement pour la comparaison 12 kg–6 kg de la condition de descente yeux–épaules ($p = 0.012$) : en moyenne, l'essai des hommes (3.14 ± 0.69 s) est 18 % plus long que celui des femmes (2.67 ± 0.61 s).

3.1.2 Effet du sexe sur l'activation EMG moyenne

Les résultats de l'ANOVA ont montré un effet du sexe sur l'activation EMG moyenne : $F(1, 2531) = 419.513, p < 0.001$.

3.1.2.1 Essais de montée

Concernant les essais de montée (Figure 3.1.1), les tests post-hoc n'ont mis en évidence aucun effet significatif du sexe sur l'activation EMG moyenne de 8 muscles parmi les 13 enregistrés dont les muscles de la coiffe des rotateurs (supra-épineux, infra-épineux et subscapulaire), deltoïde médial, deltoïde postérieur, trapèze supérieur, trapèze inférieur et dentelé antérieur.

Hanches – épaules : en moyenne, les femmes activent significativement plus le grand dorsal (+10 % MVC, $p < 0.001$), le pectoral majeur (+10 % MVC, $p = 0.022$), le biceps brachial (+8 % MVC, $p < 0.001$) et le deltoïde antérieur (+7 % MVC, $p = 0.003$) à 18 kg–12 kg.

Hanches – yeux : la moyenne EMG des femmes est significativement plus élevée que celle des hommes pour le triceps brachial (+4 % MVC, $p = 0.007$) et le grand dorsal (+8 % MVC, $p = 0.021$) à 12 kg–6 kg. À 18 kg–12 kg, ce sont le triceps brachial (+6 % MVC, $p < 0.001$), le grand dorsal (+10 % MVC, $p < 0.001$) et le pectoral majeur (+13 % MVC, $p < 0.001$) qui sont significativement plus actifs.

Épaules – yeux : en moyenne, les femmes activent plus le triceps brachial (+4 % MVC, $p =$

0.014) et le grand dorsal (+10 % MVC, $p < 0.001$) à 12 kg–6 kg ainsi que le triceps brachial (+6 % MVC, $p < 0.001$), le grand dorsal (+13 % MVC, $p < 0.001$) et le pectoral majeur (+11 % MVC, $p = 0.002$) à 18 kg–12 kg.

3.1.2.2 Essais de descente

En ce qui concerne les essais de descente (Figure 3.1.2), les tests post-hoc n'ont révélé aucun effet significatif du sexe sur l'activation EMG moyenne de 8 muscles parmi les 13 enregistrés dont les muscles de la coiffe des rotateurs (supra-épineux, infra-épineux et subscapulaire), deltoïde médial, deltoïde postérieur, trapèze inférieur, dentelé antérieur et grand dorsal. Pour tous les essais de descente à 12 kg–6 kg, aucune différence significative entre les sujets masculins et féminins n'a été rapportée. Les résultats qui suivent concernent la comparaison à 18 kg–12 kg.

Épaules – hanches : en moyenne, les femmes activent significativement plus le pectoral majeur (+9 % MVC, $p = 0.036$) et le deltoïde antérieur (+8 % MVC, $p < 0.001$).

Yeux – hanches : la moyenne EMG des femmes est significativement plus élevée que celle des hommes pour le triceps brachial (+6 % MVC, $p < 0.001$), le pectoral majeur (+11 % MVC, $p = 0.004$), le biceps brachial (+6 % MVC, $p = 0.007$), le deltoïde antérieur (+8 % MVC, $p < 0.001$) et le trapèze supérieur (+7 % MVC, $p = 0.015$).

Yeux – épaules : en moyenne, les femmes activent plus le triceps brachial (+5 % MVC, $p < 0.001$), le biceps brachial (+6 % MVC, $p < 0.037$) et le deltoïde antérieur (+6 % MVC, $p = 0.044$).

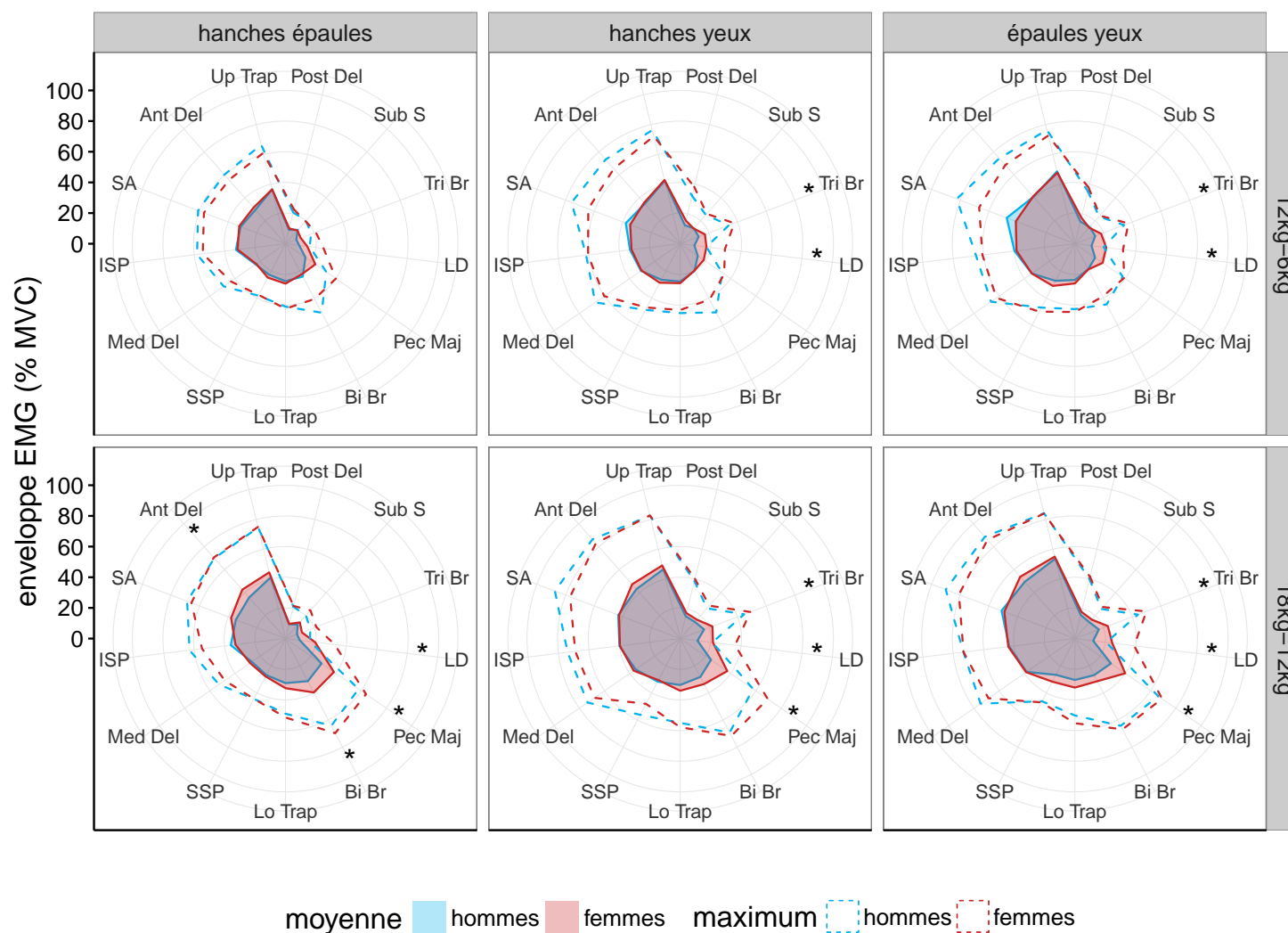


FIGURE 3.1.1 – Activation EMG moyenne et maximale (en % MVC) des femmes et des hommes pour les essais de montée : hanche-épaules, hanches-yeux et épaules-yeux à 18 kg vs 12 kg et 12 kg vs 6 kg. Les muscles sont classés par ordre d'activation dans le sens horaire (de la plus petite activation à la plus grande) : deltoïde postérieur (Post Del), subscapulaire (Sub S), triceps bracial (Tri Br), grand dorsal (LD), pectoral majeur (Pec Maj), biceps brachial (Bi Br), trapèze inférieur (Lo Trap), supra-épineux (SSP), deltoïde médial (Med Del), infra-épineux (ISP), dentelé antérieur (SA), deltoïde antérieur (Ant Del) et trapèze supérieur (Up Trap). Les différences significatives de moyenne EMG sont représentées par une étoile (*).

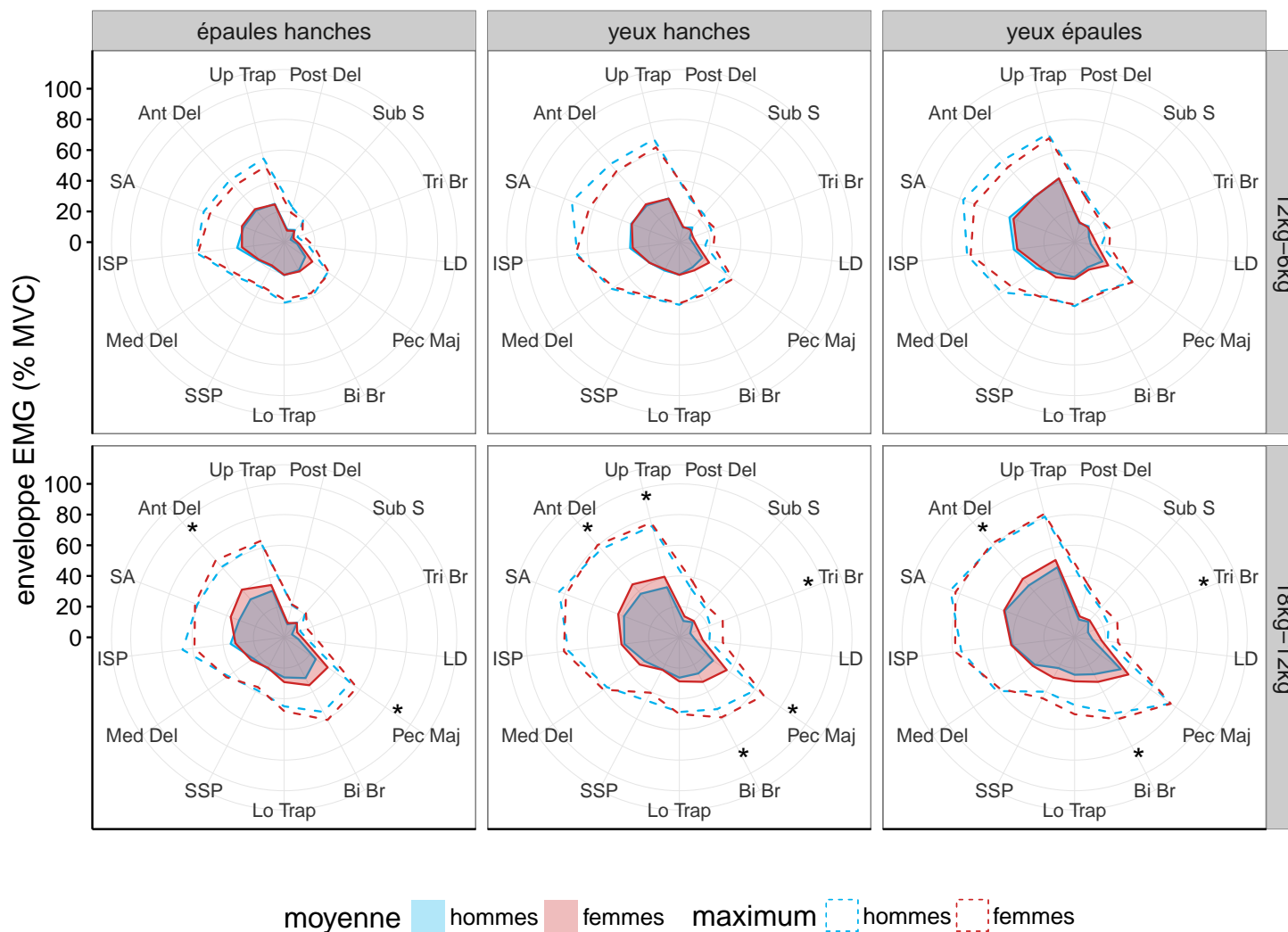


FIGURE 3.1.2 – Activation EMG moyenne et maximale (en % MVC) des femmes et des hommes pour les essais de descente : épaules-hanches, yeux-hanches et yeux-épaules à 18 kg vs 12 kg et 12 kg vs 6 kg. Les muscles sont classés par ordre d'activation dans le sens horaire (de la plus petite activation à la plus grande) : deltoïde postérieur (Post Del), subscapulaire (Sub S), triceps brachial (Tri Br), grand dorsal (LD), pectoral majeur (Pec Maj), biceps brachial (Bi Br), trapèze inférieur (Lo Trap), supra-épineux (SSP), deltoïde médial (Med Del), infra-épineux (ISP), dentelé antérieur (SA), deltoïde antérieur (Ant Del) et trapèze supérieur (Up Trap). Les différences significatives de moyenne EMG sont représentées par une étoile (*).

3.2 Cartographie statistique paramétrique

L'analyse ANOVA à trois facteurs conduite par SPM a fait ressortir un effet d'interaction entre les trois facteurs : hauteur, masse et sexe. Les résultats qui suivent portent sur l'effet du sexe sur les tracés d'EMG moyen mis en évidence par les tests post-hoc.

3.2.1 Essais de montée

En ce qui concerne les essais de montée (Figure 3.2.1), les tests post-hoc n'ont révélé aucun effet significatif du sexe sur l'activation EMG moyenne de 7 muscles parmi les 13 enregistrés dont les muscles de la coiffe des rotateurs (supra-épineux, infra-épineux et subscapulaire), deltoïde médial, deltoïde postérieur, trapèze supérieur et trapèze inférieur.

Hanches – épaules : à 12 kg – 6 kg, les femmes activent plus le pectoral majeur de 88 % à 100 % du temps normalisé de l'essai (différence de 15 % MVC en moyenne) et le triceps brachial de 0 % à 38 % (différence de 3 % MVC en moyenne). À 18 kg – 12 kg, le grand dorsal des femmes a une activation plus importante de 89 % à 100 % (différence de 14 % MVC en moyenne), ainsi que le biceps brachial de 56 % à 99 % (différence de 11 % MVC en moyenne), le deltoïde antérieur de 0 % à 43 % (différence de 9 % MVC en moyenne) et le triceps brachial de 1 % à 43 % (différence de 5 % MVC en moyenne)

Hanches – yeux : à 12 kg – 6 kg, les femmes obtiennent des activations supérieures seulement pour le triceps brachial de 0 % à 26 % du temps normalisé de l'essai (différence de 3 % MVC en moyenne) et de 89 % à 100 % (différence de 9 % MVC en moyenne). À 18 kg – 12 kg, les femmes activent significativement plus le pectoral majeur de 54 % à 67 % (différence de 21 % MVC en moyenne), le dentelé antérieur de 13 % à 31 % (différence de 9 % MVC en moyenne), le triceps brachial de 0 % à 37 % (différence de 5 % MVC en moyenne) et le grand dorsal de 30 % à 57 % (différence de 13 % MVC en moyenne) et de 86 % à 100 % (différence de 12 % MVC en moyenne).

Épaules – yeux : à 12 kg – 6 kg, les femmes activent plus le grand dorsal de 79 % à 100 % (différence de 12 % MVC en moyenne), le triceps brachial de 84 % à 100 % (différence de 9 % MVC en moyenne) et le pectoral majeur de 89 % à 100 % (différence de 7 % MVC en

moyenne). En revanche, les hommes activent plus le dentelé antérieur de 54 % à 76 % (différence de 18 % MVC en moyenne). Pour les comparaisons à 18 kg–12 kg, les femmes ont des activations significativement plus élevées pour le triceps brachial de 12 % à 36 % (différence de 5 % MVC en moyenne) et le grand dorsal de 22 % à 53 % (différence de 14 % MVC en moyenne).

3.2.2 Essais de descente

Concernant les essais de descente (Figure 3.2.2), les tests post-hoc n'ont décrit aucun effet significatif du sexe sur l'activation EMG moyenne en fonction du temps de 8 muscles parmi les 13 enregistrés dont les muscles de la coiffe des rotateurs (supra-épineux, infra-épineux et subscapulaire), deltoïde médial, deltoïde postérieur, biceps brachial, trapèze supérieur et trapèze inférieur.

Épaules – hanches : à 12–6 kg, les femmes activent plus le dentelé antérieur de 44 % à 56 % (différence de 6 % MVC en moyenne) et le triceps brachial de 33 % à 78 % (différence de 2 % MVC en moyenne). À 18–12 kg, le deltoïde antérieur des femmes a une activation plus importante de 49 % à 79 % (différence de 13 % MVC en moyenne), ainsi que le dentelé antérieur de 45 % à 67 % (différence de 10 % MVC en moyenne) et le triceps brachial de 0 % à 77 % (différence de 4 % MVC en moyenne).

Yeux – hanches : à 12–6 kg, les femmes obtiennent des activations supérieures pour le dentelé antérieur de 56 % à 66 % (différence de 9 % MVC en moyenne) et le triceps brachial de 51 % à 100 % (différence de 3 % MVC en moyenne). En revanche, les hommes activent significativement plus le dentelé antérieur de 9 % à 2 % (différence de 15 % MVC en moyenne). À 18–12 kg, les femmes activent significativement plus le triceps brachial de 21 % à 100 % (différence de 6 % MVC en moyenne), ainsi que le dentelé antérieur de 46 % à 70 % (différence de 12 % MVC en moyenne) et le deltoïde antérieur de 46 % à 100 % (différence de 11 % MVC en moyenne).

Yeux – épaules : Seulement le triceps brachial est significativement plus activé chez les femmes de 24 % à 41 % (différence de 8 % MVC en moyenne) pour la comparaison 18 kg–12 kg.

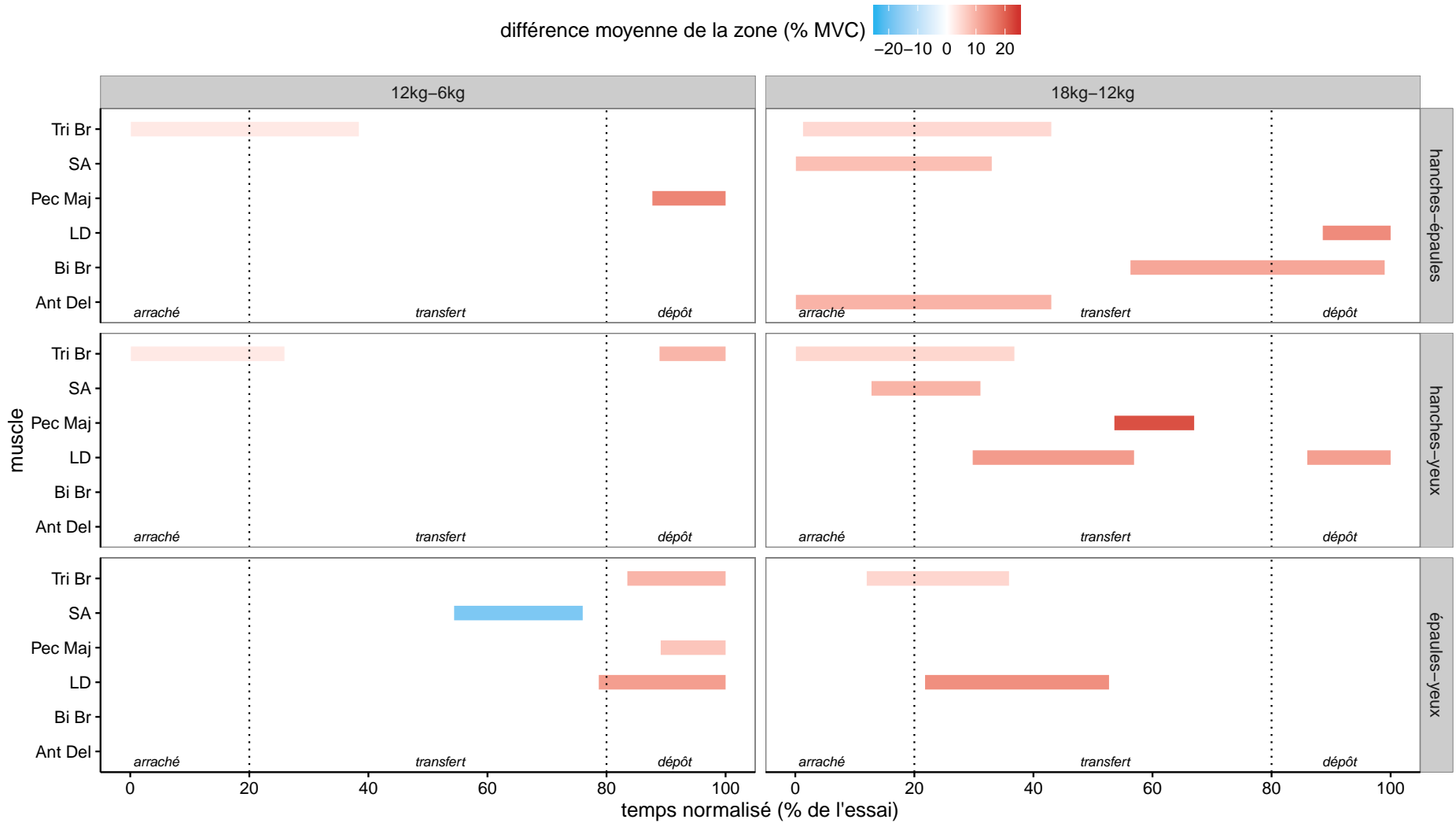


FIGURE 3.2.1 – Zones où l’analyse par cartographie statistique paramétrique a fait ressortir un effet du sexe sur la moyenne EMG en fonction du temps normalisé pour les essais de montée : hanche-épaules, hanches-yeux et épaules-yeux à 18 kg vs 12 kg et 12 kg vs 6 kg. Les muscles représentés sont le triceps brachial (Tri Br), le dentelé antérieur (SA), le pectoral majeur (Pec Maj), le grand dorsal (LD), le biceps brachial (Bi Br) et le deltoïde antérieur (Ant Del). La différence moyenne (en % MVC) de la zone est graduée en fonction de la direction de la moyenne : plus élevée chez les femmes (rouge) ou chez les hommes (bleu). Les phases du mouvement sont indiquées (arraché, transfert et dépôt).

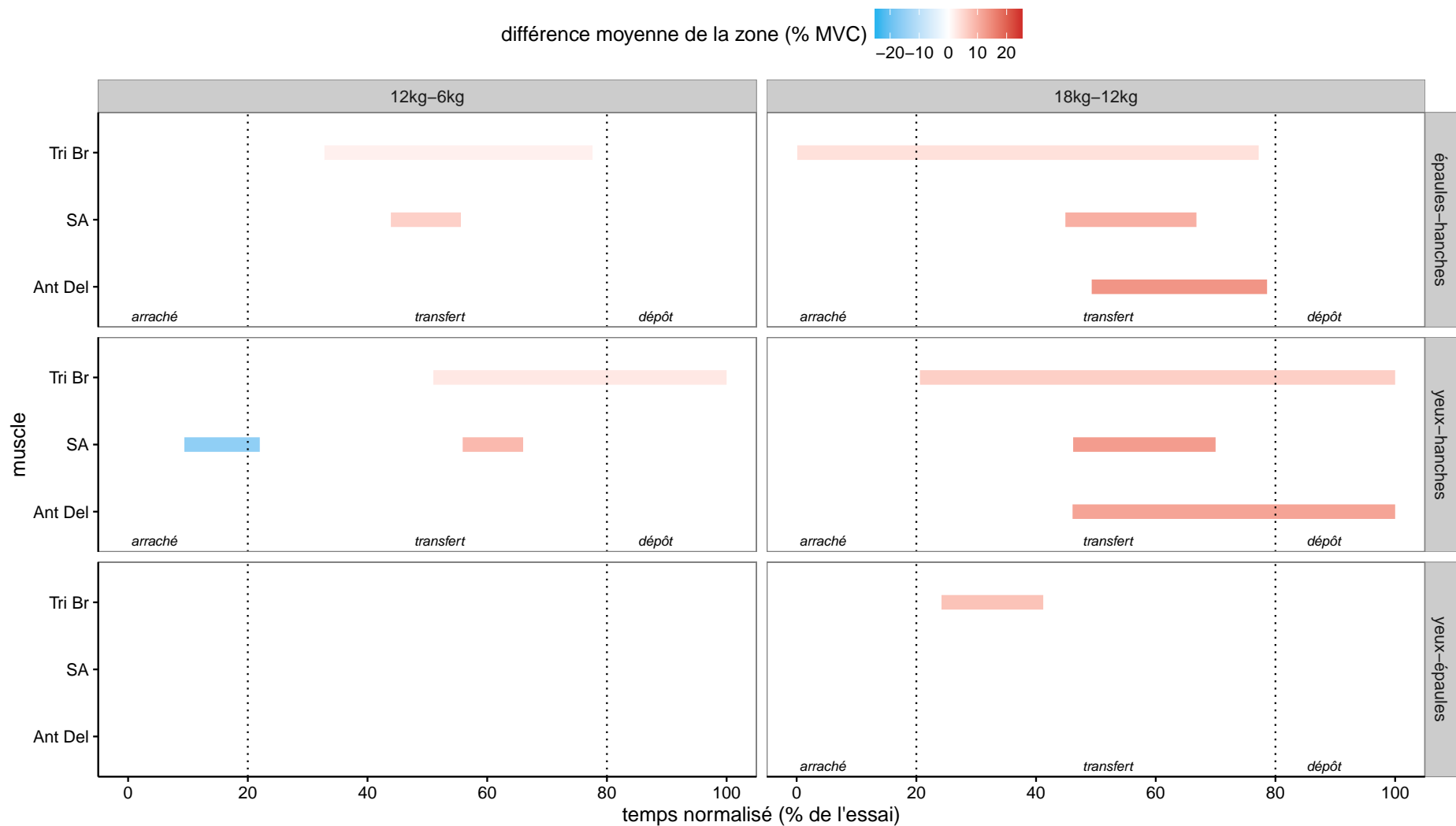


FIGURE 3.2.2 – Zones où l'analyse par cartographie statistique paramétrique a fait ressortir un effet du sexe sur la moyenne EMG en fonction du temps normalisé pour les essais de descente : hanche-épaules, hanches-yeux et épaules-yeux à 18 kg vs 12 kg et 12 kg vs 6 kg. Les muscles représentés sont le triceps brachial (Tri Br), le dentelé antérieur (SA) et le deltoïde antérieur (Ant Del). La différence moyenne (en % MVC) de la zone est graduée en fonction de la direction de la moyenne : plus élevée chez les femmes (rouge) ou chez les hommes (bleu). Les phases du mouvement sont indiquées (arraché, transfert et dépôt).

4 Discussion

Le but de cette étude était d'évaluer les différences d'activations des muscles de l'épaule entre hommes et femmes lors d'une tâche de manutention. Pour répondre à cet objectif, l'activité musculaire de 13 muscles participant aux mouvements impliqués dans la tâche simulée a été enregistrée. L'originalité de cette étude repose sur l'utilisation d'électrodes intramusculaires pour obtenir l'activité des muscles de la coiffe des rotateurs, mais également sur une technique d'analyse statistique peu utilisée en biomécanique : l'analyse par cartographie statistique paramétrique. Nos résultats mettent en évidence des activations musculaires supérieures chez les femmes. En revanche, en contradiction avec notre hypothèse, ces différences ne concernent pas les muscles stabilisateurs, mais les muscles effecteurs (grand pectoral, grand dorsal, biceps et deltoïde antérieur). La majorité des différences d'activation musculaire entre hommes et femmes se manifestent en phase de transfert, avec une charge élevée et lors des essais de montées, particulièrement pour la condition où les bras franchissent le niveau des épaules. La discussion des résultats portera d'abord sur l'effet du sexe sur l'activation des muscles de l'épaule (section 4.1), notamment en lien avec la hauteur et la direction (sous-section 4.1.1), la masse (sous-section 4.1.2) et la phase du mouvement (sous-section 4.1.3). Les différences entre une analyse par statistiques OD et cartographie statistique paramétrique seront abordées (section 4.2), suivies par les interventions sur l'environnement de travail suggérées par les résultats (section 4.3). Enfin, les limites (section 4.4) et perspectives (section 4.5) de l'étude vont clore la discussion.

4.1 Effet du sexe sur l'activation des muscles de l'épaule

L'analyse par SPM a permis de faire ressortir des différences significatives d'activation sur six muscles enregistrés. Les différences obtenues ne semblent pas être associées avec une différence de vitesse d'exécution de la tâche dans la mesure où le sexe n'a pas d'effet

sur la durée de la tâche (à l'exception de l'essai yeux – épaules à 12 kg – 6 kg). La taille et le poids des participants correspondaient au 75^e percentile et 50^e percentile de la population canadienne en 2013 (StatCan, 2011), pour les deux sexes. L'échantillon de participants est donc homogène, même s'il ne correspond à la moyenne canadienne.

En accord avec notre hypothèse de base, les résultats indiquent que les femmes ont des activations musculaires supérieures aux hommes. En effet, pour 94 % des différences (29 cas sur 31), les femmes activent plus que les hommes. En revanche, en contradiction avec notre hypothèse, les différences ne concernent pas les muscles stabilisateurs. Les muscles concernés (pectoral majeur, grand dorsal, deltoïde antérieur, biceps brachial, triceps brachial et dentelé antérieur) sont globalement effecteurs du mouvement et participent à la flexion et à l'adduction du bras. La différence moyenne entre hommes et femmes est la plus grande pour le pectoral majeur (14 % MVC), suivi par le grand dorsal (13 % MVC), le deltoïde antérieur (11 % MVC) et le biceps brachial (11 % MVC).

Tandis que le triceps brachial et le dentelé antérieur obtiennent des différences moins importantes (5 % MVC et 2 % MVC, respectivement), ce sont sur ces deux muscles où les différences entre hommes et femmes sont les plus fréquentes : 11 différences sur les 31 détectées (39 %) sont attribuables au triceps brachial et 7 sur 31 (23 %) au dentelé antérieur. Ainsi, le triceps brachial et le dentelé antérieur sont plus souvent différents, mais la différence d'activation entre hommes et femmes est faible.

Aucune différence significative n'a été détectée sur les muscles stabilisateurs de l'articulation glénohumérale (à l'exception du dentelé antérieur), en particulier la coiffe des rotateurs (supra-épineux, infra-épineux et subscapulaire). Ces résultats suggèrent que l'activité des muscles stabilisateurs n'est pas à l'origine des différences d'exposition aux TMS entre hommes et femmes. Ces résultats semblent en contradiction avec les indices apportés par la littérature, notamment l'instabilité de l'articulation gléno-humérale (Borsa et al., 2000; Barnes et al., 2001) associée avec une laxité de l'épaule supérieure aux hommes (Burgess et al., 2009; Roy et al., 2009). Cependant, les mouvements étudiés sur ce type d'études impliquent souvent des tests à amplitudes maximales, et sont éloignés de tâche de manutention réaliste.

Une des stratégies compensatrices pour pallier à l'instabilité articulaire est la co-contraction. Ce comportement musculaire permet d'augmenter la stabilité d'une articulation (Hirokawa et al., 1991; O'Connor, 1993), cependant il diminue l'efficacité des muscles agonistes au mouvement et peut, à long terme, contribuer à augmenter la fatigue et intervenir dans le mécanisme de blessures articulaire. Les différences identifiées sur les muscles triceps brachial et dentelé antérieur pourraient être un indicateur de co-contraction, car elles sont fréquentes et de faibles intensité.

Une tâche de lever de charge induit principalement une élévation des bras (Yoon et al., 2012) et une rotation interne de l'humérus (Blache et al., 2015). Il est donc compréhensible d'obtenir des différences significatives sur des muscles impliqués dans la flexion de l'épaule et la rotation interne du bras (deltoïde antérieur, grand pectoral, biceps et grand dorsal), sachant que la force des femmes se situerait environ à 50–65 % de celle des hommes (Plamondon et al., 2014; Chaffin et al., 2006). Cette différence de force suppose que l'effort physique pour soulever une même charge est supérieur chez les femmes, se traduisant par une augmentation de l'activité musculaire. Le déficit de force semble être liée avec la prévalence de TMS chez les femmes (Sjøgaard et al., 2006; Hooftman et al., 2009), dans le sens où elle diminue la capacité fonctionnelle à réaliser une tâche. D'autres études ont déjà rapporté des activations musculaires supérieures chez les femmes en comparaison avec les hommes, pour des tâches de travail identiques (Nordander et al., 2008).

4.1.1 Effet de la hauteur et de la direction du mouvement sur la distinction entre hommes et femmes

Parmi les différences significatives identifiées, 19 sur les 31 (61 %) ont été détectées lors d'un essai de montée, contre 12 sur 31 (39 %) lors d'un essai de descente. Le fait que l'énergie potentielle de pesantueur de la caisse soit positive en essai de montée peut expliquer l'augmentation de l'effort nécessaire pour soulever la caisse. Les femmes activeraient davantage leurs muscles pour compenser le manque de force, alors qu'en descente cette stratégie n'est pas nécessaire. La condition hanches–yeux est la condition où les différences sont les plus élevées (10 % MVC) et fréquentes (23 %). Les femmes activent plus

les muscles de flexion et rotation interne lorsque les bras sont au-dessus des épaules. En accord avec nos résultats, Grieve and Dickerson (2008) démontrent que la position avec les mains au-dessus du niveau des épaules sollicite principalement les muscles mobilisateurs de flexion et d'abduction de l'épaule.

Avec un modèle musculosquelettique, Blache et al. (2015) démontre qu'une augmentation de la hauteur est associée avec une augmentation du travail mécanique musculaire du supra-épineux et infra-épineux d'environ 201 % et 244 % respectivement. En contradiction avec cette étude, nos résultats montre une augmentation de seulement 14 % et 16 % de l'activation du supra-épineux et infra-épineux lorsque l'on compare la condition hanches – épaules avec hanches – yeux. Les différences entre hommes et femmes sont également faibles lorsque l'on compare ces deux conditions (moins de 1 %) pour les muscles supra-épineux et infra-épineux. Ainsi, les résultats obtenus avec le modèle musculosquelettique de Blache et al. (2015) sont différents des résultats obtenus avec une mesure de l'activité musculaire réelle, alors que la tâche expérimentale reste la même. Cela remet en question l'exactitude du modèle musculosquelettique et suggère que des améliorations sont nécessaires pour que les données simulés concordent avec des données mesurées.

La position *overhead* est considérée comme l'un des principaux facteurs de risque de TMS de l'épaule (Kuorinka, 1995; Bernard, 1997; Hagberg et al., 2000; Vecchio et al., 1995; Harkness et al., 2003; Koester et al., 2005; Soslowsky et al., 2002). Pour expliquer le mécanisme de blessures en lien avec le travail au-dessus des épaules, une des hypothèses impute la diminution de l'espace sous-acromial. Cet espace est particulièrement réduit lors d'une élévation du bras supérieure à soixante degrés, entraînant alors un coincement des muscles de la coiffe des rotateurs. À terme, ce phénomène aboutit le plus souvent à la déchirure du muscle supra épineux. Monter la caisse au-dessus accroît le temps passé à des hautes activations musculaires et augmente l'amplitude de mouvement dans les articulations scapulothoracique et glénohumérale (Blache et al., 2015). En mettant en relation le déficit de force des femmes et ces éléments, la différence entre hommes et femmes sur cette position apparait cohérente.

4.1.2 Effet de la masse sur la distinction entre hommes et femmes

Les résultats de la comparaison à la masse relative à la force musculaire indiquent que les différences les plus élevées (10 % MVC) et fréquentes (58 %) sont détectées pour la comparaison 18 kg (hommes) et 12 kg (femmes). Dans le même sens, Blache et al. (2015) démontre une augmentation du travail mécanique du deltoïde antérieur et du subscapulaire et une augmentation du temps relatif passé à de hautes activations musculaires (> 60 % MVC) lorsque la masse de la caisse augmente.

De manière évidente, l'augmentation de la charge induit une augmentation de l'énergie potentielle et de l'effort physique nécessaire pour transporter la caisse d'une étagère à une autre. Alors que les différences détectées lors de la comparaison 12 kg–6 kg sont faibles (3 % MVC), l'activation musculaire des muscles effecteurs des femmes augmente lorsque la charge augmente afin de compenser le déficit de force reporté chez les femmes. De plus, l'augmentation de la masse entraîne une augmentation de l'index de fatigue des muscles impliqués dans la tâche et donc une augmentation du risque de blessures (Armstrong et al., 1993; Nimbarde et al., 2010; Chopp and Dickerson, 2012).

Bien que nos résultats démontrent une augmentations des différences hommes – femmes avec une augmentation de la hauteur, il convient cependant de contraster ces résultats car le ratio entre 18 kg – 12 kg (67 %) est plus élevé que celui à 12 kg – 6 kg (50 %). Les différences entre ces deux conditions peuvent certainement être influencées par la différence de 17 % entre ces deux ratios.

4.1.3 Effet de la phase du mouvement sur la distinction entre hommes et femmes

En ce qui concerne les phases de mouvement, l'étape de transfert (21 %–80 %) est l'étape où les différences hommes – femmes sont les plus fréquentes (71 % des différences). Cette phase est trois fois plus longue en comparaison avec les phases de dépôt et arraché. De plus, c'est cette étape du mouvement qui est la plus exigeante (Plamondon et al., 2012, 2014), car la caisse est intégralement supportée par le sujet à l'inverse des phases de dépôt

et arraché, où la masse de la caisse est répartie entre l'étagère et le participant. La distance verticale effectuée lors de la phase de transfert atteint 51.5 ± 4.9 cm et 79.5 ± 4.8 cm pour les étagères situées au niveau des épaules et des yeux respectivement. Il apparait clairement que déplacer une caisse de 18 kg sur une distance d'environ 80 cm est une tâche qui impose davantage d'efforts physiques que le dépôt et l'arraché de caisse. D'autres études ont également trouvé des différences significatives lors de la phase de transport/envol entre hommes et femmes (Plamondon et al., 2012, 2014) et experts – novices (Plamondon et al., 2010, 2012) pour des tâches de manutention.

Les actions musculaires observées par les expérimentateurs lors de la phase de transfert sont plus nombreuses. En montée, la phase de transfert implique une flexion de l'épaule (deltoïde antérieur, pectoral majeur et biceps), une élévation de la scapula (trapèze supérieur, élévateur de la scapula et rhomboïde) et une rotation de la scapula vers le haut (toutes les fibres des trapèzes et le rhomboïde). En descente, les actions musculaires effectuent une extension de l'épaule (deltoïde postérieur, grand dorsal, grand rond et pectoral majeur), une dépression de la scapula (trapèze inférieur, dentelé antérieur et pectoral mineur). En phase d'arraché, le coude effectue une flexion (biceps) et la scapula une rétraction (toutes les fibres du trapèze et rhomboïde); tandis qu'en phase de dépôt il y a une extension du coude (triceps) et une protraction de la scapula (dentelé antérieur et pectoral mineur). Du fait de l'implication des muscles effecteurs dans le mouvement de transfert de la caisse et des résultats précédents qui mettent en lumière des activations inférieures sur ces muscles chez les femmes, ces éléments contribuent à élucider le fait que les différences en phase de transfert sont plus récurrentes.

4.2 Différences entre analyse par statistiques 0D et SPM

Un des objectifs spécifiques de l'étude concernait l'analyse des différences entre une analyse statistique 0D et une analyse 1D par SPM. Nos résultats suggèrent que les avantages d'une analyse par cartographie statistique paramétrique rapportés par la littérature

sont applicables à notre étude et plus généralement à des données électromyographiques. Rappelons que l'emploi d'une analyse statistique 0D implique l'utilisation d'une variable scalaire unique (*i.e.* qui n'évolue pas avec le temps), la moyenne RMS du signal EMG dans notre cas. Bien que la moyenne RMS est corrélée avec la dépense énergétique (Hug et al., 2004), cette valeur moyenne ne renseigne pas sur les phases du mouvement, et l'ensemble de la demande musculaire (Blache et al., 2015). De plus, elle est influencée par les valeurs extrêmes. Concrètement, cela se manifeste dans notre étude par une omission de certaines différences détectées par l'analyse SPM. En plus d'être moins nombreuses, les différences obtenues par l'analyse 0D ne sont pas toutes confirmées par l'analyse 1D, car seulement 60 % des différences 0D concordent avec les différences 1D. En revanche, il convient de noter que l'analyse par SPM n'est pas recommandée pour l'analyse de valeurs maximales. Dans notre exemple, si les valeurs maximales des données EMG ne sont pas en « phase » (*i.e.* n'apparaissent pas en même temps), alors les SPM ne pourront pas comparer les pics entre les groupes.

D'une part, ces résultats démontrent que le choix de la méthode statistique est une étape décisive, car elle conditionne les résultats obtenus et donc les conclusions d'une étude. Par ailleurs, les avantages de la méthode par cartographie statistique paramétrique décrits par la littérature semble tout à fait applicable à notre étude. En effet, en prenant en compte la dimension temporelle des données électromyographiques, cette méthode a permis de contourner le problème de la réduction de données (1), d'utiliser une hypothèse non directionnelle (2), de prendre en compte la dépendance intermusculaire et temporelle des données EMG (3) et enfin de contrôler les erreurs statistiques de type I et II (4).

En conclusion, l'analyse par cartographie statistique paramétrique semble être une méthode alternative plus appropriée pour l'analyse de données EMG. L'utilisation de cette technique est à prendre en considération dans plusieurs domaines d'études, car ses applications dépassent le domaine de l'électromyographie. Les SPM sont d'ores et déjà utilisées par analyser plusieurs type de données en biomécanique, qu'elles soient 1D (EMG, force, moment, *etc.*), 2D (pression sur une surface du pied, *etc.*) ou 3D (pressions appliquées sur le fémur, *etc.*), et leurs avantages sont appuyés par plusieurs études (Friston et al., 1994;

Pataky, 2010, 2012; Pataky et al., 2013, 2015, 2016; Robinson et al., 2015).

4.3 Interventions

Cette étude a permis de mettre en lumière les différences d'activations de 13 muscles de l'épaule entre hommes et femmes lors d'une tâche de manutention. Les recommandations en santé et sécurité du travail qui émanent de ce projet sont les suivantes. En ce qui concerne l'environnement de travail, l'une des interventions les plus efficaces pour réduire les blessures chez les femmes est de réduire la charge soulevée (Plamondon et al., 2012). Nos résultats démontrent des différences d'activations musculaires des muscles effecteurs entre hommes et femmes à poids relatifs, et une augmentation de ces différences lorsque le poids de la charge augmente. Ainsi, nous suggérons que le poids soulevé par les femmes doit être réduit d'au moins 50 % par rapport aux hommes pour une charge modérée et jusqu'à 70 % pour une charge lourde. En réduisant la masse à déplacer, l'effort physique nécessaire pour réaliser la tâche est réduit, tout comme la fatigue et donc le risque de blessure.

Un autre aspect des recommandations concerne la hauteur de travail. Les femmes travaillent plus fréquemment et plus longtemps avec les bras au-dessus des épaules (Dahlberg et al., 2004), et nos résultats indiquent également des activations musculaires supérieures des muscles effecteurs pour les conditions où les bras sont au-dessus des épaules. Sachant que le travail dans cette position est considéré comme un risque de TMS des épaules (Kuorinka, 1995; Bernard, 1997; Hagberg et al., 2000; Dahlberg et al., 2004; Vecchio et al., 1995; Harkness et al., 2003; Koester et al., 2005; Soslowsky et al., 2002), il convient alors d'accorder une attention particulière à la hauteur de travail des travailleurs féminins. Pour diminuer les risques de blessures, il faut éviter la manipulation d'objet situé au-dessus des épaules ou en-dessous des hanches. En position debout, la hauteur de travail optimale se situant entre le niveau des hanches et des épaules. En évitant les hauteurs au-dessus des épaules, la durée de la phase de transfert est également réduite. Or, c'est en effectuant cette phase que les activations musculaires des femmes sont les plus différentes des hommes, de plus c'est la phase la plus exigeante (Plamondon et al., 2012). Ces interventions sont

appuyées par la littérature, notamment Marras et al. (2003) qui affirme que l'ajustement, non seulement de la charge, mais également de la hauteur éliminent les différences entre les sexes sur le chargement lombaire.

Nos résultats ont également mis en lumière plus de différences d'activations musculaires des muscles effecteurs pour les essais de montée. Il serait donc approprié de privilégier la descente de charge plutôt que la montée. Une réorganisation du travail pourrait être nécessaire afin d'assigner les montées de charge aux hommes tandis que les femmes seraient responsables des descentes.

En revanche, bien que ces mesures diminuent l'exposition aux facteurs de risque de troubles musculosquelettique, ces interventions ne corrigent pas la posture (Plamondon et al., 2012, 2014). Ainsi, si la travailleuse adopte une posture inadaptée à la tâche, le risque de blessure persiste. Pour avoir un effet significatif à long terme sur les risques de TMS, il faut également agir sur le comportement du travailleur, en proposant par exemple des formations visant à choisir une posture adaptée aux conditions de travail. L'activité physique peut également contribuer à la réduction du nombre de blessures liées à la manutention chez les femmes. En effet, la majorité des différences d'activations musculaires de cette étude concerne les muscles effecteurs, soulignant la « faiblesse » de ces muscles chez les femmes. Un programme de musculation visant à renforcer les principaux muscles effecteurs de l'épaule pourrait donc contribuer à diminuer la prévalence des TMS de l'épaule chez les femmes.

Finalement, pour agir sur l'environnement de travail de manière globale, il convient avant tout de personnaliser les normes de travail pour ajuster les marges de sécurité en fonction de la population. En prenant en considération la prédisposition des femmes face aux troubles musculosquelettiques, il sera alors possible de réduire le risque de blessure de cette population.

4.4 Limites de l'étude

Quelques limites sont en prendre en considération dans l'interprétation des résultats de cette étude. L'une des principales concerne les participants de l'expérimentation. Les sujets étaient tous des jeunes étudiants de l'Université de Montréal, novices en ce qui concerne la manutention. Bien que les résultats permettent de rapporter les différences d'activations musculaires qui se manifestent entre hommes et femmes néophytes, il existe peut-être des stratégies et des mécanismes compensateurs utilisés par les experts que la présente étude omet. Une future étude impliquant des experts en manutention est d'ores et déjà planifiée, afin de pouvoir généraliser nos résultats à une population de professionnels.

Par ailleurs, la tâche réalisée par les participants est une tâche de manutention simulée en laboratoire avec un protocole standardisé, qui ne reflète pas exactement la tâche professionnelle. D'une part ce choix s'est imposé pour des raisons logistiques, mais également pour isoler l'effet du sexe sur les activations musculaires, sans prendre en compte d'autres variables confondantes. Une autre limite concerne le fait d'ajuster la hauteur des étagères en fonction de l'anthropométrie des participants alors que la masse de la caisse est le même pour tous les sujets de même sexe. Or, les charges et la hauteur de travail sont rarement personnalisées en entreprise. Cependant, cela permettait de réduire la variabilité et isoler l'effet du sexe. La collecte des données s'est effectuée exclusivement sur l'épaule droite des participants afin de faciliter l'analyse des données EMG et cinématique (données non explicitées dans ce mémoire). Pour appuyer ce choix, nous avons opter pour une tâche symétrique, en assumant que le côté droit et gauche du haut du corps agissent symétriquement (Nielsen et al., 1998). Pour augmenter la puissance statistique de nos résultats, il conviendrait d'avoir les mêmes muscles enregistrés pour tous les sujets. Par exemple, seulement 24 sujets sur 58 ont été équipés d'électrodes intramusculaires. La récolte des données s'est réalisée sur trois ans, alors que les électrodes intramusculaires ont été introduites au laboratoire depuis 2015. Bien que les données ont été récoltées sur plusieurs années, un évaluateur commun était présent afin d'assurer l'homogénéité de l'instrumentation et réduire la variabilité attribuable à l'expérimentateur.

4.5 Perspectives de l'étude

Pour l'ensemble des participants à l'étude, les données cinématiques ont été collectées. Quarante-trois marqueurs étaient positionnés sur les participants afin d'enregistrer les mouvements du bras droit pendant l'exécution de la tâche expérimentale. La prochaine étape du projet consiste à utiliser ces données cinématiques pour faire une analyse dynamique et musculosquelettique, dans la veine des travaux de Blache et al. (2015). Une expérimentation complémentaire est planifiée afin de rendre compte des différences entre experts et novices lors d'une nouvelle tâche de manutention, plus fidèle à l'environnement professionnel. Le modèle musculosquelettique permettra alors de faire ressortir des indicateurs synthétiques d'exposition aux risques de troubles musculosquelettique de l'épaule lors d'une tâche de manutention. Ces indicateurs pourront concerner l'activation musculaire (activation musculaire du trapèze supérieure à 60% MVC par exemple) ou des variables cinématiques (temps passé avec les bras au-dessus des épaules, variabilité motrice ou position pour réaliser la tâche par exemple). Ces derniers pourront être mesurés directement sur le terrain afin de discriminer des comportements à risque de blessure et concevoir un environnement de travail sécuritaire.

Conclusion

Rappel des objectifs

L'objectif principal de la présente étude était d'étudier les caractéristiques d'activation musculaire des muscles de l'épaule des hommes et des femmes lors d'une tâche de manutention simulée en laboratoire. En accord avec la littérature, notre hypothèse était qu'il existe des différences d'activation des muscles de l'épaule permettant d'expliquer la prévalence des TMS chez les femmes, notamment un recrutement accru des muscles stabilisateurs. Les résultats permettraient d'établir des recommandations en santé et sécurité du travail afin de réduire la prévalence des troubles musculosquelettiques chez les femmes. Un objectif spécifique était également de comparer les résultats obtenus par statistiques 0D et par cartographie statistique paramétrique.

Bilan des travaux effectués

En accord avec notre hypothèse de base, les femmes ont des activations musculaires supérieures aux hommes. En revanche, en contradiction avec la littérature, ces différences ne concernent pas les muscles stabilisateurs, mais les muscles effecteurs (grand pectoral, grand dorsal, biceps et deltoïde antérieur) participant à la flexion et à l'adduction du bras. La majorité des différences d'activation musculaire entre hommes et femmes se manifestent en phase de transfert, avec une charge élevée et lors des essais de montées, particulièrement pour la condition où les bras franchissent le niveau des épaules.

En lien avec nos résultats, il est possible d'établir des recommandations en santé et sécurité du travail pour réduire le risque de blessures chez les femmes. Tout d'abord, la réduction de la charge d'au moins 50% par rapport aux hommes semble indispensable pour préserver la santé des employés. D'autres interventions sur l'environnement de travail contribueront à réduire les troubles musculosquelettiques des femmes, comme la réduction de la hauteur de travail pour éviter le travail au-dessus des épaules, la descente de

charge plutôt que la montée et la réduction de la phase de transfert de charge. De plus, le renforcement des muscles effecteurs au mouvement pourrait constituer un moyen de contrer la faiblesse musculaire.

Concernant l'objectif spécifique, la comparaison entre la méthode statistique 0D traditionnelle et la cartographie statistique paramétrique a confirmé les avantages de cette dernière. La cartographie statistique paramétrique semble être une méthode adaptée à l'analyse de données électromyographiques. Elle a permis de contourner le problème de la réduction de données, d'utiliser une hypothèse non directionnelle, de prendre en compte la dépendance intermusculaire et temporelle des données EMG et enfin de contrôler les erreurs statistiques de type I et II.

Bibliographie

- Allen, T. R., R. L. Brookham, A. C. Cudlip, and C. R. Dickerson (2013, December). Comparing surface and indwelling electromyographic signals of the supraspinatus and infraspinatus muscles during submaximal axial humeral rotation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23(6), 1343–1349.
- Anders, C., S. Bretschneider, A. Bernsdorf, K. Erler, and W. Schneider (2004, December). Activation of shoulder muscles in healthy men and women under isometric conditions. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 14(6), 699–707.
- Armstrong, T. J., P. Buckle, L. J. Fine, M. Hagberg, B. Jonsson, A. Kilbom, I. A. Kuorinka, B. A. Silverstein, G. Sjøgaard, and E. R. Viikari-Juntura (1993, April). A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health* 19(2), 73–84.
- Barnes, C. J., S. J. Van Steyn, and R. A. Fischer (2001, June). The effects of age, sex, and shoulder dominance on range of motion of the shoulder. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]* 10(3), 242–246.
- Bartlett, M. S. (1937, May). Properties of Sufficiency and Statistical Tests. *Proceedings of the Royal Society A : Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 160(901), 268–282.
- Bernard, B. P. (1997). Musculoskeletal disorders and workplace factors. a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity and low back. US Department of Health and Human Services, National Institute for Occupational Safety and Health, Cincinnati. *US Department of Health and Human Services, National Institute for Occupational Safety and Health.*

- Bernardes, S. F., E. Keogh, and M. L. Lima (2008, May). Bridging the gap between pain and gender research : a selective literature review. *European Journal of Pain (London, England)* 12(4), 427–440.
- Blache, Y., L. Desmoulins, P. Allard, A. Plamondon, and M. Begon (2015, May). Effects of height and load weight on shoulder muscle work during overhead lifting task. *Ergonomics* 58(5), 748–761.
- Boettcher, C. E., K. A. Ginn, and I. Cathers (2008, December). Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 26(12), 1591–1597.
- Borsa, P. A., E. L. Sauers, and D. E. Herling (2000, October). Patterns of glenohumeral joint laxity and stiffness in healthy men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32(10), 1685–1690.
- Buckle, P. W. and J. Jason Devereux (2002, May). The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Applied Ergonomics* 33(3), 207–217.
- Burgess, K. E., P. Graham-Smith, and S. J. Pearson (2009, April). Effect of acute tensile loading on gender-specific tendon structural and mechanical properties. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 27(4), 510–516.
- Chaffin, D. B., G. B. J. Andersson, and B. J. Martin (2006, May). *Occupational Biomechanics* (4 edition ed.). Hoboken, N.J : Wiley-Interscience.
- Chopp, J. N. and C. R. Dickerson (2012, April). Resolving the contributions of fatigue-induced migration and scapular reorientation on the subacromial space : an orthopaedic geometric simulation analysis. *Human Movement Science* 31(2), 448–460.
- Clark, B. C., T. M. Manini, D. J. Thé, N. A. Doldo, and L. L. Ploutz-Snyder (2003, June). Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction

-
- type and EMG spectral compression. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 94(6), 2263–2272.
- Côté, J. N. (2012, February). A critical review on physical factors and functional characteristics that may explain a sex/gender difference in work-related neck/shoulder disorders. *Ergonomics* 55(2), 173–182.
- Dahlberg, R., L. Karlqvist, C. Bildt, and K. Nykvist (2004, November). Do work technique and musculoskeletal symptoms differ between men and women performing the same type of work tasks? *Applied Ergonomics* 35(6), 521–529.
- Dal Maso, F., P. Marion, and M. Begon (2016, January). Optimal Combinations of Isometric Normalization Tests for the Production of Maximum Voluntary Activation of the Shoulder Muscles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.
- d’Avella, A., P. Saltiel, and E. Bizzi (2003, March). Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature Neuroscience* 6(3), 300–308.
- De Luca, C. J., L. D. Gilmore, M. Kuznetsov, and S. H. Roy (2010, May). Filtering the surface EMG signal : Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics* 43(8), 1573–1579.
- de Zwart, B. C., M. H. Frings-Dresen, and A. Kilbom (2001, January). Gender differences in upper extremity musculoskeletal complaints in the working population. *International Archives of Occupational and Environmental Health* 74(1), 21–30.
- Ditor, D. S. and A. L. Hicks (2000, October). The effect of age and gender on the relative fatigability of the human adductor pollicis muscle. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* 78(10), 781–790.
- Duguay, P., A. Boucher, M. A. Busque, P. Prud’homme, and D. Vergara (2012). Lésions professionnelles indemnisées au Québec en 2005-2007 : Profil statistique par industrie - catégorie professionnelle. *Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité du travail*.

- Ekstrom, R. A., G. L. Soderberg, and R. A. Donatelli (2005, August). Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 15(4), 418–428.
- Esmail, S., Y. Bhambhani, and S. Brintnell (1995, May). Gender differences in work performance on the Baltimore Therapeutic Equipment work simulator. *The American Journal of Occupational Therapy : Official Publication of the American Occupational Therapy Association* 49(5), 405–411.
- Fallentin, N., B. Juul-Kristensen, S. Mikkelsen, J. H. Andersen, J. P. Bonde, P. Frost, and L. Endahl (2001, February). Physical exposure assessment in monotonous repetitive work—the PRIM study. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health* 27(1), 21–29.
- Friston, K. J., A. P. Holmes, K. J. Worsley, J.-P. Poline, C. D. Frith, and R. S. J. Frackowiak (1994). Statistical parametric maps in functional imaging : A general linear approach. *Human Brain Mapping* 2(4), 189–210.
- Fuller, J. R., K. V. Lomond, J. Fung, and J. N. Côté (2009, December). Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 19(6), 1043–1052.
- Gardner, L. I., D. P. Landsittel, and N. A. Nelson (1999, October). Risk factors for back injury in 31,076 retail merchandise store workers. *American Journal of Epidemiology* 150(8), 825–833.
- Ge, H.-Y., L. Arendt-Nielsen, D. Farina, and P. Madeleine (2005, December). Gender-specific differences in electromyographic changes and perceived pain induced by experimental muscle pain during sustained contractions of the upper trapezius muscle. *Muscle & Nerve* 32(6), 726–733.

- Gribble, P. L. and D. J. Ostry (1998, November). Independent coactivation of shoulder and elbow muscles. *Experimental Brain Research* 123(3), 355–360.
- Gribble, P. L. and D. J. Ostry (1999, November). Compensation for interaction torques during single- and multijoint limb movement. *Journal of Neurophysiology* 82(5), 2310–2326.
- Grieve, J. R. and C. R. Dickerson (2008, January). Overhead work : Identification of evidence-based exposure guidelines. *Occupational Ergonomics* 8(1), 53–66.
- Hagberg, M., F. Violante, A. Kilbom, and T. J. Armstrong (2000, December). *Occupational Ergonomics : Work Related Musculoskeletal Disorders of the Upper Limb and Back*. CRC Press. Google-Books-ID : H04MfnR5wQMC.
- Häkkinen, M., E. Viikari-Juntura, and R. Martikainen (2001, February). Job experience, work load, and risk of musculoskeletal disorders. *Occupational and Environmental Medicine* 58(2), 129–135.
- Härenstam, A., L. Karlqvist, L. Bodin, G. Nise, P. Schéele, and T. Moa Research Group (2003, January). Patterns of working and living conditions : A holistic, multivariate approach to occupational health studies. *Work & Stress* 17(1), 73–92.
- Harkness, E. F., G. J. Macfarlane, E. S. Nahit, A. J. Silman, and J. McBeth (2003, November). Mechanical and psychosocial factors predict new onset shoulder pain : a prospective cohort study of newly employed workers. *Occupational and Environmental Medicine* 60(11), 850–857.
- Hashmi, J. A. and K. D. Davis (2009, October). Women experience greater heat pain adaptation and habituation than men. *Pain* 145(3), 350–357.
- Herberts, P., R. Kadefors, C. Högfors, and G. Sigholm (1984, December). Shoulder pain and heavy manual labor. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (191), 166–178.
- Hicks, A. L., J. Kent-Braun, and D. S. Ditor (2001, July). Sex differences in human skeletal muscle fatigue. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 29(3), 109–112.

- Hirokawa, S., M. Solomonow, Z. Luo, Y. Lu, and R. D'Ambrosia (1991, September). Ligaments and the Sensory-Motor Control of Knee Motion and Stability Muscular co-contraction and control of knee stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1(3), 199–208.
- Hooftman, W. E., A. J. van der Beek, P. M. Bongers, and W. van Mechelen (2009, March). Is there a gender difference in the effect of work-related physical and psychosocial risk factors on musculoskeletal symptoms and related sickness absence? *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health* 35(2), 85–95.
- Houck, J. (2003, December). Muscle activation patterns of selected lower extremity muscles during stepping and cutting tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13(6), 545–554.
- Hug, F., P. Decherchi, T. Marqueste, and Y. Jammes (2004, April). EMG versus oxygen uptake during cycling exercise in trained and untrained subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 14(2), 187–195.
- Hunter, S. K., A. Critchlow, and R. M. Enoka (2004, November). Influence of aging on sex differences in muscle fatigability. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 97(5), 1723–1732.
- Hurley, R. W. and M. C. B. Adams (2008, July). Sex, gender, and pain : an overview of a complex field. *Anesthesia and Analgesia* 107(1), 309–317.
- Jaworowski, A., M. M. Porter, A. M. Holmbäck, D. Downham, and J. Lexell (2002, November). Enzyme activities in the tibialis anterior muscle of young moderately active men and women : relationship with body composition, muscle cross-sectional area and fibre type composition. *Acta Physiologica Scandinavica* 176(3), 215–225.
- Juul-Kristensen, B. and C. Jensen (2005, March). Self-reported workplace related ergonomic conditions as prognostic factors for musculoskeletal symptoms : the "BIT" follow up study on office workers. *Occupational and Environmental Medicine* 62(3), 188–194.

- Kadaba, M. P., A. Cole, M. E. Wootten, P. McCann, M. Reid, G. Mulford, E. April, and L. Bigliani (1992, May). Intramuscular wire electromyography of the subscapularis. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 10(3), 394–397.
- Kilbom, A. and K. Messing (1998). Work-related musculoskeletal disorders. *Women's Health at Work*.
- Koester, M. C., M. S. George, and J. E. Kuhn (2005, May). Shoulder impingement syndrome. *The American Journal of Medicine* 118(5), 452–455.
- Kolstrup, C. L. (2012). Work-related musculoskeletal discomfort of dairy farmers and employed workers. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology* 7, 23.
- Kraus, J. F., K. B. Schaffer, D. L. McArthur, and C. Peek-Asa (1997, October). Epidemiology of acute low back injury in employees of a large home improvement retail company. *American Journal of Epidemiology* 146(8), 637–645.
- Kuorinka, I. (1995). *Work-Related Musculoskeletal Disorders Wmsds : A Reference For Prevention*. London ; Bristol, PA : CRC Press.
- Larsson, B., K. Sjøgaard, and L. Rosendal (2007, June). Work related neck-shoulder pain : a review on magnitude, risk factors, biochemical characteristics, clinical picture and preventive interventions. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology* 21(3), 447–463.
- Lindman, R., A. Eriksson, and L. E. Thornell (1991, April). Fiber type composition of the human female trapezius muscle : enzyme-histochemical characteristics. *The American Journal of Anatomy* 190(4), 385–392.
- Lomond, K. V. and J. N. Côté (2010, October). Movement timing and reach to reach variability during a repetitive reaching task in persons with chronic neck/shoulder pain and healthy subjects. *Experimental Brain Research* 206(3), 271–282.

- Lomond, K. V. and J. N. Côté (2011, February). Differences in posture-movement changes induced by repetitive arm motion in healthy and shoulder-injured individuals. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 26(2), 123–129.
- Luime, J. (2004, December). *Shoulder complaints : the occurrence, course and diagnosis*. Erasmus University Rotterdam.
- Lund, J. P., R. Donga, C. G. Widmer, and C. S. Stohler (1991, May). The pain-adaptation model : a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* 69(5), 683–694.
- Madeleine, P., S. E. Mathiassen, and L. Arendt-Nielsen (2008). Changes in the degree of motor variability associated with experimental and chronic neck-shoulder pain during a standardised repetitive arm movement. *Experimental Brain Research* 185(4), 689–698.
- Madeleine, P., M. Voigt, and S. E. Mathiassen (2008). The size of cycle-to-cycle variability in biomechanical exposure among butchers performing a standardised cutting task. *Ergonomics* 51(7), 1078–1095.
- Mannion, A. F., G. A. Dumas, R. G. Cooper, F. J. Espinosa, M. W. Faris, and J. M. Stevenson (1997, May). Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain : normal values and sex differences. *Journal of Anatomy* 190 (Pt 4), 505–513.
- Marras, W. S., K. G. Davis, and M. Jorgensen (2002, November). Spine loading as a function of gender. *Spine* 27(22), 2514–2520.
- Marras, W. S., K. G. Davis, and M. Jorgensen (2003, April). Gender influences on spine loads during complex lifting. *The Spine Journal : Official Journal of the North American Spine Society* 3(2), 93–99.
- Mathiassen, S. E., T. Möller, and M. Forsman (2003, June). Variability in mechanical exposure within and between individuals performing a highly constrained industrial work task. *Ergonomics* 46(8), 800–824.

- Merletti, R. and P. Di Torino (1999). Standards for reporting EMG data. *9*(1), 3–4.
- Messing, K., S. R. Stock, and F. Tissot (2009, March). Should studies of risk factors for musculoskeletal disorders be stratified by gender? Lessons from the 1998 Québec Health and Social Survey. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health* *35*(2), 96–112.
- Michel, C., R. Arcand, H. Crevier, N. Dovonou, R. Martin, P. Pelletier, and R. Phaneuf (2010). Portrait national des troubles musculo-squelettiques (TMS) 1998-2007 : TMS sous surveillance. *Québec : Directions de santé publique et Institut national de santé publique*.
- Mital, A., A. S. Nicholson, and M. M. Ayoub (1997). *A guide to manual materials handling* (2nd ed ed.). London ; Washington, D.C : Taylor & Francis.
- Nielsen, P. K., L. Andersen, and K. Jørgensen (1998, December). The muscular load on the lower back and shoulders due to lifting at different lifting heights and frequencies. *Applied Ergonomics* *29*(6), 445–450.
- Nimbarte, A. D., F. Aghazadeh, L. H. Ikuma, and C. M. Harvey (2010). Neck disorders among construction workers : understanding the physical loads on the cervical spine during static lifting tasks. *Industrial Health* *48*(2), 145–153.
- Nordander, C., K. Ohlsson, I. Balogh, G.-Å. Hansson, A. Axmon, R. Persson, and S. Skerfving (2008, August). Gender differences in workers with identical repetitive industrial tasks : exposure and musculoskeletal disorders. *International Archives of Occupational and Environmental Health* *81*(8), 939–947.
- O'Connor, J. J. (1993, January). Can muscle co-contraction protect knee ligaments after injury or repair? *Bone & Joint Journal* *75-B*(1), 41–48.
- Pataky, T. C. (2010, July). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics* *43*(10), 1976–1982.

- Pataky, T. C. (2012, March). One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15(3), 295–301.
- Pataky, T. C., M. A. Robinson, and J. Vanrenterghem (2013, September). Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. *Journal of Biomechanics* 46(14), 2394–2401.
- Pataky, T. C., J. Vanrenterghem, and M. A. Robinson (2015, May). Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of Biomechanics* 48(7), 1277–1285.
- Pataky, T. C., J. Vanrenterghem, and M. A. Robinson (2016, June). The probability of false positives in zero-dimensional analyses of one-dimensional kinematic, force and EMG trajectories. *Journal of Biomechanics* 49(9), 1468–1476.
- Peharec, S., R. Jerković, P. Bacić, J. Azman, and D. Bobinac (2007, December). Kinematic measurement of the lumbar spine and pelvis in the normal population. *Collegium Antropologicum* 31(4), 1039–1042.
- Penny, W. D., K. J. Friston, J. T. Ashburner, S. J. Kiebel, and T. E. Nichols (Eds.) (2006, December). *Statistical Parametric Mapping : The Analysis of Functional Brain Images* (1 edition ed.). Amsterdam ; Boston : Academic Press.
- Perotto, A. O. (2011, August). *Anatomical Guide for the Electromyographer : The Limbs and Trunk* (5 edition ed.). Springfield, Ill : Charles C Thomas Pub Ltd.
- Plamondon, A., D. Denis, A. Delisle, C. Larivière, and E. Salazar (2010, October). Biomechanical differences between expert and novice workers in a manual material handling task. *Ergonomics* 53(10), 1239–1253.
- Plamondon, A., D. Denys, and C. Larivière (2012, November). Les femmes manutentionnaires, un point de vue biomécanique et ergonomique. *Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité du travail* (R-757).

- Plamondon, A., C. Larivière, A. Delisle, D. Denis, and D. Gagnon (2012, January). Relative importance of expertise, lifting height and weight lifted on posture and lumbar external loading during a transfer task in manual material handling. *Ergonomics* 55(1), 87–102.
- Plamondon, A., C. Larivière, D. Denis, M. St-Vincent, and A. Delisle (2014, November). Sex differences in lifting strategies during a repetitive palletizing task. *Applied Ergonomics* 45(6), 1558–1569.
- Punnet, L., P. Herbert, M. B. Goldman, and M. Hatch (2000). *Women and Health*. Gulf Professional Publishing.
- Rivest, K., J. N. Côté, J.-P. Dumas, M. Sterling, and S. J. De Serres (2010, April). Relationships between pain thresholds, catastrophizing and gender in acute whiplash injury. *Manual Therapy* 15(2), 154–159.
- Robinson, M. A., J. Vanrenterghem, and T. C. Pataky (2015, February). Statistical Parametric Mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25(1), 14–19.
- Roepstorff, C., M. Thiele, T. Hillig, H. Pilegaard, E. A. Richter, J. F. P. Wojtaszewski, and B. Kiens (2006, July). Higher skeletal muscle α 2ampk activation and lower energy charge and fat oxidation in men than in women during submaximal exercise. *The Journal of Physiology* 574(Pt 1), 125–138.
- Roy, J.-S., J. C. Macdermid, K. U. Boyd, K. J. Faber, D. Drosdowech, and G. S. Athwal (2009). Rotational strength, range of motion, and function in people with unaffected shoulders from various stages of life. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology : SMARTT* 1, 4.
- Royston, J. P. (1983). Some Techniques for Assessing Multivariate Normality Based on the Shapiro-Wilk W. *Applied Statistics* 32(2), 121.
- Silverstein, B., E. Viikari-Juntura, and J. Kalat (2002, March). Use of a prevention index to identify industries at high risk for work-related musculoskeletal disorders of

- the neck, back, and upper extremity in Washington state, 1990-1998. *American Journal of Industrial Medicine* 41(3), 149–169.
- Silverstein, B. A., L. J. Fine, and T. J. Armstrong (1986, November). Hand wrist cumulative trauma disorders in industry. *British Journal of Industrial Medicine* 43(11), 779–784.
- Simoneau, J. A. and C. Bouchard (1989, October). Human variation in skeletal muscle fiber-type proportion and enzyme activities. *The American Journal of Physiology* 257(4 Pt 1), E567–572.
- Simoneau, J. A., G. Lortie, M. R. Boulay, M. C. Thibault, G. Thériault, and C. Bouchard (1985, January). Skeletal muscle histochemical and biochemical characteristics in sedentary male and female subjects. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* 63(1), 30–35.
- Sjøgaard, G. and K. Sjøgaard (1998, June). Muscle injury in repetitive motion disorders. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (351), 21–31.
- Sjøgaard, G., K. Sjøgaard, H. J. Hermens, L. Sandsjö, T. Läubli, S. Thorn, M. M. R. Vollenbroek-Hutten, L. Sell, H. Christensen, A. Klipstein, R. Kadefors, and R. Merletti (2006, January). Neuromuscular assessment in elderly workers with and without work related shoulder/neck trouble : the NEW-study design and physiological findings. *European Journal of Applied Physiology* 96(2), 110–121.
- Snook, S. H. and V. M. Ciriello (1991, September). The design of manual handling tasks : revised tables of maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics* 34(9), 1197–1213.
- Soslowsky, L. J., S. Thomopoulos, A. Esmail, C. L. Flanagan, J. P. Iannotti, J. D. Williamson, and J. E. Carpenter (2002, September). Rotator cuff tendinosis in an animal model : role of extrinsic and overuse factors. *Annals of Biomedical Engineering* 30(8), 1057–1063.

- Staron, R. S., F. C. Hagerman, R. S. Hikida, T. F. Murray, D. P. Hostler, M. T. Crill, K. E. Ragg, and K. Toma (2000, May). Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. *The Journal of Histochemistry and Cytochemistry : Official Journal of the Histochemistry Society* 48(5), 623–629.
- StatCan (2011). Programme du Recensement de la population de 2011. *Statistique Canada, gouvernement fédéral Canadien*.
- Statistics-B.o.L (2010). Nonfatal Occupational Injuries and Illnesses Requiring Days Away From Work. *United States Department of Labor, Bureau of Labor Statistics*.
- Stock, S., M. Vézina, E. Cloutier, K. Lippel, and É. Fortin (2011). Enquête québécoise sur des conditions de travail, d'emploi, et de santé et de sécurité du travail [EQCOTESST]. *Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité du travail*.
- Svendsen, J. H. and P. Madeleine (2010, February). Amount and structure of force variability during short, ramp and sustained contractions in males and females. *Human Movement Science* 29(1), 35–47.
- Treaster, D. and D. Burr (2004, April). Gender differences in prevalence of upper extremity musculoskeletal disorders. *Ergonomics* 47(5), 495–526.
- Urwin, M., D. Symmons, T. Allison, T. Brammah, H. Busby, M. Roxby, A. Simmons, and G. Williams (1998, November). Estimating the burden of musculoskeletal disorders in the community : the comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation. *Annals of the Rheumatic Diseases* 57(11), 649–655.
- van der Windt, D. A., E. Thomas, D. P. Pope, A. F. de Winter, G. J. Macfarlane, L. M. Bouter, and A. J. Silman (2000, July). Occupational risk factors for shoulder pain : a systematic review. *Occupational and Environmental Medicine* 57(7), 433–442.
- van Rijn, R. M., B. M. Huisstede, B. W. Koes, and A. Burdorf (2010, May). Associations between work-related factors and specific disorders of the shoulder—a systematic review of the literature. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health* 36(3), 189–201.

- Vecchio, P., R. Kavanagh, B. L. Hazleman, and R. H. King (1995, May). Shoulder pain in a community-based rheumatology clinic. *British Journal of Rheumatology* 34(5), 440–442.
- Wahlstedt, K., D. Norbäck, G. Wieslander, L. Skoglund, and R. Runeson (2010). Psychosocial and ergonomic factors, and their relation to musculoskeletal complaints in the Swedish workforce. *International journal of occupational safety and ergonomics : JOSE* 16(3), 311–321.
- Waite, D. L., R. L. Brookham, and C. R. Dickerson (2010, October). On the suitability of using surface electrode placements to estimate muscle activity of the rotator cuff as recorded by intramuscular electrodes. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20(5), 903–911.
- Waters, T. R., V. Putz-Anderson, A. Garg, and L. J. Fine (1993, July). Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics* 36(7), 749–776.
- Wüst, R. C. I., C. I. Morse, A. de Haan, D. A. Jones, and H. Degens (2008, July). Sex differences in contractile properties and fatigue resistance of human skeletal muscle. *Experimental Physiology* 93(7), 843–850.
- Yoon, J., A. Shiekhzadeh, and M. Nordin (2012, November). The effect of load weight vs. pace on muscle recruitment during lifting. *Applied Ergonomics* 43(6), 1044–1050.