

## Effet de l'expertise et du sexe sur les contraintes à l'épaule en manutention

Etienne Goubault  
Romain Martinez  
Najoua Assila  
Jennifer Dowling-Medley  
Élodie Monga-Dubreuil  
Sophie-Anne Scherrer  
André Plamondon  
Mickaël Begon

RAPPORTS  
SCIENTIFIQUES

R-1103



## NOS RECHERCHES travaillent pour vous !

**Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.**

### **Mission**

Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi qu'à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes;

Assurer la diffusion des connaissances et jouer un rôle de référence scientifique et d'expertise;

Offrir les services de laboratoires et l'expertise nécessaires à l'action du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.

Doté d'un conseil d'administration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, l'IRSST est financé par la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail.

### **Pour en savoir plus**

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par l'IRSST peuvent être téléchargées gratuitement. [www.irsst.qc.ca](http://www.irsst.qc.ca)

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement :

- au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CNESST ([preventionautravail.com](http://preventionautravail.com))
- au bulletin électronique [InfoIRSST](http://InfoIRSST)

### **Dépôt légal**

Bibliothèque et Archives nationales du Québec  
2020  
ISBN : 978-2-89797-121-2  
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications  
et de la valorisation de la recherche  
505, boul. De Maisonneuve Ouest  
Montréal (Québec)  
H3A 3C2  
Téléphone : 514 288-1551  
[publications@irsst.qc.ca](mailto:publications@irsst.qc.ca)  
[www.irsst.qc.ca](http://www.irsst.qc.ca)  
© Institut de recherche Robert-Sauvé  
en santé et en sécurité du travail  
Juin 2020

# Effet de l'expertise et du sexe sur les contraintes à l'épaule en manutention

Etienne Goubault<sup>1\*</sup>, Romain Martinez<sup>1\*</sup>, Najoua Assila<sup>1</sup>, Jennifer Dowling-Medley<sup>1</sup>, Élodie Monga-Dubreuil<sup>1</sup>, Sophie-Anne Scherrer<sup>1</sup>, André Plamondon<sup>2</sup>, Mickaël Begon<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire de simulation et modélisation du mouvement (S2M), École de kinésiologie et des sciences de l'activité physique, Faculté de médecine, Université de Montréal

<sup>2</sup> IRSST

RAPPORTS  
SCIENTIFIQUES

R-1103



## Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document.

En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

Cette publication est disponible en version PDF sur le site Web de l'IRSST.



#### ÉVALUATION PAR DES PAIRS

Conformément aux politiques de l'IRSST, les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

## **REMERCIEMENTS**

Merci à l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) pour le financement du projet qui nous a permis de mettre en œuvre cette recherche. Un grand merci doit également être adressé à tous les membres du Laboratoire de simulation et modélisation du mouvement (S2M), et notamment à Jason Bouffard et Benjamin Michaud qui, par leurs précieuses compétences, ont permis la réalisation de ce rapport. Merci également aux manutentionnaires et entreprises qui ont participé au bon déroulement de cette étude.



## SOMMAIRE

L'atteinte de troubles musculosquelettiques (TMS) parmi les travailleurs et travailleuses au Québec était récemment estimée à 732 000 cas (Stock *et al.*, 2014). Ces TMS sont associés aux activités professionnelles impliquant des efforts physiques prolongés, intenses et/ou répétitifs, telles que des tâches d'assemblage, de manutention, d'aide à la personne ou encore de maintien de posture prolongée sur un poste de travail. Les membres supérieurs, qui représentaient 30,1 % des cas de TMS déclarés et acceptés au Québec de 1998 à 2007 (Michel *et al.*, 2010), sont les plus touchés après le dos. Plus particulièrement, l'épaule figure comme l'articulation la plus affectée, représentant 46,5 % de ces lésions, dont 80 % sont des tendinites et des entorses (Duguay *et al.*, 2012). Ces TMS entraînent le plus grand nombre de jours de travail perdus par années aux États-Unis (Statistics 2015, s. d.). Les femmes ainsi que les nouveaux employés ou les jeunes employés sont aussi plus à risque de développer un TMS à l'épaule (Breslin et Smith, 2005; Nordander *et al.*, 2008; Treaster et Burr, 2004). Dans un contexte où les TMS à l'épaule deviennent une problématique réelle de santé publique et de santé des travailleurs, il paraît nécessaire d'avoir une meilleure compréhension de la biomécanique de l'épaule lors de tâches manuelles. Cela mènerait à des recommandations en santé-sécurité au travail pour réduire l'exposition aux risques de TMS à l'épaule.

L'**objectif général** était d'analyser et comparer les techniques de manutention au niveau de l'épaule, entre les hommes et les femmes (étude 1), puis entre des manutentionnaires experts et novices (étude 2) du secteur de la distribution au moyen d'indicateurs synthétiques de risque. Plusieurs tâches de travail en manutention ont été simulées en laboratoire avec pour objectif de dégager des stratégies moins contraignantes pour l'épaule et d'évaluer des indicateurs synthétiques originaux quant à leur potentiel d'estimer les contraintes musculosquelettiques et ainsi de proposer des indicateurs d'exposition. Les participants recrutés ont effectué des déplacements de boîtes instrumentées de masses variées (6 kg, 8 kg, 12 kg), d'un point bas situé au niveau des hanches à un point haut situé au-dessus des épaules.

Une analyse cinématique a été effectuée pour décrire les stratégies articulaires employées par les participants. Les résultats appuient la perspective d'une stratégie de contribution articulaire du membre supérieur spécifique au sexe lors d'une tâche de manutention. Avec une masse de 6 kg, les femmes utilisent davantage leur articulation glénohumérale que les hommes. Toutefois, avec une masse de 12 kg, les différences entre les sexes pour cette contribution articulaire sont dans la direction opposée, puisque l'articulation glénohumérale des hommes contribue plus que celle des femmes. La diminution de la contribution glénohumérale chez les femmes pour la masse plus élevée est compensée par les articulations du poignet et du coude. La plupart des différences rapportées sont présentes lors de la phase de dépôt, c'est-à-dire lorsque les bras sont au niveau des épaules et au-dessus. Les résultats suggèrent aussi la perspective d'une contribution articulaire spécifique à l'expertise pour les membres supérieurs durant une tâche de levage de boîte. Pendant la phase de tiré, les novices utilisent les articulations du poignet, du coude, de l'épaule et du tronc pour rapprocher leurs mains de la boîte et l'atteindre. Les experts, quant à eux, rapprochent leur corps entier de la boîte en impliquant leurs membres inférieurs pour limiter la contribution de l'ensemble du bras et maintenir le tronc en position neutre. Entre les phases du tiré et du levé, les deux groupes sollicitent principalement leurs poignets et leurs coudes tandis que l'épaule contribue à environ 30 % de la hauteur de la boîte. Les experts montrent une plus grande implication de l'ensemble sternoclaviculaire et acromioclaviculaire ce qui signifie que les experts stabilisent l'articulation plus efficacement au cours de cette transition. Entre les phases du levé et du dépôt, les deux

groupes s'appuient sur une technique similaire où la flexion de l'épaule compte entre 55 % et 60 % de la hauteur atteinte par la boîte.

Une analyse électromyographique (EMG) de dix muscles de la ceinture scapulaire et du bras a été réalisée. Cette mesure expérimentale EMG a permis d'identifier que les participants ont produit, comme attendu, plus d'activité musculaire pour soulever la boîte de 12 kg que pour soulever les boîtes de 6 kg ou 8 kg. L'augmentation de l'activité musculaire est plus importante au niveau des muscles moteurs (deltoïde antérieur, deltoïde latéral, pectoral, biceps brachial) que pour les muscles stabilisateurs (supraépineux, infraépineux, sous-scapulaire) et les muscles antagonistes (deltoïde postérieur, grand dorsal, triceps brachial). Une tendance similaire est observée concernant l'effet du sexe sur l'activité musculaire. Les femmes ont généré une plus grande activité musculaire des muscles moteurs et des muscles antagonistes que les hommes pour une charge absolue similaire. En effet, les femmes levant une boîte de 6 kg ont une activation musculaire semblable aux hommes soulevant la boîte de 12 kg, atteignant des niveaux d'activité jusqu'à 48 % de leur activation maximale dans le deltoïde antérieur. Ce résultat est conforme à plusieurs études mettant en évidence que la force maximale des femmes est de 30 à 60 % plus faible que celle des hommes pour les différents groupes musculaires des membres supérieurs (Douma *et al.*, 2014; Faber *et al.*, 2006; Harbo *et al.*, 2012). Les résultats ne semblent pas être en faveur d'une différence d'activation musculaire entre les experts et les novices. Bien que les novices semblent avoir une activation musculaire supérieure à celle des experts dans la phase du levé, la distribution des activations au cours de la tâche est similaire entre les groupes. Une différence de stratégie impliquant une phase de tiré plus longue chez les experts proportionnellement au temps de la tâche, pourrait être à l'origine d'un déphasage d'activation musculaire entre les phases de levé et de dépôt des deux groupes, impliquant une différence statistique qui ne serait pas forcément présente physiquement.

Enfin, un modèle musculosquelettique a été bâti pour estimer les forces internes appliquées aux articulations du membre supérieur lors d'un levé de boîte. Ce modèle est sensible aux variations de masse, de sexe et d'expertise, ainsi qu'aux différentes phases du mouvement. Comme anticipé, la somme des activations musculaires et la somme des forces musculaires sont plus élevées avec une masse de 12 kg qu'avec des masses de 6 kg et 8 kg, dans les différentes phases du mouvement. Les femmes, ainsi que les experts présentent des activations musculaires et des forces musculaires plus élevées que les hommes et les novices respectivement. Le temps relatif passé au-delà d'un ratio compression-cisaillement de dislocation à l'articulation glénohumérale est plus élevé avec une masse de 12 kg, mais aussi chez les femmes et chez les experts.

Une recommandation qui peut être faite à partir de cette étude est qu'il est probablement plus sécuritaire d'approcher davantage la boîte du corps lors d'une tâche de manutention. Cette technique réduit le moment au niveau du bras et pourrait réduire la contrainte au niveau de l'épaule et du coude. Ce changement de cinématique pourrait aussi influencer les directions des forces musculaires, permettant ainsi une moindre activation pour une même stabilité. En plus de réduire le chargement sur la colonne vertébrale (Marras *et al.*, 2006), cette technique pourrait aussi être un facteur important dans la réduction des blessures à l'épaule en limitant les forces lors des amplitudes de mouvement articulaires extrêmes.

## TABLE DES MATIÈRES

<b>REMERCIEMENTS</b> .....	<b>i</b>
<b>SOMMAIRE</b> .....	<b>iii</b>
<b>LISTE DES FIGURES</b> .....	<b>vii</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX</b> .....	<b>xi</b>
<b>LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS</b> .....	<b>xiii</b>
<b>1. INTRODUCTION</b> .....	<b>1</b>
<b>2. ÉTAT DES CONNAISSANCES</b> .....	<b>3</b>
2.1 Troubles musculosquelettiques à l'épaule.....	3
2.2 Facteurs de risque .....	3
2.3 Différences entre hommes et femmes.....	4
2.4 Différences entre experts et novices .....	5
2.5 <i>Modèles ergonomiques et biomécaniques</i> .....	5
<b>3. OBJECTIF DE RECHERCHE</b> .....	<b>7</b>
<b>4. MÉTHODE GÉNÉRALE</b> .....	<b>9</b>
4.1 Instrumentation du participant et traitement des signaux .....	9
4.1.1 Cinématique du mouvement de levé .....	9
4.1.2 Électromyographie et tests de normalisation .....	9
4.1.3 Boîtes instrumentées.....	11
4.1.4 Analyses des données .....	13
4.1.5 Analyses statistiques.....	17
<b>5. PARTIE 1 : EFFET DU SEXE SUR LES CONTRAINTES MUSCULOSQUELETTIQUES DE L'ÉPAULE SELON LES TECHNIQUES DE MANUTENTION</b> .....	<b>19</b>
5.1 Introduction.....	19
5.2 Caractéristiques méthodologiques .....	19
5.2.1 Participants.....	19
5.2.2 Matériels utilisés.....	20
5.2.3 Procédures expérimentales .....	20
5.2.4 Analyses statistiques .....	20
5.3 Résultats.....	21
5.3.1 Indicateur cinématique .....	21
5.3.2 Indicateurs électromyographiques.....	25
5.3.3 Indicateurs musculosquelettiques.....	29

---

5.4	Observations principales.....	33
<b>6.</b>	<b>PARTIE 2 : EFFET DE L'EXPERTISE SUR LES CONTRAINTES MUSCULOSQUELETTIQUES DE L'ÉPAULE SELON LES TECHNIQUES DE MANUTENTION .....</b>	<b>35</b>
6.1	Introduction.....	35
6.2	Observations ergonomiques de manutentions de charge au niveau et au-dessus des épaules dans un centre de distribution.....	35
6.2.1	Participants.....	35
6.2.2	Environnement physique.....	36
6.2.3	Tâches et équipements généraux.....	37
6.2.4	Manutentions au-dessus des épaules.....	39
6.3	Protocole expérimental.....	42
6.3.1	Participants.....	42
6.3.2	Procédure expérimentale.....	43
6.4	Résultats.....	44
6.4.1	Indicateur cinématique.....	44
6.4.2	Indicateur électromyographique.....	47
6.4.3	Indicateurs musculosquelettiques.....	49
6.5	Observations principales.....	53
<b>7.</b>	<b>DISCUSSION GÉNÉRALE.....</b>	<b>55</b>
7.1.1	Cinématique de la manutention.....	55
7.1.2	Forces musculaires en manutention.....	57
7.1.3	Stabilité du membre supérieur en manutention.....	59
7.1.4	La charge pourrait expliquer les différences liées au sexe.....	60
7.1.5	EMG et blessures aux membres supérieurs.....	63
7.1.6	Applications.....	65
7.1.7	Limites et perspectives.....	66
<b>8.</b>	<b>CONCLUSION.....</b>	<b>69</b>
	<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>71</b>
	<b>ANNEXE A : Positions des électrodes EMG et tests MVC pour chaque muscle étudié.....</b>	<b>81</b>
	<b>ANNEXE B : Modifications du modèle de Wu .....</b>	<b>83</b>

## LISTE DES FIGURES

Figure 1.	Placement des repères. ....	10
Figure 2.	Placement des électrodes EMG de surface. ....	10
Figure 3.	Conception de la boîte instrumentée (Experts-Novices).....	12
Figure 4.	Les trois phases d'un levé de caisse entre les hanches et les yeux : le tiré (1-20 % de l'essai), le levé (21-60 %) et le dépôt (61-100 %). ....	13
Figure 5.	Calcul des contributions articulaires. ....	15
Figure 6.	Effets significatifs trouvés par la cartographie statistique paramétrique (ANOVA) sur l'interaction sexe-masse, l'effet simple du sexe et de la masse pour les articulations pelvo-thoracique (TR/PE), scapulohumérale (GH) et du poignet et du coude (WR/EL).....	22
Figure 7.	Contribution articulaire et analyse post-hoc pour les deux comparaisons axées sur la masse. ....	23
Figure 8.	Contribution articulaire et analyse post-hoc pour les quatre comparaisons reliées à la masse. ....	24
Figure 9.	Nuage de points de la contribution articulaire moyenne au cours de la phase de dépôt (axe y) des hommes et des femmes en fonction de la masse relative de la boîte (axe x) pour les articulations poignet-coude (WR/EL) et l'articulation glénohumérale (GH). ....	25
Figure 10.	Activations musculaires individuelles lorsque les hommes et les femmes levaient une boîte de 6 kg ou une boîte de 12 kg. ....	26
Figure 11.	Tailles d'effet moyennes et durée des zones de différences significatives. ....	27
Figure 12.	SumEMG1joint et MF1joint (Tableau 4) lorsque les hommes et les femmes levaient une boîte de 6 kg ou une boîte de 12 kg. ....	28
Figure 13.	SumEMGsEMG et MFsEMG (Tableau 4) lorsque les hommes et les femmes levaient une boîte de 6 kg ou une boîte de 12 kg. ....	28
Figure 14.	Distribution des activations musculaires (panneau de gauche) et des forces musculaires (panneau de droite) obtenues par optimisation statique pour chacun des muscles du modèle musculosquelettique. ....	30
Figure 15.	Somme des activations musculaires (panneaux supérieurs) et des forces musculaires (panneaux inférieurs) obtenues par optimisation statique avec les effets simples du sexe (panneau de gauche : femmes en rouge et hommes en bleu) et de la masse (panneau de droite : 6 kg en vert et 12 kg en violet). ....	31
Figure 16.	Fonction de distribution cumulative empirique (ECDF) des activations musculaires (panneaux supérieurs) et des forces musculaires (panneaux inférieurs) obtenues par optimisation statique avec les effets simples du sexe (panneaux de gauche : femmes en rouge et hommes en bleu) et de la masse (panneaux de droite : 6 kg en vert et 12 kg en violet). ....	32
Figure 17.	Boîtes à moustaches du temps relatif passé au-delà d'un ratio de cisaillement-compression de dislocation ( $> 0,56$ , Dickerson <i>et al.</i> , 2007) en	

	fonction du sexe (femmes en rouge et hommes en bleu) et de la masse (6 kg sur le panneau de gauche et 12 kg sur le panneau de droite). ....	33
Figure 18.	Étagères du second modèle.....	36
Figure 19.	Plateau recouvert de plastique.....	39
Figure 20.	Formes des boîtes/plateaux (plate à gauche et cubique à droite). ....	40
Figure 21.	Occurrence des boîtes manutentionnées à diverses hauteurs en fonction de leur type. ....	40
Figure 22.	Positionnement des mains sur les boîtes en fonction des principales prises au moment des manutentions au niveau et au-dessus des épaules.....	41
Figure 23.	Occurrences des principales prises réalisées avec les 2 membres supérieurs lors des manutentions au niveau et au-dessus des épaules. ....	42
Figure 24.	Dispositif expérimental Experts-Novices. ....	43
Figure 25.	Moyenne (lignes pleines) et écarts-types (zones colorées) de la contribution des articulations pelvo-thoracique (TR/PE), sternoclaviculaire-acromioclaviculaire (SC/AC), glénohumérale (GH), et poignet-coude (WR/EL) au court du temps pour les experts (bleu) et les novices (rouge). ....	45
Figure 26.	Moyenne (lignes pleines) et écarts-types (zones colorées) de la contribution des articulations pelvo-thoracique (TR/PE), sternoclaviculaire-acromioclaviculaire (SC/AC), glénohumérale (GH), et poignet-coude (WR/EL) au court du temps pour les masses de 8 kg (bleu) et 12 kg (orange). ....	46
Figure 27.	Distribution des activations musculaires.....	47
Figure 28.	Somme des activations musculaires selon l'expertise (gauche) et la masse (droite). ....	48
Figure 29.	Fonction de distribution cumulative empirique (ECDF) des activations musculaires selon l'expertise (gauche) et la masse soulevée (droite). ....	48
Figure 30.	Distribution des activations musculaires (panneau de gauche) et des forces musculaires (panneau de droite) obtenues par optimisation statique pour chacun des muscles du modèle musculosquelettique. ....	50
Figure 31.	Somme des activations musculaires (panneau supérieur) et des forces musculaires (panneau inférieur) obtenues par optimisation statique avec les effets simples de l'expertise (panneau de gauche : novices en rouge et experts en bleu) et de la masse (panneau de droite : 8 kg en vert et 12 kg en violet). ....	51
Figure 32.	Fonction de distribution cumulative empirique (ECDF) des activations musculaires (panneau supérieur) et des forces musculaires (panneau inférieur) obtenues par optimisation statique avec les effets simples de l'expertise (panneau de gauche : novices en rouge et experts en bleu) et de la masse (panneau de droite : 8 kg en vert et 12 kg en violet).....	52
Figure 33.	Boîtes à moustaches du temps relatif passé au-delà d'un ratio de cisaillement-compression de dislocation ( $> 0,56$ , Dickerson <i>et al.</i> , 2007) en fonction de l'expertise (novices en rouges et experts en bleu) et de la masse (8 kg sur le panneau de gauche et 12 kg sur le panneau de droite).....	53

Figure 34.	Contribution articulaire des hommes (18 kg) et des femmes (6 kg) au court du temps pour les articulations pelvo-thoracique (TR/PE), sternoclaviculaire et acromioclaviculaire (SC/AC), glénohumérale (GH), et poignet-coude (WR/EL). .....	61
Figure 35.	Indice révisé de levé de charge NIOSH pour la boîte de 12 kg en fonction de la fréquence et la durée de levage ( <i>Waters et al.</i> , 1993). .....	63
Figure 36.	Activation du 90 <sup>e</sup> percentile des muscles.....	65
Figure 37.	Évolution de la trajectoire du muscle : modèle original à droite, modèle modifié à gauche.....	83
Figure 38.	La flexion du coude est positive dans le modèle droit, et négative dans le modèle gauche. ....	84



## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.	Description des boîtes instrumentées .....	11
Tableau 2.	Propriétés techniques des capteurs selon les manuels de référence (Sensix, 2011; Sensix, 2012) .....	12
Tableau 3.	Forces et moments maximaux appliqués selon les emplacements de capteurs.....	13
Tableau 4.	Description des variables composites .....	16
Tableau 5.	Groupes d'indicateurs de risque de TMS .....	16
Tableau 6.	Caractéristiques anthropométriques des participants.....	20
Tableau 7.	Dimensions de l'environnement physique de l'entrepôt.....	37
Tableau 8.	Tâches générales du manutentionnaire et leur proportion respective du temps de préparation d'une commande .....	38
Tableau 9.	Tâches de manutention, fréquences et portions réalisées aux diverses hauteurs.....	39
Tableau 10.	Dimensions et masses moyennes des boîtes manutentionnées au niveau et au-dessus des épaules .....	40
Tableau 11.	Caractéristiques anthropométriques des participants.....	43
Tableau 12.	Positions des électrodes EMG et tests MVC pour chaque muscle étudié.....	81



## LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS

ED :	<i>Effect duration</i> (durée de l'effet)
EMG :	Électromyographie
ES :	<i>Effect size</i> (taille d'effet)
SENIAM :	<i>Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
TMS :	<i>Trouble Musculo-Squelettique</i>

### Muscles (EMG) :

BB :	biceps brachial
DeltA :	deltoïde antérieur
DeltL :	deltoïde latéral
DeltP :	deltoïde postérieur
Infra :	infraépineux
Lat :	grand dorsal
Pect :	grand pectoral
SubScap :	sous-scapulaire
Supra :	supraépineux
TB :	triceps
UpTrap :	trapèze supérieur

### Muscles (modèle) :

bic_b :	biceps brachial court
bic_l :	biceps brachial long
CORB :	coracobrachial
DELTA1 :	deltoïde antérieur
DELTA2 :	deltoïde médian
DELTA3 :	deltoïde postérieur
INFSP :	infraépineux

LAT :	grand dorsal
LVS :	angulaire de l'omoplate
PECM1 :	grand pectoral supérieur
PECM2 :	grand pectoral moyen
PECM3 :	grand pectoral inférieur
PMN :	petit pectoral
RMJ1 :	grand rhomboïde supérieur
RMJ2 :	grand rhomboïde inférieur
RMN :	petit rhomboïde
SBCL :	subclavier
SRA1 :	dentelé antérieur supérieur
SRA2 :	dentelé antérieur moyen
SRA3 :	dentelé antérieur inférieur
SUBSC :	souscapulaire
SUPSP :	supraépineux
TMAJ :	grand rond
TMIN :	petit rond
tric_long :	triceps
TRP1 :	trapèze supérieur
TRP2 :	trapèze moyen supérieur
TRP3 :	trapèze moyen inférieur
TRP4 :	trapèze inférieur

## 1. INTRODUCTION

Au Québec, le nombre de nouveaux cas de troubles musculosquelettiques (TMS) déclarés et acceptés chaque année s'élevait en moyenne à 46 400 entre les années 1998 et 2006 (Michel *et al.*, 2010). Près de 732 000 travailleurs et travailleuses du Québec étaient touchés par un TMS lié au travail (Stock *et al.*, 2014). Les professions qui impliquent des efforts physiques prolongés, intenses et/ou répétitifs favorisent l'apparition de TMS. Ainsi les tâches d'assemblage, de manutention, d'aide à la personne (p. ex. : préposé aux bénéficiaires) ou encore de maintien de posture prolongée sur un poste de travail sont des activités à risque. Les TMS des membres supérieurs sont les plus communs après les TMS touchant le dos. Ils représentent 30,1 % des cas de TMS déclarés et acceptés au Québec de 1998 à 2007 (Michel *et al.*, 2010). Parmi les articulations touchées, l'épaule figure comme l'articulation la plus affectée, représentant 46,5 % de ces lésions. La prévalence des TMS aux membres supérieurs est liée aux professions de type manuel (12 %), mais également mixte (8.5 %) et non manuel (7.8 %) (Stock *et al.*, 2014). Plus des deux tiers des blessures à l'épaule en contexte de travail sont considérés comme des TMS, dont 80 % sont des tendinites et des entorses (Duguay *et al.*, 2012). Un taux de prévalence allant jusqu'à 35 % (sur 12 mois) a été rapporté par les travailleurs pour les TMS de l'épaule (Buckle et Devereux, 2002; Luime, 2004; Urwin *et al.*, 1998), qui entraînent le plus grand nombre de jours de travail perdus par années aux États-Unis (Statistics 2015, s. d.). Les femmes ainsi que les nouveaux employés ou les jeunes employés sont aussi plus à risque de développer un TMS à l'épaule (Breslin et Smith, 2005; Nordander *et al.*, 2008; Treaster et Burr, 2004). Les TMS à l'épaule sont ainsi une problématique de santé publique et de santé des travailleurs. Une compréhension de la biomécanique de l'épaule lors de tâches manuelles, notamment au moyen d'analyses comparatives entre des populations plus ou moins à risque, pourrait mener à des recommandations en santé-sécurité au travail pour réduire l'exposition aux risques de TMS à l'épaule. À l'image de travaux antérieurs de l'IRSST sur le dos en manutention, notre objectif est *pour l'épaule* d'analyser et comparer les techniques de manutention entre les hommes et les femmes (étude 1) puis entre des manutentionnaires experts et novices (étude 2) du secteur de la distribution au moyen d'indicateurs synthétiques de risque.



## 2. ÉTAT DES CONNAISSANCES

### 2.1 Troubles musculosquelettiques à l'épaule

Les TMS de l'épaule peuvent atteindre 9 % chez certaines populations de travailleurs (Fallentin *et al.*, 2001). Parmi les TMS de l'épaule, l'atteinte des muscles de la coiffe des rotateurs est le plus fréquemment rencontré cliniquement (Silverstein *et al.*, 2002). Les déchirures à la coiffe des rotateurs touchent près de 20 % de la population avec une prévalence qui augmente avec l'âge, plus particulièrement après 40 ans (Yamamoto *et al.*, 2010) et peuvent atteindre 30 %, voire 40 % de la population de plus de 60 ans (Milgrom *et al.*, 1995). Inévitablement, les troubles de la coiffe des rotateurs ont un impact majeur sur le système de santé. Le coût moyen directement associé aux cas déclarés de syndrome de la coiffe des rotateurs dépasse 3 millions de dollars par an chez les travailleurs de l'état de Washington (Silverstein *et al.*, 2002).

### 2.2 Facteurs de risque

Au Québec, les facteurs de risques identifiés de TMS de l'épaule sont principalement les efforts excessifs et répétitifs de soulevé, tiré ou poussé d'objets et chaque TMS de l'épaule occasionne un coût d'environ 12,500 \$ et 120 jours indemnisés (Duguay *et al.*, 2012). De nombreux auteurs identifient le travail au-dessus de la tête comme un déterminant prépondérant du développement des TMS de l'épaule (Holmström *et al.*, 1992; L. Punnett *et al.*, 2000; Putz-Anderson *et al.*, 1997). Près de 70 % des patients présentant des douleurs à l'épaule ont déclaré avoir travaillé avec les mains au niveau des épaules et au-dessus (Hagberg, 1981). Au vu de ces données, il devient primordial d'étudier la biomécanique de l'épaule, lorsque sollicitée dans un contexte professionnel avec les mains positionnées au-dessus des épaules. Cela permettra de mieux comprendre les mécanismes de compensations articulaires et musculaires chez les travailleurs et favorisera le développement de stratégies de prévention des TMS de l'épaule.

L'épaule est un complexe articulaire impliquant environ 16 muscles et 4 articulations, autorisant une large amplitude de mouvement au prix d'une possible instabilité. Les principaux facteurs de risque de TMS à l'épaule avancés par des études épidémiologiques et revues de littératures (Laura Punnett et Wegman, 2004; Sommerich et Hughes, 2006; van der Windt *et al.*, 2000; van Rijn *et al.*, 2010) sont la répétition, la charge et la posture avec le bras en flexion et abduction de plus de 60°. L'âge aurait également un effet sur le risque de blessure, notamment en lien avec une diminution de force d'environ 20 % entre 40 et 60 ans (Kenny *et al.*, 2008). Les travailleurs d'expérience, généralement plus âgés que les novices, pourraient donc être plus à risque de développer des TMS. La dégénérescence des tissus et des articulations avec l'âge augmente également le risque de blessure au travail, notamment à l'épaule et au cou (Cassou *et al.*, 2002; Yamamoto *et al.*, 2010). La catégorie d'âge 45-54 ans est la plus à risque (Cassou *et al.*, 2002; Miranda *et al.*, 2001). Les auteurs du rapport du *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH) (Putz-Anderson *et al.*, 1997) terminent toutefois avec la conclusion que seules la répétition et la posture sont des facteurs de risque évidents alors que la charge montre une évidence insuffisante. Cependant, il n'y a aucun facteur qui soit fortement corrélé aux TMS de l'épaule. Une revue de littérature plus récente (van Rijn *et al.*, 2010) suggérait que l'association entre les facteurs de risque et les occurrences des TMS était basée sur des études isolées avec des populations parfois différentes. La revue systématique et méta-analyse la plus récente (van der Molen *et al.*, 2017) rapporte que l'élévation du bras ou de la main, ainsi que le chargement des épaules doubleraient le risque de trouble des tissus mous des épaules. En plus de ces facteurs propres à l'activité professionnelle, l'âge, l'obésité (IMC > 30) et des

antécédents traumatiques à l'épaule ont été recensés dans l'étude de Roquelaure *et al.*, (2009) impliquant 3 710 travailleurs. Le facteur répétition a aussi été associé aux tendinopathies de l'épaule lors d'études portant sur la prévalence des TMS à l'épaule (Roquelaure *et al.*, 2009; van der Windt *et al.*, 2000). Cependant, selon Garg et Kapellusch, (2009), le lien entre les blessures et la charge ou la posture est complexe et nécessite des mesures quantitatives des contraintes musculosquelettiques à l'épaule. De plus, ces investigations doivent considérer des tâches dynamiques, surtout avec les bras au-dessus de la tête (Garg et Kapellusch, 2009). Le peu d'études relatives au membre supérieur et à l'épaule durant la manutention porte sur un nombre limité de muscles mesurés par l'électromyographie (EMG) et une cinématique partielle de l'épaule. De plus, les données EMG et cinématique sont rarement combinées pour estimer la dynamique articulaire et musculaire.

Pour conclure, les connaissances actuelles ne permettent ni de comprendre les mécanismes de blessures ni de valider les recommandations dans les environnements de travail tant pour les charges à déplacer, les hauteurs admissibles ou les postures préconisées.

### 2.3 Différences entre hommes et femmes

Chez les hommes québécois, près de 85 % des lésions indemnisées surviennent chez des travailleurs occupant des professions manuelles (Browne *et al.*, 1990). Bien que le nombre de manutentionnaires féminins soit moins élevé que celui d'hommes, les femmes constituent près de la moitié de la main-d'œuvre dans des activités manuelles de l'industrie de l'alimentation et des services. Les femmes travaillent plus fréquemment et plus longtemps que les hommes avec les mains au-dessus du niveau des épaules (Dahlberg *et al.*, 2004). De nombreuses études montrent que l'élévation des bras produit une augmentation de la charge appliquée aux muscles du tronc, de l'épaule et du cou. Antony and Keir, (2010) ont évalué les effets de la posture du bras et du chargement des mains sur l'activité musculaire de l'épaule lors de conditions isométriques et dynamiques. Leurs résultats montrent une augmentation concomitante de l'activité EMG des muscles de l'épaule (deltoïde, grand pectoral, infraépineux, biceps brachial, grand dorsal) avec l'angle de l'épaule en flexion. Cette augmentation est d'autant plus importante lorsque le participant doit appliquer une force de serrage, sur un dynamomètre, équivalente à 30 % de sa force maximale volontaire qui correspond à une force d'environ à 3-4 kg. Nimbarte *et al.* (2009-2010) ont quantifié l'effet sur l'activité EMG des muscles trapèze supérieur et sternocléidomastoïdien en condition isométrique de levé statique d'une caisse à la hauteur du coude, des épaules et au-dessus de la tête. Leurs résultats montrent qu'une augmentation de l'élévation du bras de la hauteur du coude jusqu'au-dessus de la tête induit une augmentation de l'activité EMG des deux muscles étudiés. Plus particulièrement, pour les muscles de la coiffe des rotateurs, l'élévation du bras et le chargement appliqué aux mains influencent la pression intramusculaire du supraépineux et de l'infraépineux (Palmerud *et al.*, 2000). Il est donc important d'inclure les muscles de la coiffe des rotateurs dans les études portant sur l'activité musculaire par EMG.

Les femmes présentent aussi une hyperlaxité de la capsule articulaire glénohumérale les prédisposant à des inflammations plus fréquentes (Borsa *et al.*, 2000; Borsa et Sauers, 2000). Leur espace sous-acromial étant plus petit que celui des hommes (Graichen *et al.*, 2001), cette hyperlaxité pourrait augmenter le risque de pincement sous-acromial chez les femmes même si leur cinématique articulaire est similaire à celle des hommes. Finalement, pour la même tâche, les femmes montrent une activité musculaire supérieure à celle des hommes (Nordander *et al.*, 2008). Ces différences devraient se répercuter dans leurs mouvements.

## 2.4 Différences entre experts et novices

Le paradigme expert-novice a été utilisé dans plusieurs études dans le but de souligner les adaptations requises aux novices, plus à risque de développer des TMS, pour devenir des experts. Authier *et al.* (1996) ont observé que les experts inclinaient les boîtes sur le côté ou vers eux d'un angle généralement supérieur à 45 ° au début du transfert, pendant le transfert et au dépôt des boîtes. De leur côté, les novices inclinaient rarement les boîtes au début du transfert, mais aussi pendant le transfert et au moment du dépôt puisque la boîte était maintenue à plat dans 96 % des cas. Il a aussi été remarqué qu'une inclinaison de la boîte avant la levée augmentait la durée totale de la tâche (Gagnon, 1997). En contrepartie, cela réduisait de manière importante la durée et la longueur de la trajectoire au cours de laquelle la charge était entièrement supportée par le participant. La compression au niveau L5/S1 et les moments fléchisseurs de l'épaule étaient réduits de 20 % et 16 %, respectivement. De plus, après un entraînement des novices aux techniques d'experts, la distance de la charge à la région lombaire (L5/S1) était réduite, tout comme les moments résultants (M. Gagnon, 2003). Le temps de transfert et la trajectoire de la charge étaient également diminués, entraînant une réduction importante du travail mécanique sur la charge et améliorant potentiellement l'efficacité et la sécurité des manœuvres. Ces études montrent l'importance des adaptations techniques, qui portent sur des segments parfois éloignés de celui à risque, pour optimiser et exécuter des tâches physiques en toute sécurité.

Plamondon *et al.*, (2014) ont également montré un effet de l'expertise sur les variables liées à la posture, particulièrement lorsque la boîte est située au niveau le plus bas. Dans cette posture, la flexion lombaire diminue chez les experts tandis que le fléchissement des genoux augmente. Ces variables posturales pourraient avoir un impact majeur sur la distribution des forces internes au niveau de la colonne vertébrale et des épaules, et être des indicateurs de risque en ce qui concerne les blessures au travail.

*Ces recherches ont donc permis de mettre en place des stratégies efficaces pour réduire les risques de TMS au niveau du dos, comme l'inclinaison de la boîte, des prises asymétriques, l'accélération de la charge dans des postures moins à risque et la variabilité gestuelle. Toutefois, les stratégies efficaces au niveau de la protection des épaules sont quasi inexistantes. Aussi, on connaît bien les exigences physiques du levé de caisses du sol, mais peu sur celles du travail au-dessus des épaules.*

## 2.5 Modèles ergonomiques et biomécaniques

Plusieurs modèles mécaniques ont été développés pour estimer la charge au niveau des épaules. Ils ont pour but de contourner les difficultés à mesurer directement les efforts internes. Ces mesures seraient invasives et difficiles à réaliser dans un contexte de travail. Les modèles développés reposent sur des hypothèses simplificatrices quant à la dynamique du mouvement (p. ex. : c'est le cas des modèles quasi statiques) ou à la répartition des forces musculaires pour les modèles musculosquelettiques.

Les modèles ergonomiques basés sur des postures statiques, comme le logiciel ergonomique 3DSSP (3D *Static Strength Prediction Program*) développé par l'Université du Michigan, vont inévitablement sous-estimer les efforts internes (Garg et Kapellusch, 2009), puisqu'ils ne tiennent pas compte des accélérations qui deviennent importantes lorsque la fréquence du mouvement augmente. Les modèles musculosquelettiques tiennent compte de la dynamique du mouvement. Les forces des structures actives (muscles) et passives (ligaments et contact osseux) sont souvent réparties selon un principe de moindre activation telle que la somme des

moments des forces internes soit égale aux efforts de contact inertiels, et ceux dus à la gravité. Ces derniers sont obtenus par la combinaison de l'analyse cinématique (positions, vitesses et accélérations des articulations) et la modélisation anthropométrique. L'un des modèles musculosquelettiques de l'épaule et du membre supérieur le plus utilisé est le *Stanford VA Upper Limb* (Holzbaur *et al.*, 2005). Toutefois, ce modèle est insuffisant pour des applications en contexte de travail. La principale problématique quant à l'utilisation du modèle *Stanford VA Upper Limb* est le fait que celui-ci intègre un rythme scapulohuméral générique. Or, il est peu probable que ce rythme convienne lors de levée de charge lourde, où un haussement des épaules est visible. Aussi, ce modèle n'inclut pas tous les muscles autour de la scapula permettant d'expliquer ses mouvements. Malgré tout, le modèle *Stanford VA Upper Limb* présente l'avantage d'être personnalisable tant sur l'anthropométrie que sur les paramètres des complexes musculotendineux. Pour répondre à ces problématiques, une étude financée par l'IRSST [Rapport-828 (L. Desmoulins *et al.*, 2014)] visait à améliorer ce modèle et à l'évaluer afin qu'il soit utilisable en contexte de manutention. Ainsi, la reconstruction de la cinématique osseuse, particulièrement de la scapula, a été améliorée pour être mesurée plus fidèlement. En effet, les modèles sont sensibles à la longueur de repos du complexe musculotendineux et aux bras de levier, paramètres influencés par la position des os (Redl *et al.*, 2007; Scovil et Ronsky, 2006). Le modèle cinématique de l'épaule et du membre supérieur développé au laboratoire S2M (Fohanno *et al.*, 2014; Jackson *et al.*, 2012) a donc été fusionné au modèle *Stanford* afin d'ajouter les degrés de liberté nécessaires tout en conservant la géométrie musculaire de ce dernier. Au moyen de tiges intracorticales (précision de 0,2 ° et 0,15 mm (Dal Maso *et al.*, 2014)), nous avons mis en évidence que la précision de mesure du modèle fusionné est de 13,6 ° et était améliorée à 7,6 ° par l'intégration de la pseudoarticulation scapulo-thoracique. Aussi, la mesure précise et valide de la cinématique scapulaire permet d'estimer son utilisation lors de l'élévation du bras, phénomène communément appelé « rythme scapulohuméral ». Un rythme scapulohuméral atypique est généralement associé à un trouble musculosquelettique de l'épaule, qu'il y ait présence ou non de douleur (Robert-Lachaine, 2014). L'équipe a développé une nouvelle définition du rythme scapulohuméral basé sur un calcul en trois dimensions. Cette définition permet, par mise à zéro itérative de chaque articulation, de calculer la contribution de chacune des articulations à l'élévation angulaire du bras (Robert-Lachaine *et al.*, 2015). Par extension et de façon plus générale, la même méthode pourrait être utilisée pour calculer la contribution articulaire à l'élévation d'un objet comme une caisse lors de la manutention.

### 3. OBJECTIF DE RECHERCHE

L'**objectif général** est d'analyser et comparer les techniques de manutention au niveau de l'épaule, entre les hommes et les femmes (étude 1), puis entre des manutentionnaires experts et novices (étude 2) du secteur de la distribution au moyen d'indicateurs synthétiques de risque.

L'étude est divisée en deux parties avec les objectifs spécifiques sous-jacents suivants :

1. Mettre en évidence les caractéristiques techniques qui différencient les hommes des femmes au moyen d'indicateurs synthétiques sur la contribution des articulations à l'élévation de la charge, et les caractéristiques de stabilité articulaire de l'épaule qui seraient associées aux TMS de l'épaule.
2. Mettre en évidence les caractéristiques techniques qui différencient les experts des novices au moyen d'indicateurs synthétiques sur la contribution des articulations à l'élévation de la charge, et les caractéristiques de stabilité articulaire de l'épaule qui seraient associées aux TMS de l'épaule.



## 4. MÉTHODE GÉNÉRALE

Cette section décrit les éléments méthodologiques communs aux différentes parties expérimentales. La collecte de données s'est déroulée lors d'une seule session organisée en deux temps. Dans un premier temps, le participant était instrumenté et réalisait les tests de normalisation EMG ainsi que les essais fonctionnels pour le calcul de différents centres articulaires. Les conditions expérimentales de manutention étaient effectuées dans un second temps.

### 4.1 Instrumentation du participant et traitement des signaux

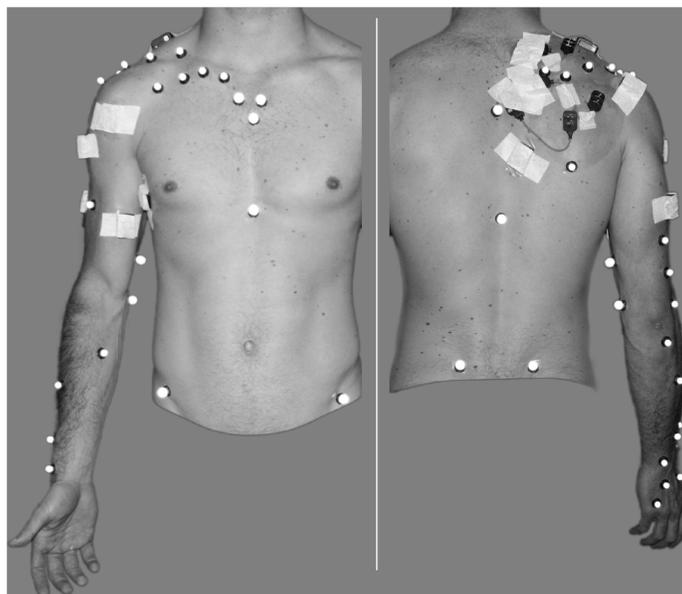
La chaîne d'acquisition mise en place lors de cette étude permet de collecter simultanément l'activité EMG de plusieurs muscles, les efforts développés sur une caisse instrumentée ainsi que la cinématique de six segments du participant lors d'une tâche de manutention. L'ensemble des acquisitions était synchronisé avec le logiciel Nexus 1.8.2 (Oxford Metrics Ltd, Oxford, Royaume-Uni), fourni avec le système optoélectronique VICON (Oxford Metrics Ltd, Oxford, Royaume-Uni).

#### 4.1.1 Cinématique du mouvement de levé

La cinématique du mouvement a été enregistrée avec un système d'analyse de mouvement de 18 caméras VICON™ (Oxford Metrics Ltd, Oxford, Royaume-Uni) avec une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz. Conformément au modèle cinématique d'épaule proposé par Jackson *et al.* (2012), 43 marqueurs réfléchissants ont été placés sur le bassin, le tronc et le membre supérieur droit (Figure 1). Cet ensemble de marqueurs comprend des marqueurs anatomiques situés sur des repères osseux pour la définition du modèle, et des marqueurs techniques situés dans des zones qui minimisent les artefacts de mouvements de la peau, pour l'estimation de la cinématique articulaire pendant les essais de levé de caisse. En supposant que les côtés gauche et droit du haut du corps se comportent symétriquement lors d'une tâche symétrique de levé de boîtes (Nielsen *et al.*, 1998), seul un côté du participant a été évalué (main droite pour hommes-femmes, main dominante pour experts-novices).

#### 4.1.2 Électromyographie et tests de normalisation

Pour enregistrer l'activité musculaire, sept électrodes EMG bipolaires ont été positionnées sur les muscles deltoïdes antérieur, latéral et postérieur, biceps, triceps, grand pectoral et grand dorsal. Trois électrodes EMG intramusculaires ont été insérées dans les muscles supraépineux, infraépineux, et sous-scapulaire qui sont fréquemment atteints par les TMS (Milgrom *et al.*, 1995; Silverstein *et al.*, 2002; Yamamoto *et al.*, 2010). À noter que pour l'étude comparant les experts et les novices, l'enregistrement de l'activité musculaire du grand dorsal était remplacé par celui du trapèze supérieur (Figure 2). Les électrodes ont été positionnées par palpation sur le ventre de chaque muscle en suivant les recommandations du guide SENIAM (Hermens *et al.*, 2000) après avoir rasé et nettoyé la peau avec des lingettes imbibées d'alcool à 70 ° pour minimiser l'impédance de la peau (Hermens *et al.*, 2000). Une série de 12 contractions volontaires sous-maximales (10 dans l'étude experts-novices) a été effectuée pour valider l'emplacement des électrodes. Les mêmes contractions musculaires ont ensuite été réalisées à intensité maximale pour normaliser le signal EMG conformément aux recommandations de Dal Maso *et al.* (2016).



**Figure 1. Placement des repères.**

Note : Bassin : 4 marqueurs sur les épines iliaques, thorax : 6, clavicule : 6, omoplate : 8, bras : 7, avant-bras : 4, poignet : 4 et main : 4.



**Figure 2. Placement des électrodes EMG de surface.**

Note : Deltoïdes antérieur, médian et postérieur, biceps, triceps, grand pectoral, grand dorsal ou trapèze supérieur et intramusculaire : supraépineux, infraépineux, sous-scapulaire.

Les signaux d'EMG étaient collectés avec une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz. Après avoir soustrait la valeur moyenne des signaux bruts, les données EMG ont été filtrées avec un filtre Butterworth (sans déphasage) passe-bande d'ordre 2, avec des fréquences de coupures de 20 et 425 Hz. Les signaux étaient par la suite rectifiés, avant d'en extraire les enveloppes avec un filtre Butterworth (sans déphasage) passe-bas d'ordre 2, avec une fréquence de coupure à 5 Hz. Finalement, les signaux étaient normalisés par rapport aux contractions volontaires maximales réalisées au préalable. Le traitement du signal a été réalisé sous le logiciel Matlab™ R2016a (Mathworks Inc., Natick, MA).

Les participants étaient dans un premier temps informés et familiarisés avec les différentes consignes et conditions expérimentales lors d'un échauffement. Cet échauffement consistait à réaliser quelques levés de caisse pour chacune des conditions expérimentales de l'étude. Une série de tests de contraction maximale volontaire (MVC) pour la normalisation des signaux EMG faisait suite à l'échauffement. Deux essais quasi isométriques de MVC étaient réalisés pour chaque muscle. Les activités EMG étaient collectées sur chaque essai durant 5 s, avec un temps de repos de 1 min entre les essais, ainsi que 1 min 30 s entre les différents muscles. Les positions utilisées pour les tests de normalisation de l'EMG sont présentées au Tableau 12 dans l'Annexe A et suivent les recommandations de Dal Maso *et al.*, (2016). Le biais lié au caractère non statique de l'expérimentateur est limité puisque les contractions ciblent et isolent au maximum les muscles sollicités et que nous réalisons 10 tests différents. Il est par conséquent très difficile pour le participant de déplacer la charge que représente le poids de l'expérimentateur. De plus, cette méthode permet de réaliser en peu de temps la contraction maximale d'un nombre élevé de muscles, optimisant ainsi la normalisation des signaux EMG. La normalisation des signaux EMG était obtenue en divisant la valeur de différents muscles lors des essais de l'étude par la valeur maximale obtenue lors des MVC puis multipliée par 100.

#### 4.1.3 Boîtes instrumentées

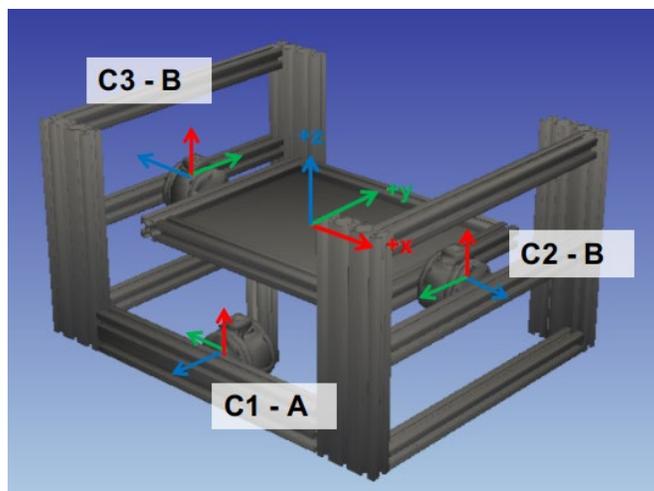
Les efforts internes à l'épaule ne peuvent pas être estimés précisément à partir des forces de réaction au sol, telles que captées dans les études portant sur le dos. Cette recherche nécessitait donc l'utilisation d'une boîte instrumentée afin de mesurer les forces appliquées à la main. Deux boîtes instrumentées ont donc été utilisées lors de la simulation des tâches de manutention en laboratoire (Tableau 1).

**Tableau 1. Description des boîtes instrumentées**

	<b>Hommes-Femmes</b>	<b>Experts-Novices</b>
<b>Dimensions*</b>	0,08 × 0,35 × 0,50 m	0,21 x 0,38 x 0,305 m
<b>Masses</b>	6 kg; 8 kg ou 12 kg	8 kg; 12 kg
<b>poignées</b>	oui	non
<b>capteurs</b>	1 (poignée droite)	3 (côtés droit et gauche, et arrière)

\* (hauteur x largeur x longueur)

La première boîte (hommes-femmes) a été utilisée auparavant lors d'études portant sur la cinématique et la modélisation biomécanique de l'épaule lors de tâches de manutention (Blache, Dal Maso, *et al.*, 2015; Blache, Desmoulins, *et al.*, 2015; Blache *et al.*, 2017; Landry Desmoulins, 2017). La seconde boîte (experts-novices; Figure 3) a été créée en fonction d'observations menées en milieu de travail (sous-section 6.2), afin de reproduire le plus fidèlement possible la manutention des boîtes en situation réelle et permettant de mesurer les forces de réaction lors de l'adoption d'une variété de techniques. Considérant l'évaluation des formes de boîtes et des techniques employées, la boîte instrumentée conçue était de forme plate (forme la plus fréquemment rencontrée), sans poignées et reproduit des dimensions favorisant l'utilisation de l'ensemble des prises courantes présentées à la sous-section 6.2.4. Elle était couverte de carton afin de reproduire les mêmes sensations de toucher que les boîtes manutentionnées en entreprise.



**Figure 3. Conception de la boîte instrumentée (Experts-Novices).**

Note : La conception de la boîte prévoit le positionnement des capteurs de force aux emplacements correspondant aux points de contact les plus fréquents, soit à l'intérieur de la poignée droite, dans le coin joignant les faces inférieure, latérale droite et proximale et dans le coin joignant les faces inférieure, latérale gauche et distale.

Dans les deux cas, une plaque métallique pouvait être vissée sous chaque boîte pour faire varier les masses totales des boîtes, notées dans le Tableau 1. Pour simplifier les notations, les masses sont dénotées 6 kg, 8 kg, et 12 kg. La masse de 12 kg correspond à la masse maximale acceptable dans notre configuration pour 90 % des femmes et des hommes respectivement (Snook et Ciriello, 1991). Les forces de contact ont été enregistrées à l'aide de capteurs de forces tridimensionnels Sensix 2011 (SH2653-1106B3) (hommes-femmes; capteur 2 et 3 experts-novices) et Sensix 2012 (SH26401203A6) (capteur 1 experts-novices), à une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz. Les propriétés et caractéristiques des trois capteurs sont présentées dans le Tableau 2. Dans le cas de la boîte experts-novices, étant donné que les capteurs B (Tableau 2) présentent une sollicitation maximale plus faible que les capteurs A, les forces et moments maximaux avant accélérations pouvant être appliqués à la boîte aux trois points de contact ont été calculés afin de déterminer le capteur optimal pour chaque emplacement (les résultats de ces calculs sont présentés dans le Tableau 3). Puisque les forces et moments de réaction obtenus sont moindres à l'intérieur de la poignée, le capteur B y est positionné. Ainsi, pour chaque emplacement, les forces et moments maximaux ne dépassent pas les limites des capteurs et une marge de sécurité considérable est conservée pour les forces reliées à l'accélération de la boîte.

**Tableau 2. Propriétés techniques des capteurs selon les manuels de référence (Sensix, 2011; Sensix, 2012)**

	Dimensions			Sollicitation maximale					
	Hauteur (mm)	Diamètre (mm)	Masse (g)	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)	Mx (Nm)	My (Nm)	Mz (Nm)
Capteur A	26	53	90	3125	3070	13420	130	150	120
Capteur B	26	40	42	1365	1264	4205	41	47	53

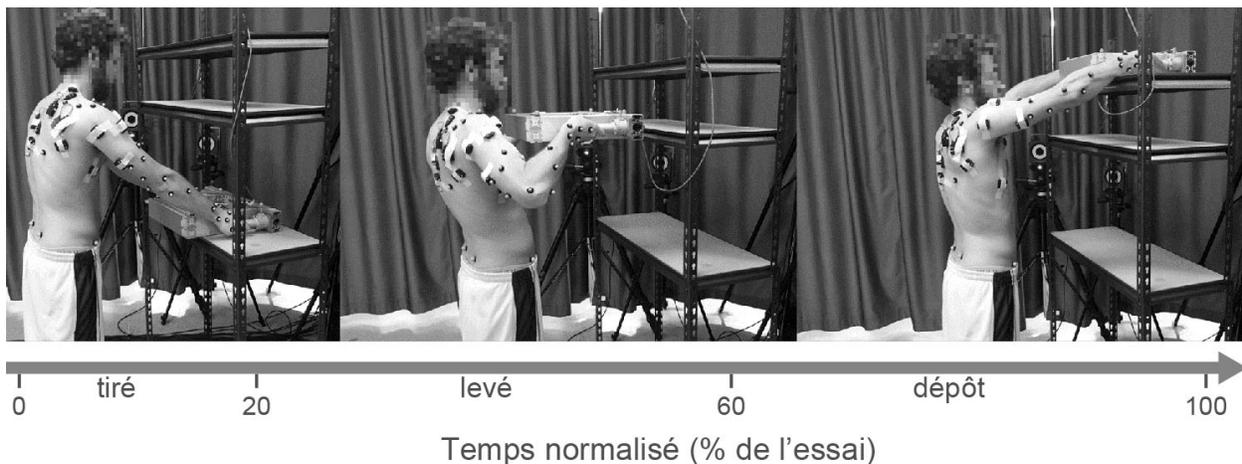
**Tableau 3. Forces et moments maximaux appliqués selon les emplacements de capteurs**

Emplacement	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)	Mx (Nm)	My (Nm)	Mz (Nm)
1	88,29	-	-	-	11,06	-
2	-	176,58	88,29	10,90	-	30,64
3	176,58	-	88,29	10,90	-	21,81

Les signaux d'efforts bruts ont été filtrés avec un filtre *Butterworth* (sans déphasage) passe-bas d'ordre 4, avec une fréquence de coupure de 20 Hz (hommes-femmes) et 10 Hz (experts-novices; après inspection visuelle des signaux) respectivement. Ces données ont été utilisées pour détecter le début et la fin de chaque essai, correspondant respectivement à l'instant où une force commence à être appliquée sur le capteur (> 5 N) et à l'instant où il n'y a plus de force sur le capteur (< 5 N). Cette segmentation a été vérifiée manuellement.

#### 4.1.4 Analyses des données

Le mouvement de levé de caisse a été divisé en trois phases (Figure 4) : le tiré (1-20 % de la durée de l'essai), le levé (21-60 %) et le dépôt (61-100 %).



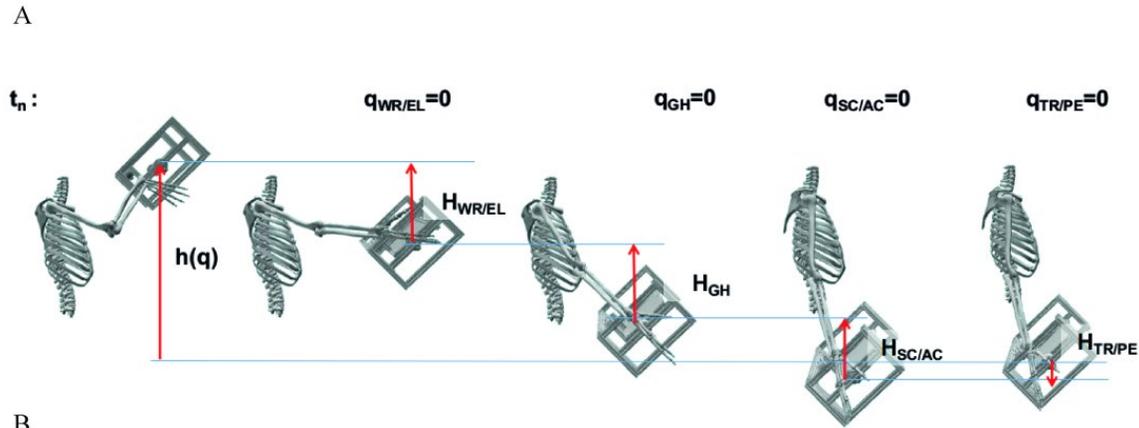
**Figure 4. Les trois phases d'un levé de caisse entre les hanches et les yeux : le tiré (1-20 % de l'essai), le levé (21-60 %) et le dépôt (61-100 %).**

Un modèle cinématique à 25 degrés de liberté (DDL) a été personnalisé à l'aide d'un essai statique (bassin et tronc : 6 DDL chacun, sternoclaviculaire : 2 DDL, acromioclaviculaire : 3 DDL, glénohumérale : 3 DDL, coude et poignet : 2 DDL chacun). Les artefacts liés aux tissus mous ont été réduits à l'aide d'une optimisation de la cinématique multicorps basée sur un filtre de Kalman étendu (Jackson *et al.*, 2012). La position corrigée des marqueurs a ensuite été introduite dans le modèle musculosquelettique de l'épaule proposé par Wu *et al.* (2016), validé pour des essais de flexion, d'abduction, de touché du nez et de "reaching" en comparant les activations prédites aux EMG expérimentales (Wu *et al.*, 2016). Ce modèle a par la suite été modifié pour répondre aux exigences cinématiques et dynamiques de la manutention

(Annexe B). Le modèle a été mis à l'échelle en utilisant les données de l'essai statique. Les coordonnées généralisées ont ensuite été calculées par cinématique inverse.

Les centres de rotation du bassin, du tronc et des articulations du poignet ont été localisés à l'aide de l'algorithme SCoRE (Ehrig *et al.*, 2006), tandis que les repères osseux ont été utilisés pour localiser les articulations sternoclaviculaires, acromioclaviculaires et glénohumérales, conformément aux recommandations de Michaud *et al.*, (2016). Les axes de flexion du coude et de prosupination ont été définis à l'aide de l'algorithme SARA (Ehrig *et al.*, 2007). Les coordonnées généralisées ont été calculées par cinématique inverse à l'aide d'un filtre de Kalman étendu. La configuration de référence ( $q_i^{ref} = 0$ , avec  $q$  correspondant aux coordonnées généralisées) du bassin, du tronc, de l'articulation sternoclaviculaire et acromioclaviculaire était conforme aux recommandations de l'ISB (G. Wu *et al.*, 2005). Les configurations de référence des articulations glénohumérale, coude et poignet ont été définies de telle sorte que : 1) les axes longitudinaux de l'articulation glénohumérale et du coude soient alignés avec celui du tronc; 2) les axes médio-latéraux de l'articulation glénohumérale, du coude et du poignet soient alignés avec celui de l'omoplate.

Pour considérer la covariance de l'ensemble des articulations, les techniques de manutention ont été quantifiées avec la contribution de chaque articulation à la hauteur de la boîte. L'algorithme 1, inspiré de l'étude de Robert-Lachaine *et al.* (2015) sur le rythme scapulohuméral a été appliqué à la contribution de chaque articulation à la hauteur de la boîte. La hauteur des étagères étant ajustée en fonction de l'anthropométrie de chaque participant, la hauteur des boîtes a été normalisée au niveau des hanches (0 %) et des yeux (100 %) des participants. Les contributions ( $H|i$ ) ont été calculées en réinitialisant successivement les angles articulaires à leurs orientations de référence ( $q_i^{ref}$ ). La contribution articulaire fait référence à la hauteur de la boîte atteinte par chaque groupe d'articulations, à savoir l'articulation pelvo-thoracique, les articulations sternoclaviculaire-acromioclaviculaire, l'articulation glénohumérale et poignet-coude (Figure 5).



$\mathbf{q}$  issue de la cinématique inverse

$$\text{calculate height}(\mathbf{q}) = H|_{WR/EL+GH+SC/AC+TR/PE} \quad (1)$$

$$\text{reset } q_{WR/EL} = q_{WR/EL}^{REF}$$

$$\text{calculate height}(\mathbf{q}) = H|_{GH+SC/AC+TR/PE} \quad (2)$$

$$H|_{WR/EL} = \text{Eq}(1) - \text{Eq}(2)$$

$$\text{reset } q_{GH} = q_{GH}^{REF}$$

$$\text{calculate height}(\mathbf{q}) = H|_{SC/AC+TR/PE} \quad (3)$$

$$H|_{GH} = \text{Eq}(2) - \text{Eq}(3)$$

$$\text{reset } q_{SC/AC} = q_{SC/AC}^{REF}$$

$$\text{calculate height}(\mathbf{q}) = H|_{TR/PE} \quad (4)$$

$$H|_{SC/AC} = \text{Eq}(3) - \text{Eq}(4)$$

$$\text{reset } q_{TR/PE} = q_{TR/PE}^{REF}$$

$$\text{calculate height}(\mathbf{q}) = 0 \quad (5)$$

$$H|_{TR/PE} = \text{Eq}(4) - \text{Eq}(5)$$

**Figure 5. Calcul des contributions articulaires.**

Note : (A) Illustration de la hauteur théorique des articulations. (B) Algorithme 1 détaillé : calcul de la contribution des articulations pelvo-thoracique (PE/TR), sternoclaviculaire, acromioclaviculaire (SC/AC), glénohumérale (GH) et des articulations du poignet et du coude (WR/EL).

Enfin, les sites d'attachement musculaires et lignes d'action ont été extraits avec la boîte à outils OpenSim à la direction du muscle pour l'analyse de « *Muscle Focus* » (van Arkel *et al.*, 2013).

La durée d'activation musculaire, la somme des signaux EMG normalisés (SumEMG) et le *Muscle Focus* (MF) ont été calculés. À noter que le *Muscle Focus*, qui est un indicateur de la sélectivité d'activation musculaire (Yao *et al.*, 2004), est calculé de la manière suivante :

$$MF = \frac{\sum_{i=1}^M \|EMG_i \vec{d}_i\|}{\sum_{i=1}^M EMG_i},$$

où  $EMG_i$  correspond à l'amplitude de l'EMG normalisée du muscle  $i$  et  $\vec{d}_i$  est le moment de force unitaire (c'est-à-dire le produit vectoriel entre la ligne d'action de norme 1 et le bras de

levier du muscle). Les variables SumEMG et MF ont été calculées pour trois ensembles de muscles qui ont une pertinence expérimentale biomécanique, comme décrit dans le Tableau 4. Comme les longs chefs du biceps brachial et du triceps brachial n'ont aucune insertion directe sur l'humérus, ces muscles n'ont pas été inclus comme dans Blache *et al.*, (2015).

**Tableau 4. Description des variables composites**

	<b>Muscles</b>	<b>Justification</b>
SumEMG <sub>delt</sub> , MF <sub>delt</sub>	DeltA, DeltL, DeltP	- Muscles mono-articulaires accessibles par EMG de surface; - Plus grande taille d'échantillon.
SumEMG <sub>sEMG</sub> , MF <sub>sEMG</sub>	DeltA, DeltL, DeltP, Pect, Lat	- Muscles mono-articulaires et multiarticulaires accessibles par EMG de surface.
SumEMG <sub>1joint</sub> , MF <sub>1joint</sub>	DeltA, DeltL, DeltP, Supra, Infra, Subscap	- Muscles mono-articulaires accessibles par EMG de surface et intramusculaire.

*MF* : Muscle Focus; *SumEMG* : Somme des signaux EMG; *DeltA* : Deltoïde antérieur; *DeltL* : Deltoïde latéral; *DeltP* : Deltoïde postérieur; *Pect* : Grand pectoral; *Lat* : Latissimus dorsi; *Supra* : Supra-épineux; *Infra* : Infra-épineux; *Subscap* : Sous-scapulaire.

Les forces généralisées à chaque articulation ont été déterminées à l'aide de la dynamique inverse à partir du modèle de Wu *et al.* (2016) mis à l'échelle, des coordonnées généralisées générées par la cinématique inverse, et des forces externes mesurées par la boîte. Puis, les activations et les forces musculaires ont été estimées avec l'optimisation statique à partir des mêmes variables d'entrées que la dynamique inverse (Anderson et Pandy, 2001; Erdemir *et al.*, 2007). Ces forces musculaires sont obtenues en minimisant la somme des activations musculaires quadratiques. Des actionneurs résiduels ont été ajoutés aux articulations de la main, du coude, glénohumérale, acromioclaviculaire, sternoclaviculaire ainsi qu'à la racine du modèle (thorax) et à la boîte. Ces actionneurs sont des forces qui compensent les écarts entre le modèle, les mouvements et les forces pour les éléments non ou pas suffisamment bien modélisés (Hicks *et al.*, 2015). Enfin, les forces et les moments de réaction glénohumérales ont été calculés. Ces forces et moments correspondent aux charges internes supportées par l'articulation. Ces charges représentent les contributions de toutes les structures articulaires non modélisées qui produiraient la cinématique articulaire obtenue (Steele *et al.*, 2012). Les forces et moments glénohumérales obtenus sont exprimés dans le repère local de la glénoïde. À partir des forces de réaction glénohumérales, le temps passé au-delà d'un ratio de cisaillement-compression de dislocation ( $\frac{\text{cisaillement}}{\text{compression}} > 56\%$ , (Dickerson *et al.*, 2007)) a été rapporté. Au final, trois groupes d'indicateurs de risque de TMS ont été extraits de l'analyse de données précédemment décrite et sont présentés dans le Tableau 5.

**Tableau 5. Groupes d'indicateurs de risque de TMS**

<b>Type d'indicateur</b>	<b>Variabes</b>
Cinématique	Contribution des articulations
Électromyographique	<i>Muscle focus</i> Somme des EMG
Musculosquelettique	Sommes des activations musculaires Sommes des forces musculaires Ratio cisaillement-compression des forces de réaction glénohumérales

#### 4.1.5 Analyses statistiques

Toutes les variables composant les trois groupes d'indicateurs de risque de TMS ont été normalisées sur 1000 points de données, à l'exception du ratio de cisaillement-compression des forces de réaction glénohumérales, qui est un scalaire. Les deux groupes de populations (hommes vs femmes et experts vs novices) ont été comparés à l'aide de la cartographie paramétrique statistique implémentée dans le logiciel *spm1d* (Pataky 2010). Cette méthode permet d'éviter la perte d'information associée aux méthodes standard qui réduisent les séries temporelles en un seul point de données arbitraire (comme la moyenne, la médiane ou le maximum), tout en contrôlant l'erreur de type alpha entraînée par de multiples comparaisons. Des tests non paramétriques ont été choisis, car ils donnent des résultats qualitativement identiques aux tests paramétriques, tout en étant robustes aux données non normales et non sphériques (Pataky *et al.*, 2015).

Pour comparer les hommes et les femmes, une ANOVA mixte à deux facteurs (sexe × masse, avec des mesures répétées sur la masse) a été utilisée sur chaque indicateur. Lorsque des interactions significatives ont été observées, les différences liées au sexe ont été comparées à l'aide de tests-t indépendants pour la même masse absolue (femmes à 6 kg vs hommes à 6 kg et femmes à 12 kg vs hommes à 12 kg) et la même masse relative (femmes à 6 kg vs hommes à 12 kg et femmes à 12 kg vs hommes à 6 kg). L'effet de la masse sur les contributions articulaires de chaque sexe a également été analysé à l'aide de tests-t pairs (femmes à 6 kg vs femmes à 12 kg et hommes à 6 kg vs hommes à 12 kg). Des corrections de Bonferroni ont été appliquées dans les six tests post-hoc ( $p = \frac{0.05}{6} = 0.0083$ ). Pour simplifier la présentation des résultats, les groupes de points isolés de signification statistique d'une durée inférieure à 5 % de la durée du mouvement ont été éliminés, tandis que les groupes séparés par moins de 5 % de la durée du mouvement ont été fusionnés (Belaise *et al.*, 2018). Pour comparer les experts et les novices, un plan statistique identique a été utilisé, en remplaçant le sexe par l'expertise.

Alors que les analyses précédemment décrites permettent d'étudier la dimension temporelle du signal, la distribution des données a également été explorée avec une fonction de distribution cumulative empirique (ECDF). L'ECDF évaluée à  $x$  est définie comme la fraction des points de données qui sont  $\leq x$ . Ainsi, l'ECDF peut être représentée graphiquement comme le percentile (axe des  $x$ ) associé à chaque valeur (axe des  $y$ ). Cette méthode permet d'explorer la distribution de données de façon objective, sans choisir de paramètre contrairement à d'autres techniques (nombre de classes pour les histogrammes et largeur de bande pour les *Kernel Density Estimations*).



## 5. PARTIE 1 : EFFET DU SEXE SUR LES CONTRAINTES MUSCULOSQUELETTIQUES DE L'ÉPAULE SELON LES TECHNIQUES DE MANUTENTION

L'**objectif** est de mettre en évidence 1) les caractéristiques techniques qui différencient les hommes des femmes au moyen d'indicateurs synthétiques sur la contribution des articulations à l'élévation de la charge, et 2) les caractéristiques de stabilité articulaire de l'épaule qui seraient associées aux TMS de l'épaule.

### 5.1 Introduction

Les différences entre hommes et femmes dans l'apparition d'un TMS sont principalement associées aux spécificités anthropométriques, à la composition histologique musculaire et aux différences de force, en particulier pour les membres supérieurs (Côté, 2012). Des différences dans les comportements moteurs comme les techniques de travail entre les femmes et les hommes ont également été identifiées et peuvent contribuer à l'augmentation du risque de troubles musculosquelettiques des membres supérieurs chez les femmes (Côté, 2012). Cependant, peu d'études traitent des différences de sexe dans la technique de travail, même s'il est reconnu qu'elles représentent un facteur de risque associé aux TMS (Kilbom et Persson, 1987). Les techniques de travail sont généralement simplifiées par un ensemble de postures adoptées au cours d'une tâche (Potvin, 2008). Cette définition est aujourd'hui insuffisante pour comprendre la biomécanique d'un mouvement dynamique. Au lieu de cela, la coordination des articulations a été suggérée comme étant un élément clé pour la description des techniques de levage (Burgess-Limerick *et al.*, 1995). De par leurs différences physiques avec les hommes, les femmes sont aussi plus proches de leur force maximale lorsqu'elles lèveraient la même charge que les hommes (Côté, 2012). En condition expérimentale, des différences au niveau de la coordination cinématique des membres inférieurs et du dos ont été mesurées entre les hommes et les femmes, même lorsque la charge était ajustée en fonctions de leurs capacités maximales respectives (Lindbeck et Kjellberg, 2001; Plamondon *et al.*, 2017; Sheppard *et al.*, 2016). La majorité des études qui se sont intéressées aux différences de coordination des articulations, ou encore aux différences biomécaniques entre les hommes et les femmes, se sont particulièrement focalisées au dos et aux membres inférieurs. Les conditions expérimentales impliquaient donc régulièrement de la manutention en dessous des épaules. Toutefois, la contribution spécifique du sexe pour les articulations des membres supérieurs, et sur l'activité musculaire au niveau des épaules lors d'une tâche de manutention au-dessus des épaules demeure inconnue. De ce fait, une attention particulière doit être faite sur ce mouvement de manutention au-dessus des épaules. Il sera présenté successivement les différences de contributions des articulations entre hommes et femmes lors d'une tâche de manutention, et les différences d'activité EMG des muscles agissants sur l'articulation glénohumérale lors du levage de boîtes au-dessus des épaules.

### 5.2 Caractéristiques méthodologiques

#### 5.2.1 Participants

Pour remplir l'objectif, 54 participants ont participé à la première étude. Les caractéristiques anthropométriques des participants sont affichées dans le Tableau 6. Aucun participant n'avait reçu de diagnostic de TMS des membres supérieurs ou n'avait signalé une incapacité importante liée aux membres supérieurs (score > 23 au *Disabilities of Arm, Shoulder and Hand*

questionnaires (Durand *et al.*, 2005; Hudak *et al.*, 1996)) ou au dos (score < 3 au *Quebec Back Pain Disability Scale* (Kopec *et al.*, 1995)). Tous les participants étaient en mesure de faire de l'activité physique d'après le *Physical Activity Readiness Questionnaire* (Thomas *et al.*, 1992). Aucun d'entre eux n'avait plus de six mois d'expérience en travaux de manutention manuelle. Le protocole de recherche a été approuvé par le Comité d'éthique de l'Université de Montréal (n° 15-016-CERES-P) et tous les participants ont donné leur consentement avant l'expérience.

**Tableau 6. Caractéristiques anthropométriques des participants**

Groupe	Âge (an) (moyenne ± écart type)	Taille (cm) (moyenne ± écart type)	Masse (kg) (moyenne ± écart type)
Femmes (n = 27)	21,39 ± 1,79	167,79 ± 6,66	61,39 ± 7,89
Hommes (n = 27)	25,63 ± 5,72	178,59 ± 7,32	74,56 ± 10,77
Résultats t-test	t = -2,88; p < 0,01	t = -5,55; p < 0,01	t = -6,17; p < 0,01

### 5.2.2 Matériels utilisés

Sur 54 participants, 10 participants étaient équipés comme décrit à la sous-section 4.1.1 incluant les électrodes intramusculaires pour mesurer l'activation des muscles supraépineux, infraépineux et sous-scapulaire.

### 5.2.3 Procédures expérimentales

Les participants avaient pour consigne de déplacer la boîte instrumentée entre deux étagères situées devant eux. La hauteur des étagères était ajustée pour chaque participant de manière à correspondre à la hauteur du bassin et la hauteur des yeux. Trois répétitions étaient réalisées avec deux masses différentes de 6 kg et 12 kg. Les combinaisons étaient présentées dans un ordre aléatoire avec des périodes de repos de 30 s entre chaque essai. Un délai de repos supplémentaire était accordé au besoin. Les participants se trouvaient à une distance confortable des étagères afin qu'ils puissent atteindre la boîte sans bouger les pieds. Les participants pouvaient fléchir les genoux. La technique de levage utilisée et la vitesse d'exécution étaient propres à chaque participant.

### 5.2.4 Analyses statistiques

En plus du plan statistique décrit en sous-section 4.1.5, un coefficient de corrélation linéaire de Pearson a été calculé entre la contribution articulaire moyenne des hommes et des femmes et la masse relative de la boîte (masse de la boîte divisée par la masse des participants). De plus, la taille d'effet de Cohen (Cohen, 1988; Lakens, 2013) a été rapportée pour les analyses EMG. La durée de l'effet (ED) des groupes de points significatifs a également été extraite. Les tailles d'effet (ES) ont été interprétées qualitativement comme grande (ES > 0,8), modérée (0,8 > ES > 0,5) ou petites/absent (ES < 0,5) tel que suggéré par Cohen.

## 5.3 Résultats

### 5.3.1 Indicateur cinématique

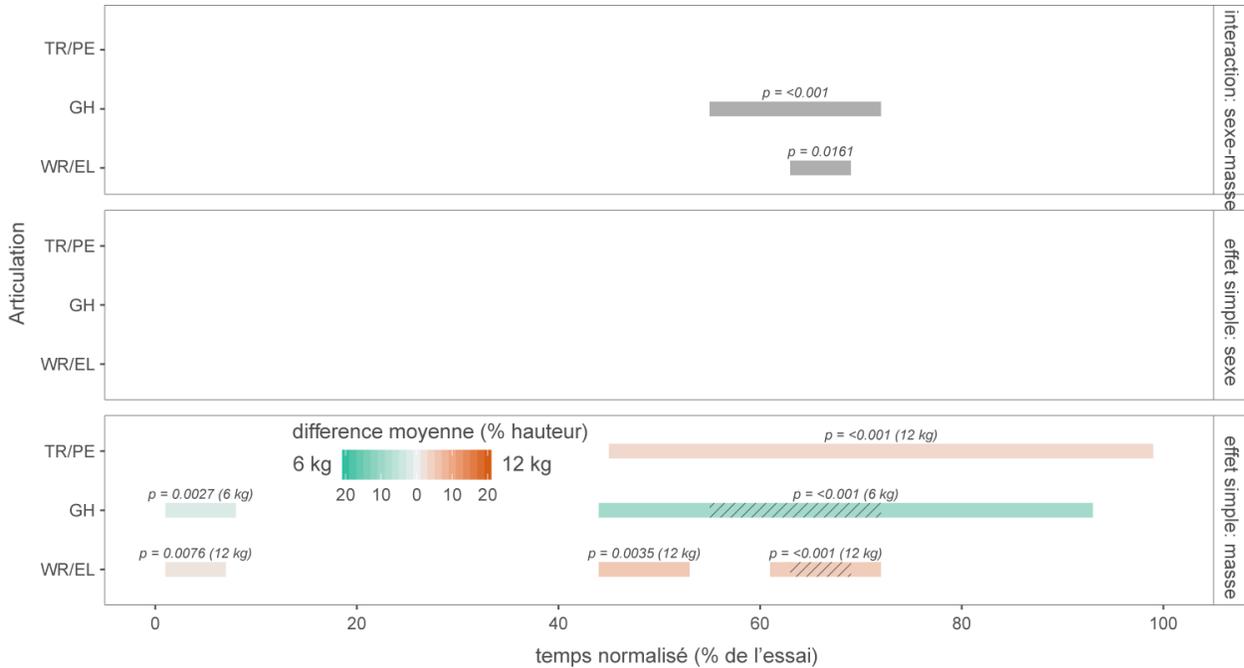
#### 5.3.1.1 Description générale

Les participants utilisaient principalement leurs articulations distales (poignet et coude) pendant le tiré et le levé de boîte en début de tâche. La contribution des articulations glénohumérale, sternoclaviculaire et acromioclaviculaire augmentait au cours de la deuxième moitié du levé de boîte et se stabilisait au cours du dépôt. En moyenne, le bassin et le tronc contribuaient peu à la hauteur de la boîte pendant le tiré (1 %), le levé (2 %) et le dépôt (8 %). La contribution des articulations sternoclaviculaires et acromioclaviculaires augmentait avec le temps, de -3 % (p. ex : dépression de l'épaule) lors du tiré, à 11 % pendant le levé et jusqu'à 33 % lors du dépôt. La contribution de l'articulation glénohumérale augmentait également avec le temps, passant de 12 % pendant le tiré, à 28 % lors du levé et 75 % au moment du dépôt. Enfin, la contribution des articulations du poignet et du coude commençait à 14 % lors du tiré, culminait à 41 % pendant le levé et diminuait à 7 % au moment du dépôt.

#### 5.3.1.2 Effet du sexe et de la masse

Les résultats montrent une interaction sexe-masse (Figure 6, panneau supérieur) sur la contribution de l'articulation glénohumérale de 54 % à 71 % de l'essai ( $F(1,52) = 12,7$ ;  $p < 0,001$ ) et des articulations du poignet et du coude de 63 % à 69 % de l'essai ( $F(1,52) = 10,4$ ;  $p = 0,0161$ ).

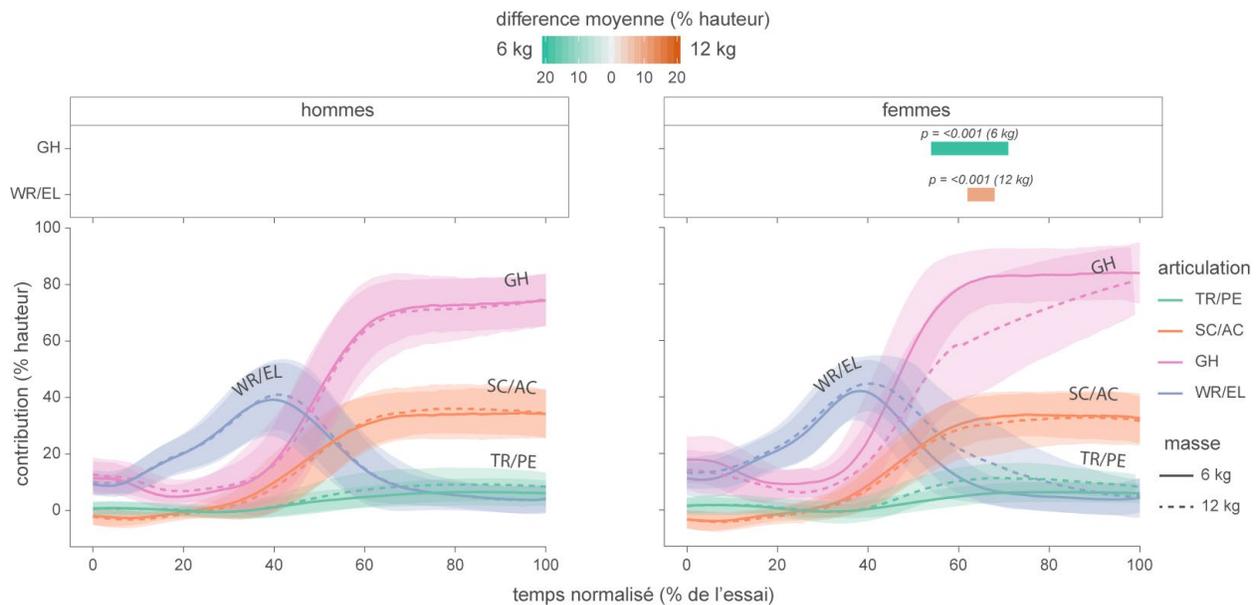
Aucun effet simple du sexe sur la contribution des articulations sélectionnées n'est présent (Figure 6, panneau central). En revanche, des effets simples de la masse sont identifiés dans nos résultats sur les articulations tronc-bassin, glénohumérale et poignet-coude (Figure 6, panneau inférieur). La contribution du bassin et du tronc était plus grande lorsque les hommes et les femmes manipulaient la masse la plus lourde de 45 % à 99 % de l'essai ( $F(1,52) = 57,6$ ;  $p < 0,001$ ). À l'inverse, la contribution de l'articulation glénohumérale était plus élevée avec la boîte la plus légère, de 1 % à 8 % de l'essai ( $F(1,52) = 21,3$ ;  $p = 0,0027$ ) et de 44 % à 93 % ( $F(1,52) = 20,0$ ;  $p < 0,001$ ). Les articulations du poignet et du coude contribuaient davantage lorsque les participants manipulaient la masse de 12 kg de 1 % à 7 % de l'essai ( $F(1,52) = 22,3$ ;  $p = 0,0076$ ), de 44 % à 53 % ( $F(1,52) = 11,0$ ;  $p = 0,0035$ ) et de 61 % à 72 % ( $F(1,52) = 11,3$ ;  $p < 0,001$ ). L'effet simple de la masse pour les articulations du poignet, du coude et de l'articulation glénohumérale est ininterprétable sur les zones d'interactions simultanément significatives (Figure 6, lignes hachurées sur le panneau inférieur).



**Figure 6. Effets significatifs trouvés par la cartographie statistique paramétrique (ANOVA) sur l'interaction sexe-masse, l'effet simple du sexe et de la masse pour les articulations pelvo-thoracique (TR/PE), scapulohumérale (GH) et du poignet et du coude (WR/EL).**

Aucun effet significatif n'est présent pour les articulations sternoclaviculaire et acromioclaviculaire. Chaque segment représente un effet significatif au cours du temps. Sur le panneau de l'effet de la masse (inférieur), un dégradé de couleur est lié à l'amplitude de la différence de masse (vert lorsque la contribution avec la boîte de 6 kg est plus grande, rouge quand la contribution avec la boîte de 12 kg est plus grande). Les hachures représentent un effet principal ininterprétable lorsqu'une interaction est également présente sur la même zone.

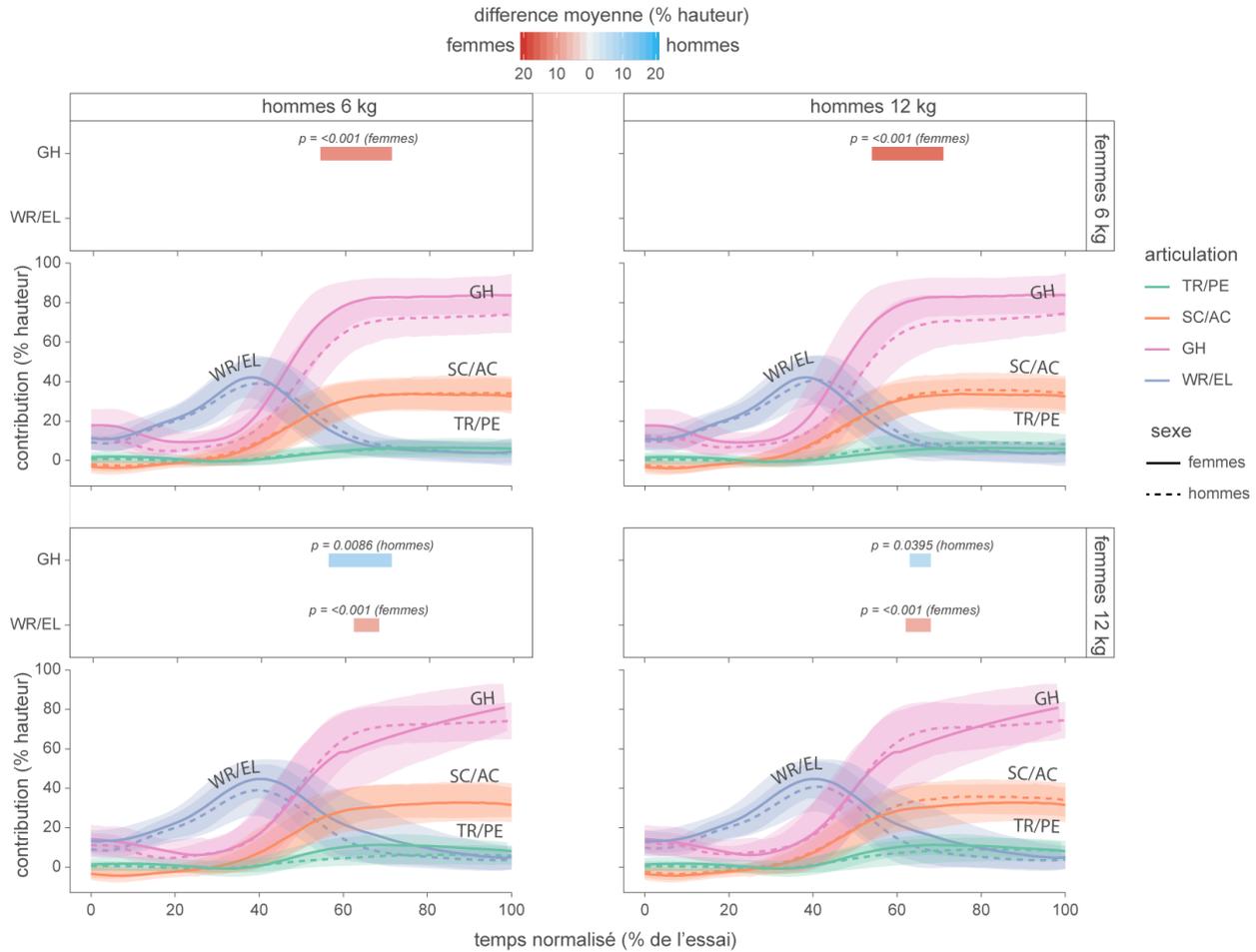
Lorsque l'on compare les hommes à 12 kg par rapport aux hommes à 6 kg et les femmes à 12 kg par rapport aux femmes à 6 kg dans les périodes où des interactions significatives entre le sexe et la masse ont été observées, les différences n'apparaissent que chez les femmes (Figure 7). Ces différences se produisent sur l'articulation glénohumérale (de 54 % à 71 % de l'essai,  $F(1,160) = 7,5$ ;  $p < 0,001$ ) avec une contribution d'environ 20 % plus élevée à 6 kg par rapport à 12 kg, et les articulations du poignet et du coude (de 62 % à 68 % de l'essai,  $F(1,160) = -5,6$ ;  $p < 0,001$ ) avec une contribution d'environ 9 % plus élevée à 12 kg par rapport à 6 kg.



**Figure 7. Contribution articulaire et analyse post-hoc pour les deux comparaisons axées sur la masse.**

Note : Gauche : hommes à 6 kg vs hommes à 12 kg, à droite : femmes à 6 kg vs femmes à 12 kg. Chaque comparaison a deux panneaux. Le panneau supérieur représente l'analyse post-hoc, où chaque segment représente un effet significatif au cours du temps, avec un dégradé de couleurs associé à l'amplitude de la différence de masse (en vert quand la contribution avec la boîte de 6 kg est plus grande, orange lorsque la contribution avec la boîte de 12 kg est plus grande). Le panneau inférieur représente la contribution articulaire des hommes et des femmes au cours du temps pour le pelvo-thoracique (TR/PE), l'articulation sternoclaviculaire-acromioclaviculaire (SC/AC), glénohumérale (GH) et poignet-coude (WR/EL).

Conformément à la comparaison liée à la masse, les différences liées au sexe révélées par l'analyse post-hoc dépendent principalement de la masse soulevée par les femmes (Figure 8). Sur l'articulation glénohumérale, ces différences ont un signe opposé, que les femmes aient soulevé 6 kg ou 12 kg. En effet, en comparant les femmes à 6 kg contre les hommes à 6 kg ou 12 kg, la contribution de l'articulation glénohumérale est environ 14 % plus élevée chez les femmes que chez les hommes (de 54 % à 71 % de l'essai,  $F(1,160) = -11$ ;  $p < 0,001$  et  $F(1,160) = -14,3$ ;  $p < 0,001$  pour les hommes à 6 kg et 12 kg, respectivement). Alors que cette contribution est environ 10 % plus élevée chez les hommes que chez les femmes lorsque l'on compare les femmes à 12 kg par rapport aux hommes à 6 kg (de 59 % à 71 % de l'essai,  $F(1,160) = 9,3$ ;  $p = 0,0086$ ) ou 12 kg (de 63 % à 68 % de l'essai,  $F(1,160) = 5,8$ ;  $p = 0,0395$ ). Sur les articulations du poignet et du coude, l'analyse post-hoc (Figure 8) n'a révélé des différences liées au sexe que lorsque les femmes soulevaient une boîte de 12 kg. Ces différences sont apparues par rapport aux hommes à 6 kg (de 62 % à 68 % de l'essai,  $F(1,160) = -4,2$ ;  $p < 0,001$ ) ou 12 kg (de 62 % à 68 % de l'essai,  $F(1,160) = -3,8$ ;  $p < 0,001$ ), avec une contribution environ 8 % plus élevée chez les femmes que chez les hommes.

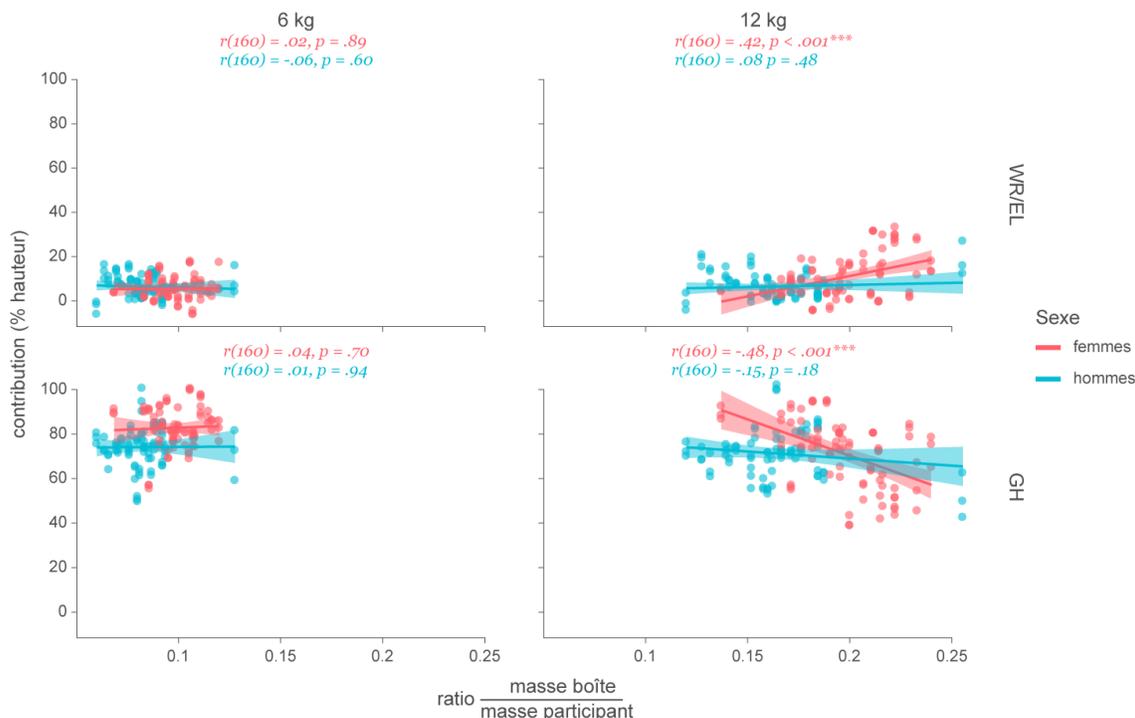


**Figure 8. Contribution articulaire et analyse post-hoc pour les quatre comparaisons reliées à la masse.**

Note : Coin supérieur gauche : hommes à 6 kg vs femmes à 6 kg, coin supérieur droit : hommes à 12 kg vs femmes à 6 kg, coin inférieur gauche : hommes à 6 kg vs femmes à 12 kg, coin inférieur droit : hommes à 12 kg vs femmes à 12 kg. Chaque comparaison a deux panneaux. Le panneau supérieur représente l'analyse post-hoc, où chaque segment représente un effet significatif au cours du temps, avec un dégradé de couleurs associé à l'amplitude des différences liées au sexe (bleu lorsque la contribution des hommes est plus élevée, rouge lorsque celle des femmes est plus élevée). Le panneau inférieur représente la contribution articulaire des hommes et des femmes au fil du temps pour l'articulation pelvo-thoracique (TR/PE), sternoclaviculaire et acromioclaviculaire (SC/AC), glénohumérale (GH) et poignet-coude (WR/EL).

Il n'y a pas de corrélation significative entre la contribution des articulations glénohumérale, du poignet et du coude et la masse relative de la boîte (Figure 9) à 6 kg pour les hommes (articulation poignet et coude :  $r(160) = -0,06$ ;  $p = 0,60$ , articulation glénohumérale :  $r(160) = 0,01$ ;  $p = 0,94$ ) et les femmes (articulation poignet et coude :  $r(160) = 0,02$ ;  $p = 0,89$ , articulation glénohumérale :  $r(160) = 0,04$ ;  $p = 0,70$ ). Cette corrélation est également non significative à 12 kg chez les hommes (articulation du poignet et du coude :  $r(160) = 0,08$ ;  $p = 0,48$ , articulation glénohumérale :  $r(160) = -0,15$ ;  $p = 0,18$ ). Cependant, il y a une corrélation positive à 12 kg chez les femmes sur les articulations du poignet et du coude ( $r(160) = 0,42$ ;  $p < 0,001$ ) et une corrélation négative sur l'articulation glénohumérale ( $r(160) = -0,48$ ;  $p < 0,001$ ). Puisqu'il n'y a pas d'interaction entre le sexe et la masse au niveau du tronc, des articulations

sternoclaviculaires et acromioclaviculaires, les corrélations sur ces articulations ne sont pas présentées (Figure 9). Ainsi, lorsque la masse de la boîte représente une plus grande proportion de la masse du participant (le participant est plus léger ou la boîte est plus lourde), il n'y a pas de changement chez les hommes tandis que les femmes utilisent davantage les articulations du poignet et du coude et moins l'articulation glénohumérale.



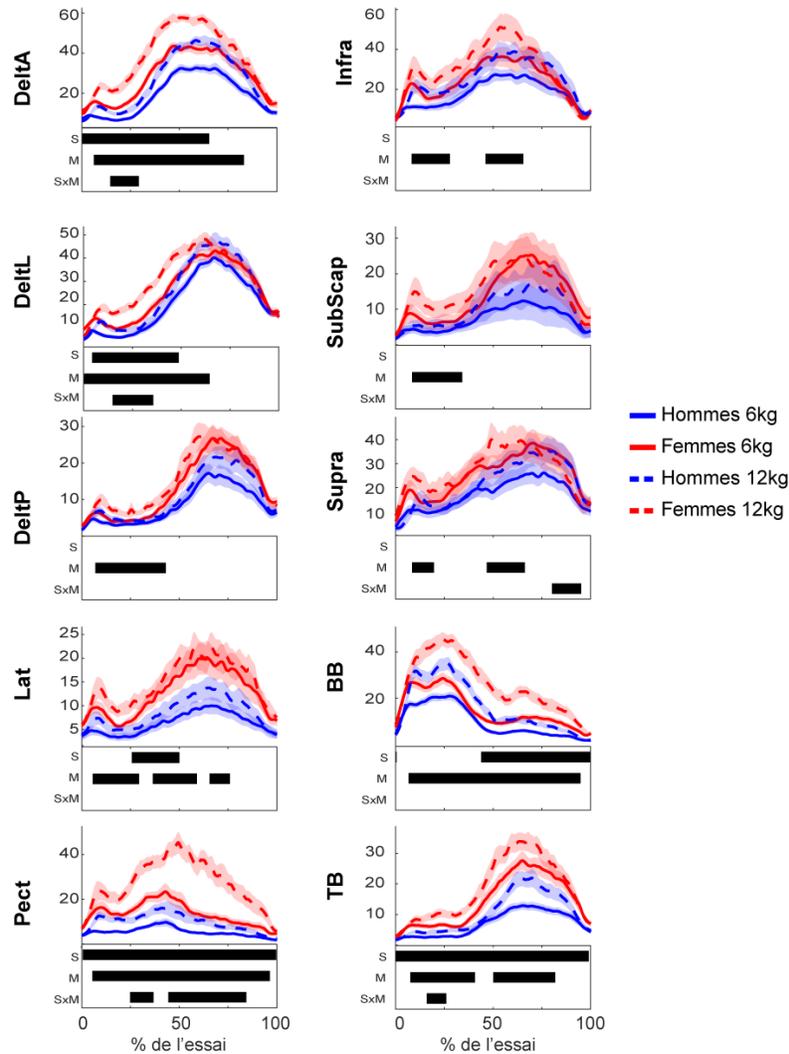
**Figure 9.** Nuage de points de la contribution articulaire moyenne au cours de la phase de dépôt (axe y) des hommes et des femmes en fonction de la masse relative de la boîte (axe x) pour les articulations poignet-coude (WR/EL) et l'articulation glénohumérale (GH).

Note : Un modèle de régression linéaire généralisé était utilisé sur chaque variable de regroupement (ligne pleine) et les coefficients de corrélation linéaire de Pearson sont affichés au-dessus de chaque panneau.

### 5.3.2 Indicateurs électromyographiques

#### 5.3.2.1 Description générale

Le profil général de l'activité musculaire durant la tâche de levage se caractérise essentiellement par deux bouffées d'activité (Figure 10). La première, dès le début du mouvement (environ 25 % de l'essai), est faible dans la plupart des muscles, mais élevée dans le biceps brachial et, dans une moindre mesure, dans le pectoral. La deuxième bouffée EMG (dominante) débute entre 25 % et 50 % de l'essai et se termine à la fin du mouvement. Les muscles deltoïdes antérieurs et latéraux sont les plus actifs, suivis par le supraépineux (Figure 10). Le sous-scapulaire, le deltoïde postérieur et le grand dorsal sont les muscles les moins actifs.



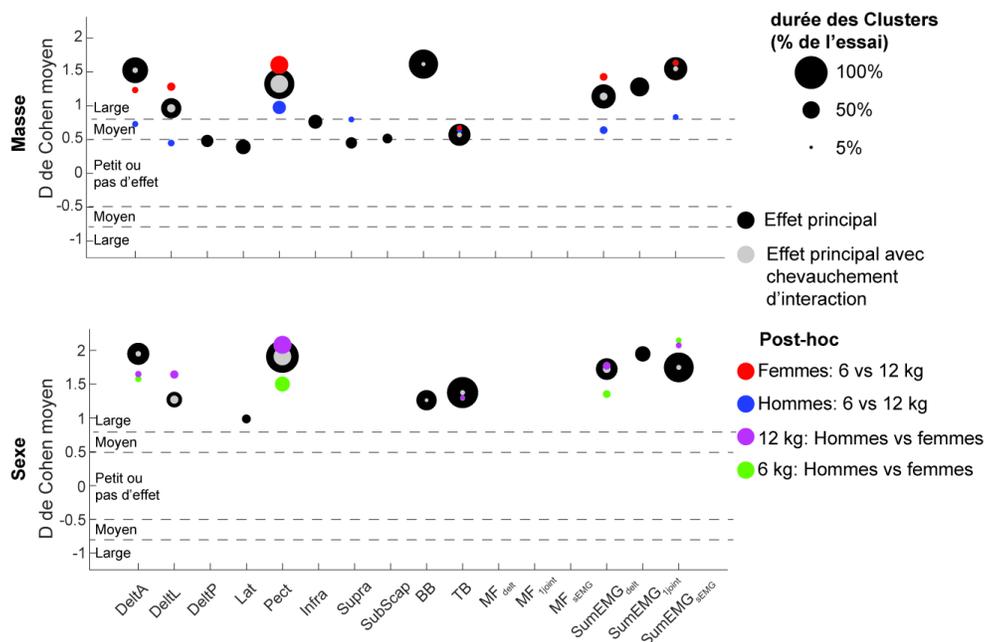
**Figure 10. Activations musculaires individuelles lorsque les hommes et les femmes levaient une boîte de 6 kg ou une boîte de 12 kg.**

Note : Les bandes sombres dans le panneau sous chaque EMG présentent des groupes avec un effet significatif du sexe (S), de la masse (M), ou de l'interaction sexe-masse (SxM).

### 5.3.2.2 Effet du sexe et de la masse

L'activité de l'ensemble des muscles enregistrés était fortement influencée par la masse de la boîte; la boîte la plus lourde entraînant une plus grande activité EMG (Figure 10 et Figure 11). Cet effet était plus important pendant le tiré et le levé de la boîte que pendant le dépôt. Par ailleurs, l'activité EMG augmente plus entre les boîtes de 6 kg et 12 kg pour les muscles moteurs (deltoïde antérieur, deltoïde latéral, pectoral, biceps brachial : ES = 0,96 - 1,62; ED : 59 à 91 % de l'essai) que pour les muscles stabilisateurs (supraépineux, infraépineux, sous-scapulaire : ES = 0,45 - 0,76; ED : 26 à 39 % de l'essai) et les muscles antagonistes (deltoïde postérieur, grand dorsal, triceps brachial : ES = 0,39 - 0,57; ED : 34 à 65 % de l'essai). Une tendance similaire est observée concernant l'effet du sexe sur l'activité musculaire. Les femmes avaient proportionnellement une plus grande activation musculaire des muscles moteurs que les hommes (ES = 1,26 - 1,95; ED : 45 à 100 % de l'essai) et, dans une moindre

mesure, des muscles antagonistes (ES = 0 - 1,37; ED : 0 à 94 % de l'essai). À noter également que l'activité EMG augmentait chez les hommes et chez les femmes en fonction de l'augmentation de la masse de la boîte. Cette augmentation d'activité musculaire était toutefois plus importante chez les femmes (Figure 10 et Figure 11). Aucune différence de sexe n'a été observée dans l'activation des muscles rotateurs.

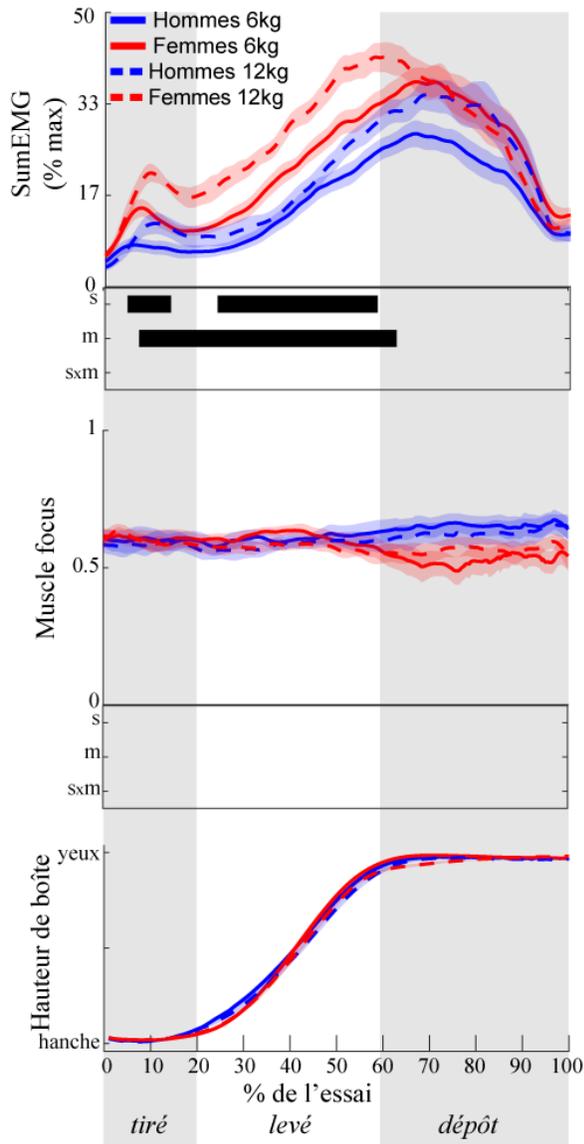


**Figure 11. Tailles d'effet moyennes et durée des zones de différences significatives.**

Note : Pour les effets principaux du sexe et de la masse, ES a été regroupé à travers toutes les conditions. Pour les tests post-hoc, ES a été regroupé à travers les conditions comparées.

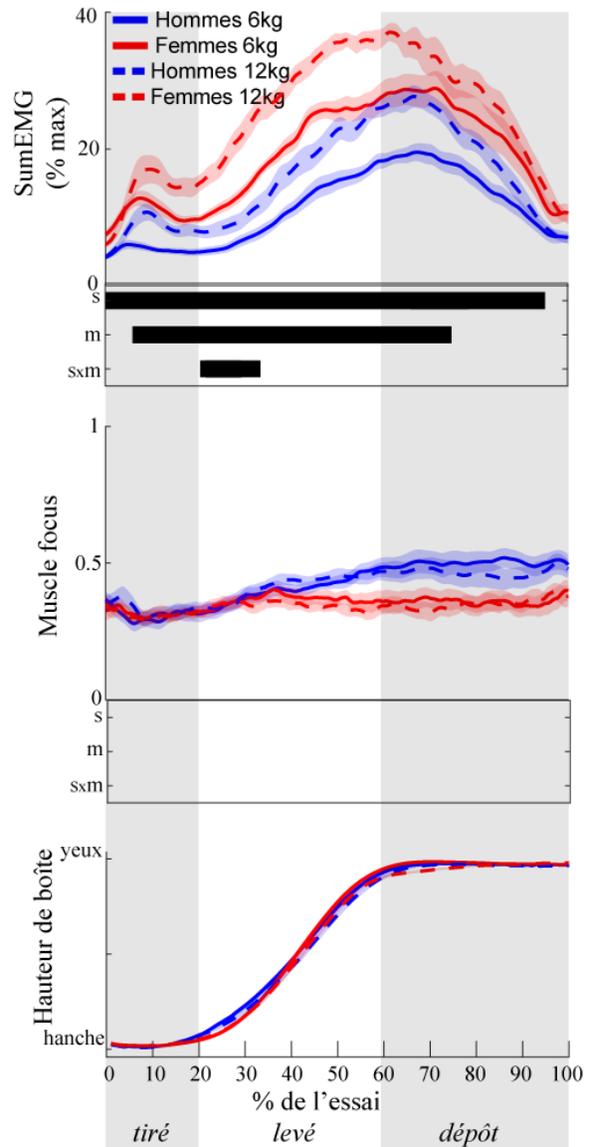
Peu importe le sous-groupe de muscles analysé (Tableau 4), des effets principaux de la masse (ES : 1,14 - 1,55; ED : 55 à 72 % de l'essai) et du sexe (ES : 1,72 - 1,95; ED : 44 à 90 % de l'essai) ont été observés pour les variables de SumEMG au cours de la plupart des phases du mouvement (Figure 11, Figure 12 et Figure 13). Une interaction entre le sexe et la masse a été observée pour SumEMG<sub>delt</sub> et SumEMG<sub>sEMG</sub> pendant une courte période du levé, mais pas pour SumEMG<sub>1joint</sub>. Comme mesures musculaires individuelles, cette interaction indique que l'augmentation des variables SumEMG de 6 kg à 12 kg était supérieure chez les femmes par rapport aux hommes (Figure 11).

Nos résultats ne relèvent aucun effet simple du sexe ou de la masse sur les variables de *Muscle Focus* (Figure 11, Figure 12, Figure 13). Une courte interaction entre le sexe et la masse est présente sur le *Muscle Focus* du deltoïde. Néanmoins, aucun résultat n'est significatif dans l'analyse post-hoc pour expliquer cette interaction. Il convient de noter qu'aucun des tests post-hoc comparant les hommes et femmes soulevant une masse relative comparable par rapport à leur force maximale (hommes à 12 kg vs femmes à 6 kg) n'est significatif pour les muscles individuels ou les variables composites (SumEMG et *Muscle Focus*).



**Figure 12.  $SumEMG_{joint}$  et  $MF_{joint}$  (Tableau 4) lorsque les hommes et les femmes levaient une boîte de 6 kg ou une boîte de 12 kg.**

Note : Les bandes noires dans le panneau sous chaque EMG représentent les effets significatifs du sexe (S), de la masse (M), ou de l'interaction sexe-masse (SxM).



**Figure 13.  $SumEMG_{sEMG}$  et  $MF_{sEMG}$  (Tableau 4) lorsque les hommes et les femmes levaient une boîte de 6 kg ou une boîte de 12 kg.**

Note : Les bandes noires dans le panneau sous chaque EMG présentent des groupes avec un effet significatif du sexe (S), de la masse (M), ou de l'interaction sexe-masse (SxM).

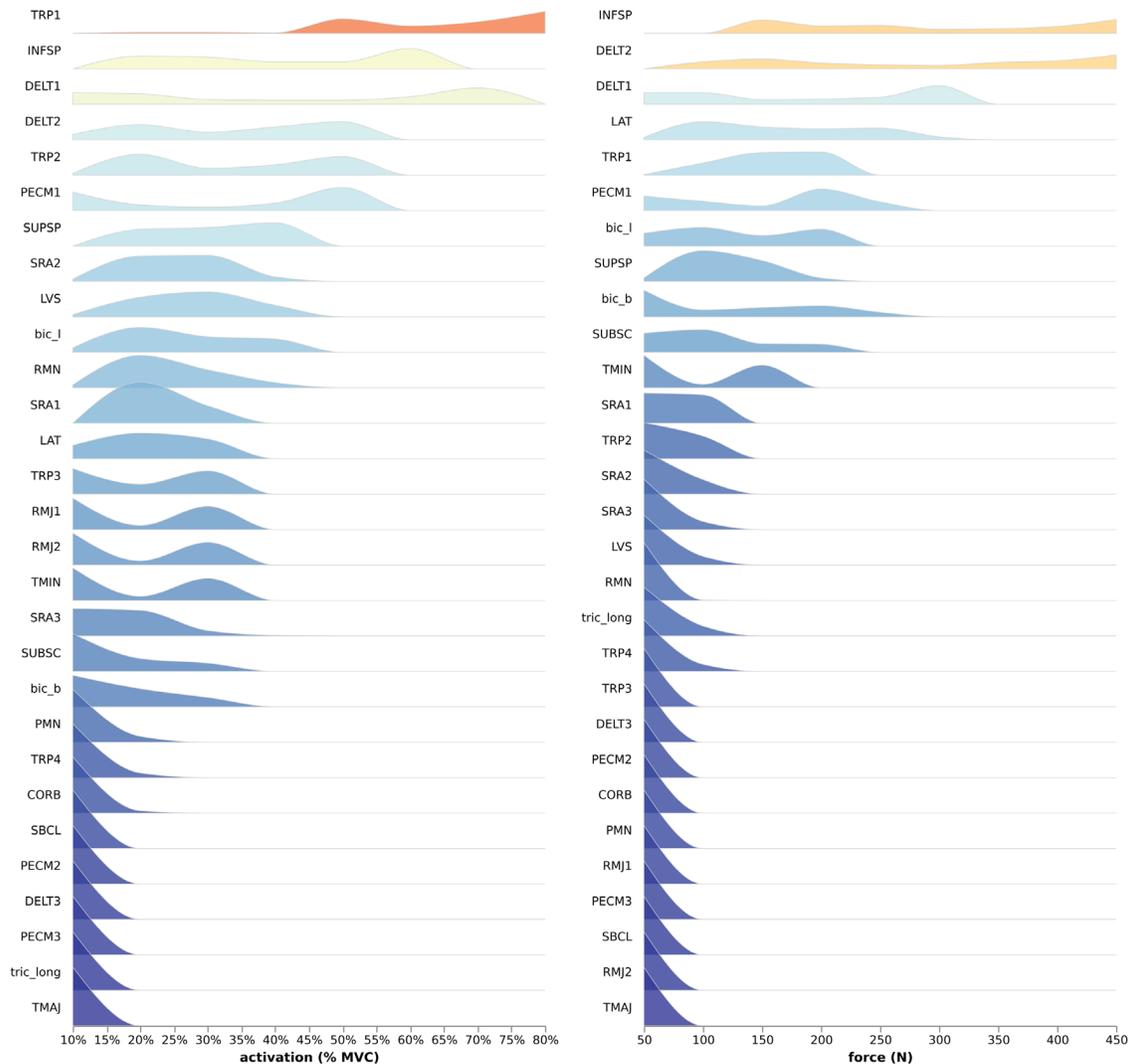
### 5.3.3 Indicateurs musculosquelettiques

#### 5.3.3.1 Description générale

La somme des activations musculaires au cours du temps pendant la tâche de lever se caractérise par deux pics (Figure 15, panneau supérieur). Le premier pic apparaît au milieu de la phase de tiré (9 % de l'essai) tandis que le deuxième pic — plus élevé — apparaît au milieu de la phase de dépôt (~71 % de l'essai). La somme des forces musculaires suit un profil similaire (Figure 15, panneaux inférieurs). Un premier pic se manifeste au milieu de la phase de tiré et un deuxième au milieu de la phase de dépôt.

En ce qui concerne la densité des activations musculaires de l'ensemble des muscles, la moitié des données (50 %) est associée à une faible activation musculaire ( $1 \pm 0$  % MVC) tandis que l'autre moitié présente des activations plus élevées ( $31 \pm 31$  % MVC). Environ 60 % des données sont inférieures à une somme d'activation de  $7 \pm 5$  % MVC, 80 % des données sont inférieures à  $35 \pm 23$  % MVC et 100 % sont inférieures à  $95 \pm 10$  % MVC. La densité de la somme des forces musculaires est également délimitée par une moitié des données associées à une faible force ( $4 \pm 3$  N) et une autre moitié avec des forces plus élevées ( $124 \pm 149$  N). Environ 60 % des données sont inférieures à une somme de force musculaire de  $22 \pm 11$  N, 80 % des données sont inférieures à  $110 \pm 33$  N et 100 % sont inférieures à  $552 \pm 217$  N.

La densité des activations de chacun des muscles (Figure 14, panneau de gauche) révèle que plusieurs muscles sont peu activés (100 % du temps < 20 %), notamment le TMAJ, tric\_long, PECM3, DELT3, PECM2, SBCL. Les cinq muscles les plus activés sont les TRP1, INFSP, DELT1, DELT2, TRP2, avec une étendue d'activation couvrant une large partie de la plage d'activation. La densité des forces de chacun des muscles (Figure 14, panneau de droite) révèle des observations similaires avec de nombreux muscles peu sollicités (100 % du temps < 100 N) (TMAJ, RMJ2, SUBSC, PECM3, RMJ1, PMN, CORB, PECM2, DELT3, TRP3) et un groupe semblable de muscles avec des forces élevées (INFSP, DELT2, DELT1, LAT, TRP1).

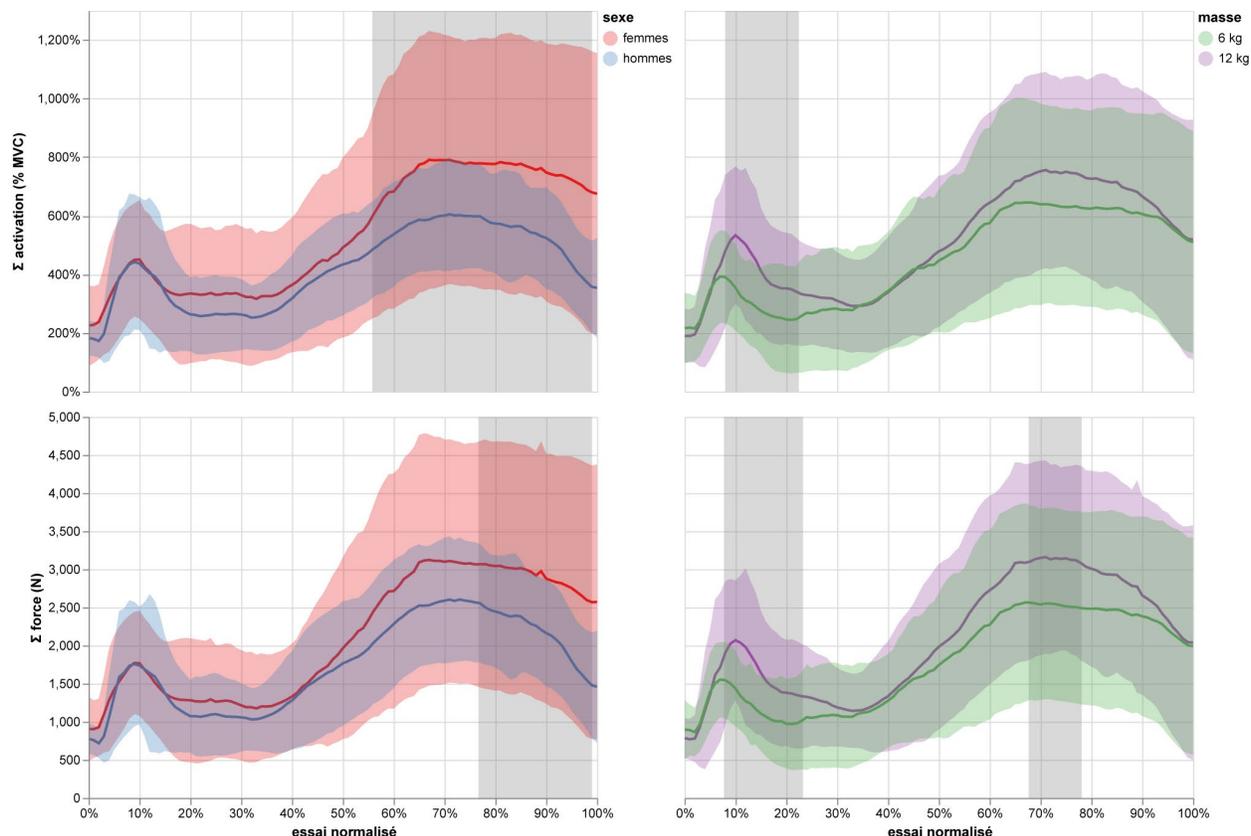


**Figure 14. Distribution des activations musculaires (panneau de gauche) et des forces musculaires (panneau de droite) obtenues par optimisation statique pour chacun des muscles du modèle musculosquelettique.**

Note : Les muscles sont classés en ordre décroissant. La distribution est approximée par *Kernel Density Estimation* et normalisée pour que la somme de chaque distribution soit égale à 1.

### 5.3.3.2 Effet du sexe et de la masse

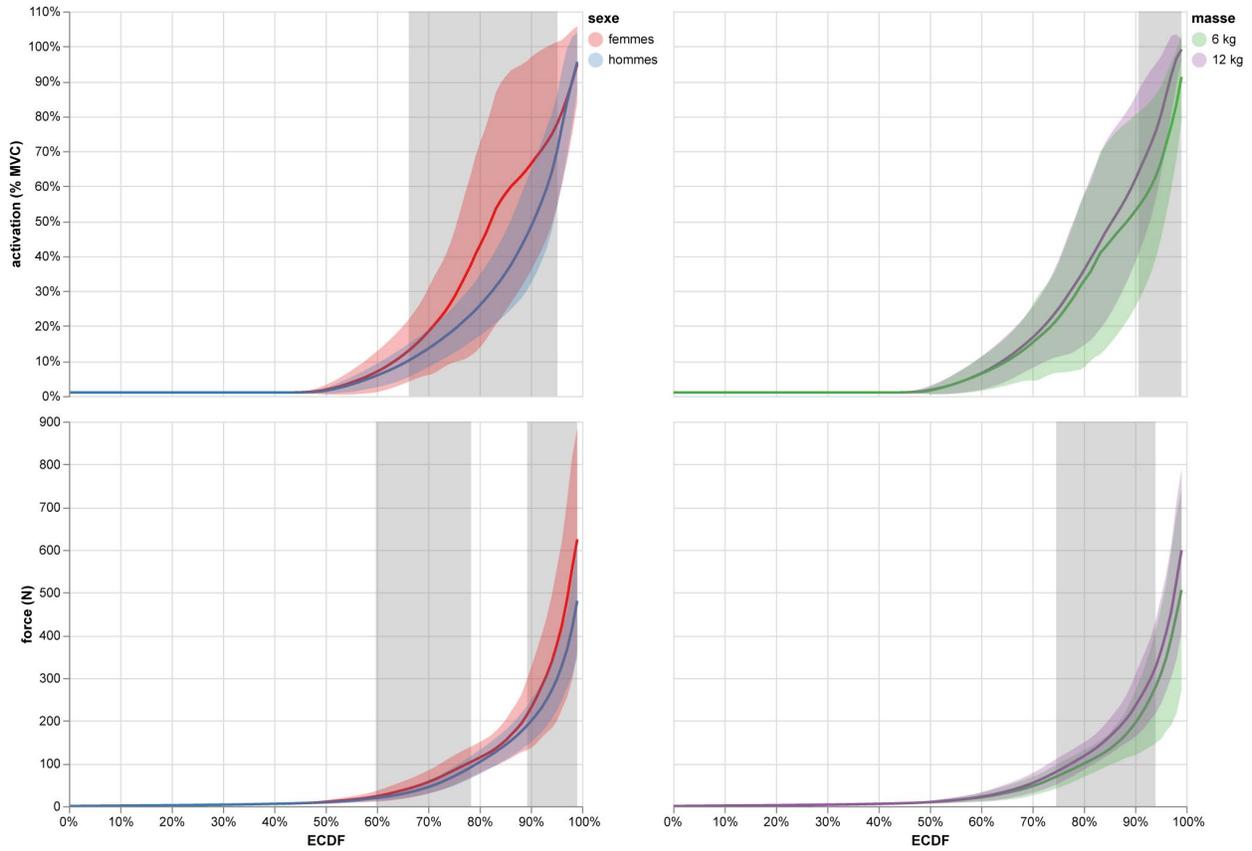
La somme des activations musculaires (Figure 15, panneau supérieur) est plus élevée chez les femmes en fin de mouvement (effet simple du sexe de 56 à 99 %; +206 % MVC;  $p < 0,001$ ; ES = 0,62 [moyen]) et avec une masse de 12 kg (effet simple de la masse de 8 à 22 %; +139 % MVC;  $p < 0,001$ ; ES = 0,69 [medium]). La somme des forces musculaires (Figure 15, panneau inférieur) est également plus élevée chez les femmes en fin de mouvement (effet simple du sexe de 77 à 99 %; +742 N;  $p < 0,001$ ; ES = 0,57 [moyen]) et avec une masse de 12 kg (effet simple de la masse de 8 à 23 %; +518 N;  $p < 0,001$ ; ES = 0,72 [moyen]). La boîte de 12 kg génère aussi des forces musculaires plus élevées en fin de mouvement (effet simple de la masse de 68 à 78 %; +606 N;  $p = 0,006$ ; ES = 0,49 [petit]).



**Figure 15. Somme des activations musculaires (panneaux supérieurs) et des forces musculaires (panneaux inférieurs) obtenues par optimisation statique avec les effets simples du sexe (panneau de gauche : femmes en rouge et hommes en bleu) et de la masse (panneau de droite : 6 kg en vert et 12 kg en violet).**

Note : Les valeurs en ordonnée représentent donc ici l'activation et la force de l'ensemble des 29 muscles présents dans le modèle. Une zone grise est représentée en présence d'un effet simple significatif au cours du temps.

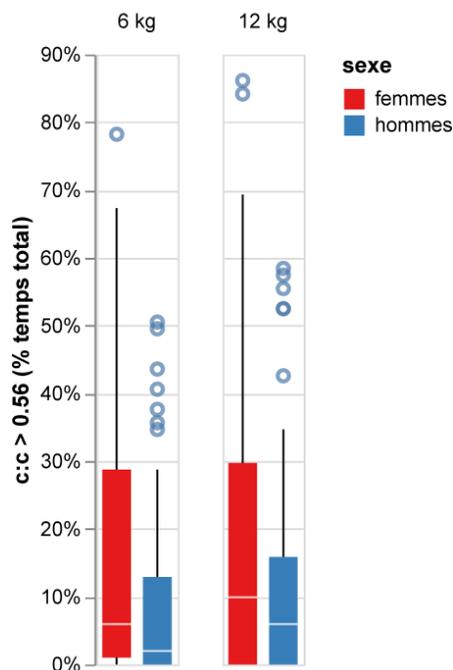
La densité d'activations musculaires à haute intensité (Figure 16, panneau supérieur) est plus élevée chez les femmes (effet simple du sexe du 66 au 95<sup>e</sup> percentile; +13 % MVC;  $p < 0,001$ ; ES = 0,51 [moyen]) et avec une masse de 12 kg (effet simple de la masse du 91 au 99<sup>e</sup> percentile; +13 % MVC;  $p < 0,001$ ; ES = 0,58 [moyen]). La densité des forces musculaires élevée (Figure 16, panneau inférieur) est également plus importante chez les femmes (du 60 au 78<sup>e</sup> percentile; +10 N;  $p = 0,003$ ; ES = 0,35 [petit]) et avec une masse de 12 kg (du 75 au 94<sup>e</sup> percentile; +27 N;  $p = 0,003$ ; ES = 0,34 [petit]).



**Figure 16. Fonction de distribution cumulative empirique (ECDF) des activations musculaires (panneaux supérieurs) et des forces musculaires (panneaux inférieurs) obtenues par optimisation statique avec les effets simples du sexe (panneaux de gauche : femmes en rouge et hommes en bleu) et de la masse (panneaux de droite : 6 kg en vert et 12 kg en violet).**

Note : L'ECDF évaluée à  $x$  est définie comme la fraction des points de données qui sont  $\leq x$ . Une zone grise est représentée en présence d'un effet simple significatif au cours du temps.

Le temps relatif passé au-delà d'un ratio compression-cisaillement de dislocation (Figure 17) est plus élevé chez les femmes (effet simple du sexe; +7 %;  $p = 0,01$ ; ES = 0,35 [petit]).



**Figure 17. Boîtes à moustaches du temps relatif passé au-delà d'un ratio de cisaillement-compression de dislocation (> 0,56, Dickerson *et al.*, 2007) en fonction du sexe (femmes en rouge et hommes en bleu) et de la masse (6 kg sur le panneau de gauche et 12 kg sur le panneau de droite).**

#### 5.4 Observations principales

Nos résultats soutiennent la perspective d'une stratégie de contribution articulaire du membre supérieur lors d'une tâche de manutention spécifique au sexe. En particulier, cette stratégie semble être influencée par la masse que les femmes soulèvent. Avec une masse de 6 kg, les femmes utilisent plus leur articulation glénohumérale que les hommes. Cependant, les différences entre les sexes pour cette contribution articulaire sont dans la direction opposée pour la masse de 12 kg, où l'articulation glénohumérale des hommes contribue plus que celle des femmes. Cette diminution de la contribution glénohumérale des femmes pour la masse plus élevée est compensée par les articulations du poignet et du coude. Des différences similaires sont apparues en normalisant la masse de la boîte par la masse du participant. La plupart des différences rapportées sont présentes lors de la phase de dépôt, lorsque les bras sont au niveau des épaules et au-dessus.

Les femmes ont aussi généré une plus grande activité musculaire que les hommes pour une charge absolue similaire. L'activité musculaire des hommes et des femmes augmente lors de l'élévation de la boîte plus lourde. L'augmentation de l'activité musculaire est plus importante au niveau des muscles moteurs et chez les femmes. Malgré ces changements hétérogènes dans l'activité musculaire, le sexe et la masse ont des effets minimes sur la coactivation musculaire glénohumérale.

Enfin, concernant le modèle musculosquelettique, l'activation et les forces musculaires sont plus importantes pendant la phase de tiré et la phase de dépôt, ce qui est semblable aux résultats EMG. Aussi, la moitié des données est associée à des activations et des forces musculaires nulles puisqu'aucune coactivation n'était présente lors de l'optimisation statique. Ceci était particulièrement vrai pour les muscles antagonistes tels que le triceps ou le deltoïde postérieur. Par ailleurs, les muscles qui présentent le plus d'activation sont le trapèze supérieur, l'infraépineux et les deltoïde antérieur et latéral.

Il semble que les femmes présentent des activations et des forces musculaires supérieures à celles des hommes pendant la phase de dépôt, c'est-à-dire lorsque les bras sont au-dessus du niveau des épaules. Les données d'activations et de forces musculaires maximales des femmes sont aussi plus élevées que celles des hommes. Ceci pourrait s'expliquer par une sollicitation de force et/ou articulaire relative des femmes plus importante en raison de différences physiologiques (Douma *et al.*, 2014; Faber *et al.*, 2006; Harbo *et al.*, 2012). De plus, les femmes passent plus de temps que les hommes au-delà du ratio compression-cisaillement de dislocation.

Enfin, les activations musculaires sont plus importantes avec la masse de 12 kg qu'avec la masse de 6 kg pendant la phase de tiré. Les forces musculaires quant à elles sont plus élevées avec la masse de 12 kg qu'avec la masse de 6 kg pendant les phases de tiré et de dépôt. Les données d'activations et de forces musculaires les plus élevées étaient plus importantes avec la masse de 12 kg qu'avec la masse de 6 kg.

## 6. PARTIE 2 : EFFET DE L'EXPERTISE SUR LES CONTRAINTES MUSCULOSQUELETTIQUES DE L'ÉPAULE SELON LES TECHNIQUES DE MANUTENTION

L'objectif est de mettre en évidence les caractéristiques techniques qui différencient les experts des novices au moyen d'indicateurs synthétiques sur la contribution des articulations à l'élévation de la charge.

### 6.1 Introduction

Les professionnels exerçant des tâches d'assemblage, de manutention, d'aide à la personne (p. ex. : infirmière) semblent être les travailleurs les plus à risque de développer un TMS à l'épaule en raison de la nature de leur travail qui implique nécessairement des efforts musculaires avec les mains au-dessus des épaules. Peu d'études se sont cependant penchées sur l'effet que peut avoir l'expertise sur l'exposition aux différents facteurs de risque des travailleurs exerçant ces professions. Les manutentionnaires n'utilisent pas toujours les méthodes de travail sécuritaires qui leur ont été enseignées. Les experts semblent utiliser des techniques plus avantageuses que les novices, ce qui réduit leur exposition aux facteurs de risque (Authier *et al.*, 1996). Les jeunes travailleurs sont quant à eux constamment exposés à un risque accru de blessures (Hill, 2014) et sont donc plus sujets aux TMS du membre supérieur (Breslin et Smith, 2005; Häkkänen *et al.*, 2001) que leurs collègues experts. Déterminer les attributs principaux qui définissent des manutentionnaires experts permettrait de caractériser les postures et les stratégies optimales afin de les introduire en début de carrière chez les manutentionnaires novices et ainsi limiter leur exposition aux facteurs de risque (Jeong, Ohno et Engineering, 2018).

### 6.2 Observations ergonomiques de manutentions de charge au niveau et au-dessus des épaules dans un centre de distribution

#### 6.2.1 Participants

La première étape du protocole consistait à observer huit experts manutentionnaires dans un centre de distribution lors de leurs tâches régulières comportant une portion de travail avec les bras au niveau ou au-dessus des épaules. Ces observations portaient sur l'environnement et les cycles de travail, tant lors de la prise de boîtes sur des palettes ou rayonnages que de leur dépôt. Elles avaient pour objectif de recréer en laboratoire les conditions de travail des manutentionnaires d'un centre de distribution, autant au niveau de l'environnement physique immédiat et des boîtes manipulées qu'au niveau des cycles et techniques de travail.

Ces observations ont été réalisées dans une entreprise à Laval avec l'approbation du comité d'éthique de la recherche en santé de l'Université de Montréal (16-014-CERES-D). Les manutentionnaires, de sexe masculin, travaillaient tous à temps plein de jour, ne présentaient aucune blessure au moment de l'observation et cumulaient une expérience entre 5 et 20 ans dans le milieu. Ils ont tous été informés au préalable de la tenue de ces observations et ont consenti à l'utilisation des images vidéo et photographies captées à des fins de recherche et de publication.

Dans ce contexte, 13 commandes différentes, réalisées par huit participants masculins avec une expérience comprise entre 5 et 20 ans, ont été filmées et observées. Diverses mesures de l'environnement de travail ont été prises par la même occasion. De ces observations, seules les commandes comportant des tâches au-dessus des épaules ont été conservées, soit 11 commandes réalisées par six manutentionnaires différents. Une boîte instrumentée recréant les caractéristiques moyennes des boîtes manœuvrées par les travailleurs a été conçue à partir de ces observations.

### 6.2.2 Environnement physique

L'espace entrepôt du centre de distribution est muni de 100 quais de réception/expédition, 0,5 km de zones de réception/expédition, de 40 000 emplacements de palettes et 11,8 km d'étagères disposées en rangées entre lesquelles il est possible de circuler à pied et en chariot élévateur. Ces étagères sont d'une hauteur équivalente à quelques étages du bâtiment, mais la tâche observée ne s'intéresse qu'au 1<sup>er</sup> niveau d'étagères dans l'espace de cueillette, soit celui pour lequel les boîtes sont atteignables par le manutentionnaire en station debout au sol. À ce niveau, deux types d'étagères sont présentes : un modèle permet de disposer des boîtes sur des palettes au sol et sur deux tablettes surélevées (hauteurs taille et tête) de manière à conserver les charges pesantes plus près du sol et les charges légères en hauteur; le second modèle ne comporte pas de tablette à un niveau permettant la cueillette manuelle et les boîtes sont donc disposées sur des palettes ou supports métalliques au sol et empilées jusqu'au-dessus de la tête du manutentionnaire. Le second modèle d'étagères constitue une plus grande proportion de l'entrepôt et les tâches observées ont été exécutées presque entièrement dans les sections de l'entrepôt comportant celui-ci (voir Figure 18). Il est aussi à noter que les supports métalliques n'ont été que rarement observés. Les dimensions de l'environnement physique de l'entrepôt sont résumées dans le Tableau 7.



Figure 18. Étagères du second modèle.

**Tableau 7. Dimensions de l'environnement physique de l'entrepôt**

Items	Dimensions
Palettes	Type 1 : 14 cm (hauteur) / 122 cm (profondeur) / 102 cm (largeur) Type 2 : 14 cm (hauteur) / 122 cm (profondeur) / 122 cm (largeur)
Support métallique	30 cm (hauteur) / 122 cm (profondeur) / 122 cm (largeur)
Étagères avec tablettes	Base : 14 cm (palette) Tablette mi-hauteur : 120 cm Tablette supérieure : 167 cm (boîtes/paquets généralement empilés jusqu'à un maximum de 185 cm)
Étagères sans tablette	Base : 14 cm ou 30 cm (palette ou support métallique) Limite supérieure : 198 cm (boîtes/paquets généralement empilés jusqu'à un maximum de 170 cm)
Espaces de circulation entre les étagères	Largeur entre 316 cm et 355 cm

### 6.2.3 Tâches et équipements généraux

Les manutentionnaires observés étaient tous en charge de la préparation de commandes. Ceci implique de cueillir dans les étagères et de disposer manuellement des boîtes sur une ou deux palettes à la fois en suivant une liste de commande énumérée de manière audio à travers des écouteurs.

Des chariots élévateurs de type transpalette électrique sont employés pour circuler et transporter une à deux palettes à la fois à travers l'entrepôt (toutes les commandes observées s'étendaient sur 2 palettes). Les manutentionnaires marchaient ainsi sur de courtes distances uniquement, lorsqu'ils transportaient les boîtes des étagères au chariot et pour contourner le chariot (largeur d'une palette). Le chariot était généralement positionné à côté des charges à soulever, en conservant suffisamment d'espace pour passer entre le chariot et l'étagère.

Ils prenaient à l'occasion des boîtes situées près de l'espace d'entreposage initial et de l'autre côté de l'espace de circulation sans déplacer le chariot, ce qui augmentait légèrement la distance de déplacement à la marche. L'ordre des commandes était organisé de manière à ce que les charges les plus lourdes puissent être disposées sous le niveau des épaules pendant l'empilement sur la palette. Les manutentionnaires choisissaient eux-mêmes le positionnement des boîtes en fonction de leur poids et volume; cependant, ils ne savaient pas d'avance quelles boîtes suivraient, ce qui rendait la planification du positionnement sur la palette plus difficile. Les choix étaient donc influencés en partie par l'expérience des manutentionnaires.

Une fois la commande terminée, elle était transportée à l'aide du chariot élévateur jusqu'à l'espace d'emballage automatisé, où une pellicule plastique était installée autour de l'ensemble de la commande. Il arrivait parfois que les manutentionnaires aient à interrompre momentanément leur commande à mi-parcours afin de la solidifier en emballant une partie de celle-ci manuellement. Ceci impliquait de maintenir un rouleau de pellicule plastique (environ 5 kg et 60 cm de long par 40 cm de diamètre), à la verticale devant soi et de marcher autour de la commande en le déroulant.

En plus des équipements sus mentionnés, les manutentionnaires portaient des souliers de protection à cape d'acier ou de composite, et des gants de travail selon leurs préférences. Aussi, une tige permettant d'approcher les boîtes situées au fond des étagères et un podium permettant d'atteindre les charges en hauteur étaient disponibles. Cependant, leur utilisation était rapportée comme très peu fréquente; d'ailleurs, la tige n'a été employée qu'une seule fois pendant les observations et le podium n'a pas été utilisé. La durée d'une commande était en moyenne de 47 minutes et variait de manière importante (entre 10 et 86 minutes) selon la quantité d'articles qu'elle contenait (moyenne de 186 boîtes par commande). Le nombre moyen de boîtes manutentionnées était de 5 par minute.

Durant ces commandes, les manipulations réalisées avec les boîtes constituaient la majeure partie du travail des manutentionnaires (Tableau 8). Celles-ci consistaient essentiellement à soulever ou à déposer des charges. Cependant, des actions comme tirer et pousser étaient parfois observées lorsque la charge à soulever ou à déposer se situait loin du corps du travailleur. D'autres stratégies ayant pour but de rapprocher la charge avant de la soulever consistaient à contourner la palette ou à placer un pied dessus (en position de fente) lorsque l'espace le permettait. Porter des charges à bout de bras (c.-à-d. avec la charge éloignée du corps) était donc relativement peu fréquent (23 % des gestes effectués avec une charge étaient éloignés du corps du manutentionnaire et seulement 14 % de ceux-ci étaient éloignés ou au-dessus des épaules). Plus rarement, certaines boîtes étaient roulées, tournées ou même lancées (6 % des manutentions). Aussi, des dépôts intermédiaires, permettant un réajustement de prise avant le dépôt final, se produisaient rarement (4 % des manutentions) et 2 boîtes petites et légères étaient parfois prises simultanément (rarement observées).

**Tableau 8. Tâches générales du manutentionnaire et leur proportion respective du temps de préparation d'une commande**

Tâches principales		Tâches non routinières	
Soulever, manipuler, déposer des boîtes	64,1 %	Emballer des commandes manuellement	3,3 %
Conduire un chariot élévateur	29,2 %	Transporter des boîtes en marchant sur une distance au-delà de l'espace entre le chariot et l'étagère située immédiatement à côté de celui-ci	0,3 %
Emballer des commandes de manière automatisée	3,1 %	Tirer des boîtes/paquets à l'aide d'une tige	0,02 %
		Monter sur un podium pour cueillir des boîtes en hauteur	Non observé

De par l'organisation de l'espace, le travail au niveau et au-dessus des épaules se produisait plus fréquemment au moment du dépôt de la boîte que du soulèvement (31 % des dépôts vs 4 % des soulèvements). En incluant l'ensemble des dépôts et soulèvements pour une même boîte (certaines manutentions incluent des dépôts et soulèvements intermédiaires), 41 % des boîtes étaient manutentionnées au niveau ou au-dessus des épaules à un certain moment pendant la commande. Le Tableau 9 présente en détail les diverses tâches de manutention et leur fréquence.

**Tableau 9. Tâches de manutention, fréquences et portions réalisées aux diverses hauteurs**

Tâches	% de l'ensemble des tâches	% sous les épaules		% au niveau ou au-dessus des épaules	
		Charge rapprochée du corps	Charge éloignée du corps	Charge rapprochée du corps	Charge éloignée du corps
Soulever	37,92 %	70,32 %	25,75 %	2,33 %	1,60 %
Déposer*	38,88 %	54,79 %	14,65 %	25,63 %	4,92 %
Tirer	16,48 %	85,40 %		14,60 %	
Pousser	2,56 %	73,78 %		26,22 %	
Rouler/tourner**	3,49 %	81,22 %		18,78 %	
Lancer	0,03 %	0,00 %		100,00 %	
Transporter ***	0,64 %	100,00 %		0,00 %	

\* Inclue les dépôts intermédiaires réalisés à l'occasion afin de modifier la prise avant le dépôt final

\*\* Les actions de rouler/tourner ont été notées si elles provoquaient un changement de prise

\*\*\* Le transport de charge a été noté s'il a été réalisé au-delà de la distance habituelle étagère à palette

## 6.2.4 Manutentions au-dessus des épaules

### 6.2.4.1 Les différents types de boîtes

Une analyse de différentes formes de boîtes manutentionnées au-dessus des épaules a été réalisée afin de déterminer les dimensions et caractéristiques les plus communes. Divers types de paquets sont manutentionnés, tels que des boîtes de carton, des plateaux recouverts de plastique (Figure 19), des sacs (p. ex. : litière pour chats en sacs) et des bacs de plastique (p. ex. : litière pour chats en bacs). Cependant, la grande majorité des manutentions observées a été effectuée avec des boîtes, alors que la manutention des plateaux recouverts de plastique a été observée dans 12 % des cas. Aucune levée de charge au-dessus des épaules n'a été observée avec des sacs ou bacs de plastique, contrairement aux boîtes et plateaux, qui font donc l'objet de la description ci-dessous.



**Figure 19. Plateau recouvert de plastique.**

Les boîtes manutentionnées au-dessus des épaules ont été classées en deux types de formes afin d'en faciliter la généralisation : cubique et plate (Figure 20). Ces formes ont ensuite été subdivisées en fonction de leur volume, soit petit, moyen ou grand. La masse moyenne en fonction du type de boîte varie selon le niveau auquel elles sont déposées (sous les épaules vs au niveau et au-dessus des épaules). Au niveau et au-dessus des épaules, la masse moyenne manutentionnée est de 6,86 kg et peut varier entre 0,45 kg et 25,54 kg. Les dimensions et poids sont présentés au Tableau 10 et la récurrence de chaque type de boîte lors des observations se trouve dans la Figure 21.

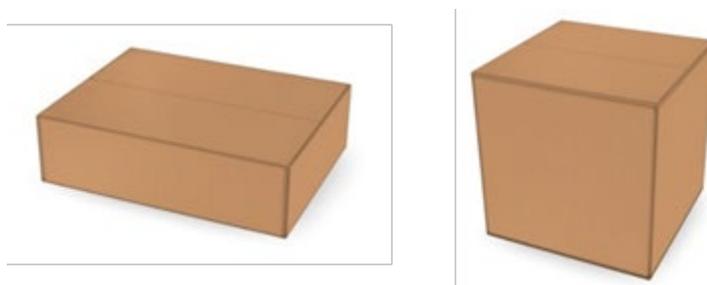
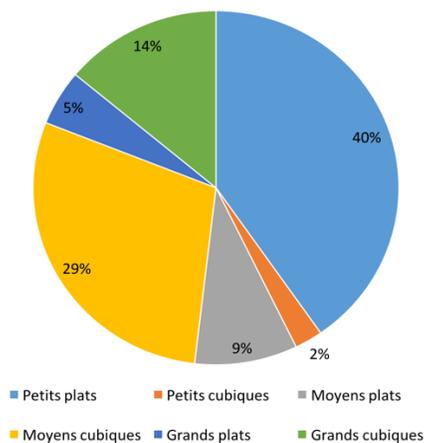


Figure 20. Formes des boîtes/plateaux (plate à gauche et cubique à droite).

Tableau 10. Dimensions et masses moyennes des boîtes manutentionnées au niveau et au-dessus des épaules

Types de boîtes	Dimensions (cm)	Masse sous les épaules (kg)	Masse au niveau et au-dessus des épaules (kg)
Petits plats	35 x 19x13	5,07	5,19
Petits cubiques	25 x 20x19	6,91	4,30
Moyens plats	39 x 27 x 19	12,09	7,46
Moyens cubiques	29 x 27 x 26	11,38	8,70
Grands plats	47 x 33 x 27	15,95	10,34
Grands cubiques	42 x 35 x 33	14,51	8,78

Occurrence des boîtes/plateaux manutentionnés sous les épaules en fonction de leur type



Occurrence des boîtes/plateaux manutentionnés au niveau et au-dessus des épaules en fonction de leur type

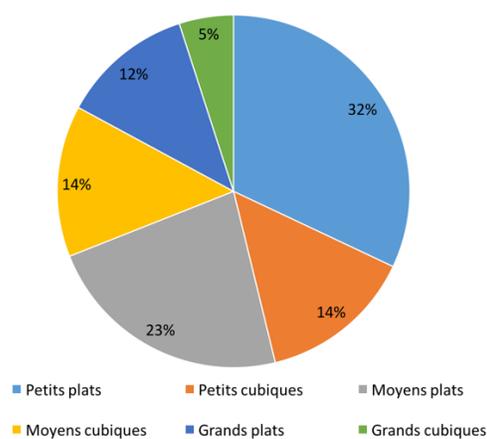


Figure 21. Occurrence des boîtes manutentionnées à diverses hauteurs en fonction de leur type.

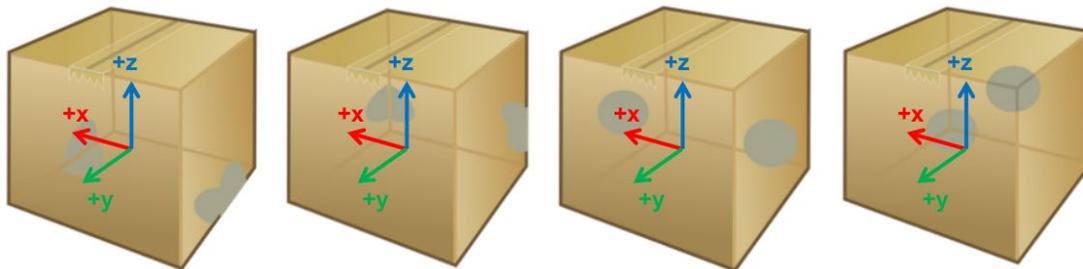
Ainsi, les boîtes les plus couramment manutentionnées au niveau ou au-dessus des épaules sont de forme plate (67 %). Au niveau de la grandeur, bien que les boîtes petites soient les plus représentées, il est à noter que la majorité des boîtes présente des dimensions au-delà de cette grandeur (54 %). La moitié des plateaux recouverts de plastique est de type moyen et plat (23 % de l'ensemble de cette catégorie) alors que le reste est réparti parmi les types petit et grand plat.

#### 6.2.4.2 Les différents types de prises de boîtes

Puisque la tâche d'intérêt se situe au niveau et au-dessus des épaules, les types de prises utilisés ont été quantifiés uniquement pour les boîtes soulevées à ces niveaux. Les points de contact du manutentionnaire sur les boîtes varient en fonction de quatre facteurs principaux : la forme et la masse de la boîte, la hauteur de dépôt, ainsi que la technique de chaque individu. Ces prises sont généralement initiées sous les épaules et un changement de prise est réalisé en cours d'élévation dans 38 % des manutentions. Sous le niveau des épaules, des contacts avec d'autres parties du corps sont parfois observés : abdomen (22 % des prises), avant-bras (6 % des prises) et membres inférieurs (2 % des prises). Cependant, ces contacts disparaissent dès le soulèvement au niveau de la poitrine et ne sont donc pas considérés. Les types de prises les plus souvent utilisées au niveau des épaules et au-dessus sont les suivantes :

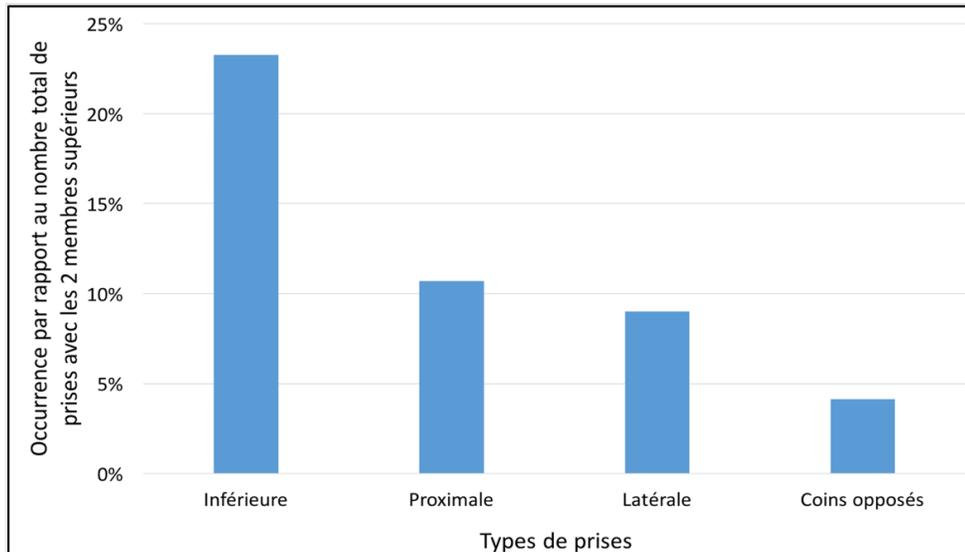
1. prise inférieure : chaque main soutient la boîte par un côté et le dessous;
2. prise proximale : chaque main tient le côté et la face proximale de la boîte;
3. prise latérale : une main sur chaque face latérale de la boîte (cette prise inclut aussi le fait de tenir la boîte par les poignées);
4. prise coins opposés : la main gauche tient le coin supérieur distal et la main droite tient le coin inférieur proximal. Ces prises sont illustrées dans la Figure 22 et leurs occurrences lors des manutentions sont présentées dans la Figure 23.

La prise sur les coins opposés, utilisée dans 4 % des manutentions totales, a surtout été observée avec des boîtes grandes et plates (16 % des manutentions avec ce type de boîte). Les trois autres prises ont été les plus fréquemment observées dans la plupart des types de boîtes. Lors de la prise latérale, les boîtes sont saisies par des poignées/trous dans 15 % des cas.



**Figure 22. Positionnement des mains sur les boîtes en fonction des principales prises au moment des manutentions au niveau et au-dessus des épaules.**

Note : De gauche à droite : prises inférieure, proximale, latérale et coins opposés. Le manutentionnaire a le corps positionné dans la direction  $y+$ .



**Figure 23. Occurrences des principales prises réalisées avec les 2 membres supérieurs lors des manutentions au niveau et au-dessus des épaules.**

### 6.3 Protocole expérimental

Les objectifs sont 1) de mettre en évidence les caractéristiques techniques qui différencient les experts des novices au moyen d'indicateurs synthétiques sur la contribution des articulations à l'élévation de la charge, et 2) de dégager des classes de techniques sécuritaires en montrant leurs avantages et inconvénients sur les sollicitations articulaires et musculaires.

#### 6.3.1 Participants

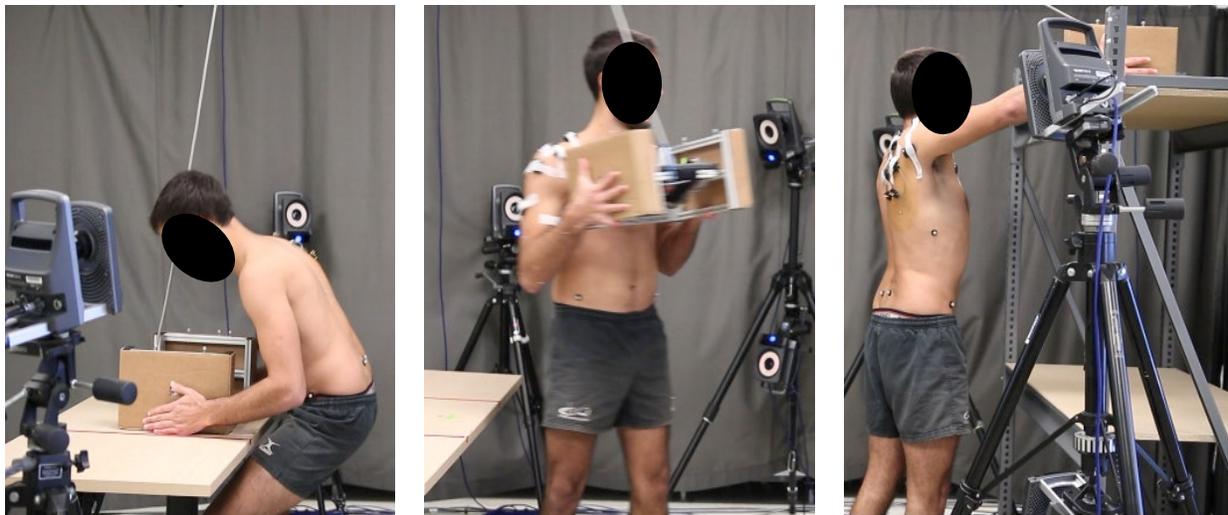
Pour remplir ces objectifs, 24 hommes (11 experts : expérience  $\geq$  5 ans; 13 novices : expérience  $>$  3 mois et  $<$  6 mois) ont participé à cette étude. Les caractéristiques démographiques et anthropométriques des participants sont présentées dans le Tableau 11. Aucun participant n'avait reçu de diagnostic de TMS des membres supérieurs ou n'avait signalé une incapacité importante liée aux membres supérieurs (score  $>$  23 au *Disabilities of Arm, Shoulder and Hand questionnaires*) (Durand *et al.*, 2005; Hudak *et al.*, 1996) ou au dos (score  $<$  3 au *Quebec Back Pain Disability Scale* (Kopeck *et al.*, 1995)). Tous les participants étaient en mesure de faire de l'activité physique d'après le *Physical Activity Readiness Questionnaire* (Thomas *et al.*, 1992). Le protocole de recherche a été approuvé par le comité d'éthique de l'Université de Montréal (n° 16-014-CERES-D) et tous les participants ont donné leur consentement avant l'expérience. Plusieurs études ont détaillé l'effet de l'âge sur des variables mécanique (Shojaei *et al.*, 2016) ou cinématique (Roldán-Jiménez et Cuesta-Vargas, 2016). Cependant, bien que significatif, l'écart d'âge entre nos groupes de participants est largement inférieur (13.1 années en moyenne) aux groupes d'âge comparés par ces études (jusqu'à 50 ans de différence). De plus, aucune différence mécanique ne semble être présente entre un groupe de participants âgés de 22 à 28 ans (équivalent à notre groupe de novices) et 32 à 38 ans (équivalent à notre groupe d'experts) lors d'une tâche de manutention impliquant le dos (Shojaei *et al.*, 2016).

Tableau 11. Caractéristiques anthropométriques des participants

Groupe	Âge (an) (moyenne $\pm$ écart type)	Taille (cm) (moyenne $\pm$ écart type)	Masse (kg) (moyenne $\pm$ écart type)
Experts (n = 11)	38,4 $\pm$ 4,5	173,8 $\pm$ 4,2	80,5 $\pm$ 9,9
Novices (n = 13)	25,3 $\pm$ 1,5	177,6 $\pm$ 5,5	76,6 $\pm$ 6,0
Résultats t-test	t = 6,19; p < 0,01	t = -1,19; p = 0,26	t = 0,74; p = 0,47

### 6.3.2 Procédure expérimentale

Les participants avaient pour consigne de déplacer la boîte instrumentée (0,21 x 0,38 x 0,305 m; 8 kg ou 12 kg; Tableau 1) d'une table (hauteur : 73 cm) à une étagère située dos à eux, sans consigne particulière concernant la technique de préhension à utiliser. L'étagère était réglée à hauteur des yeux (166,4  $\pm$  3,2 cm). Deux conditions (2 masses de boîtes) étaient donc exécutées 6 fois de manière aléatoire pour un total de 12 levées de boîte. Une pause de 30 secondes était respectée entre chaque levée de boîte. Le mouvement de levée était segmenté et analysé en trois phases : tirée (1 – 20 % de la durée de l'essai), la levée (21 – 60 % de la durée de l'essai) et le dépôt (61 – 100 % de la durée de l'essai) (Figure 24). Pour l'analyse présentée ici, seuls les essais avec un dépôt à la hauteur des yeux ont été considérés.



Phase de tirée (1-20 %)

Phase de levée (21-60 %)

Phase de dépôt (61-100 %)

**Figure 24. Dispositif expérimental Experts-Novices.**

Note : Le participant est situé entre la table et l'étagère. La boîte instrumentée est déplacée en 3 phases.

## 6.4 Résultats

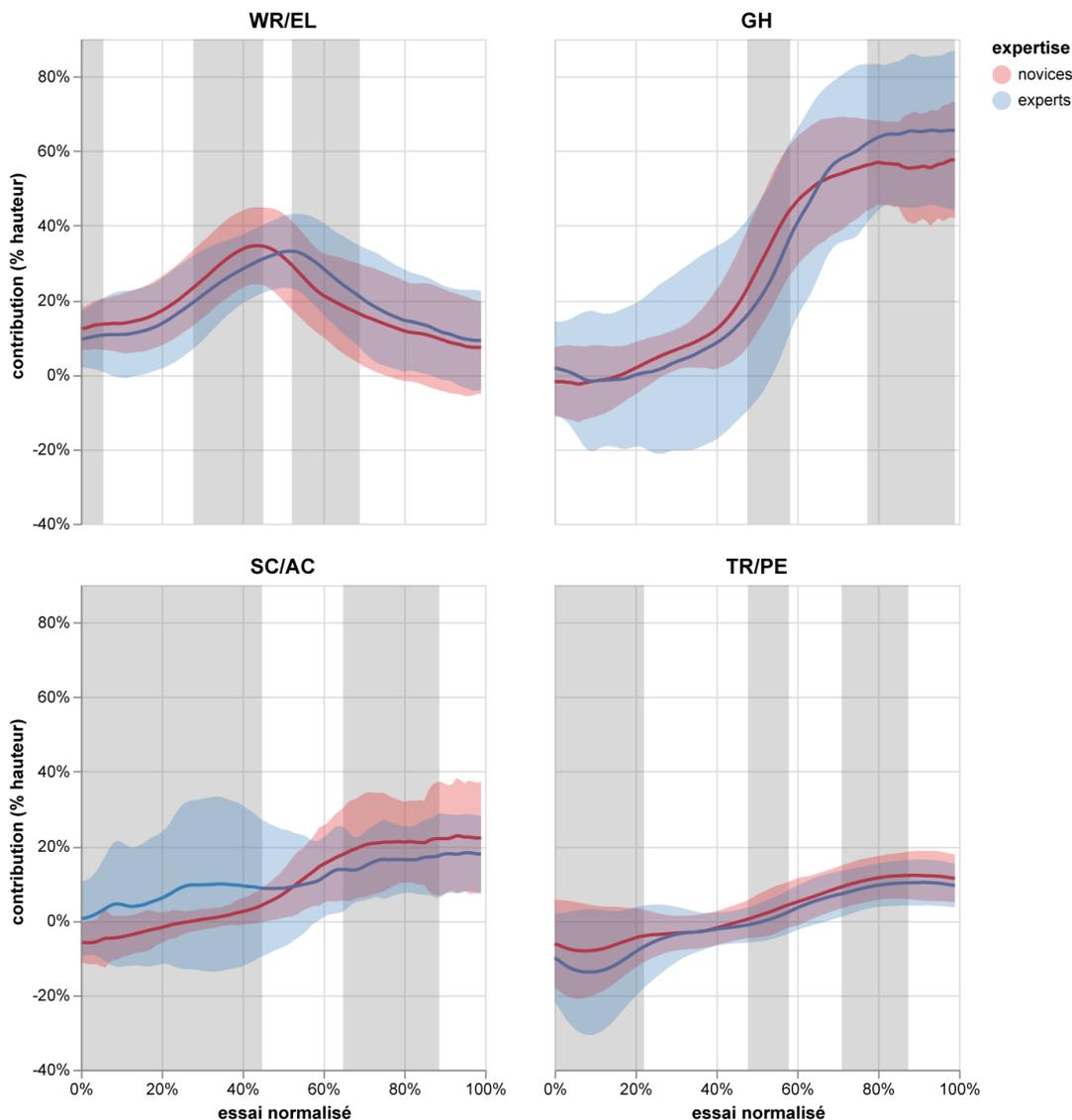
### 6.4.1 Indicateur cinématique

#### 6.4.1.1 Description générale

De façon similaire aux résultats précédents, les participants utilisaient principalement leurs articulations distales (poignet et coude) pendant le tiré et le levé de boîte en début de tâche. La contribution des articulations glénohumérale, sternoclaviculaire et acromioclaviculaire augmentait au cours de la deuxième moitié du levé de boîte et se stabilisait au cours du dépôt. En moyenne, le bassin et le tronc contribuaient peu à la hauteur de la boîte pendant le tiré ( $-10 \pm 14\%$ ), le levé ( $-2 \pm 7\%$ ) et le dépôt ( $9 \pm 6\%$ ). La contribution des articulations sternoclaviculaires et acromioclaviculaires augmentait avec le temps, de  $0 \pm 12\%$  (p. ex : dépression de l'épaule) lors du tiré, à  $7 \pm 15\%$  pendant le levé et jusqu'à  $18 \pm 12\%$  lors du dépôt. La contribution de l'articulation glénohumérale augmentait également avec le temps, passant de  $-1 \pm 14\%$  pendant le tiré, à  $15 \pm 23\%$  lors du levé et  $58 \pm 19\%$  au moment du dépôt. Enfin, la contribution des articulations du poignet et du coude commençait en moyenne à  $13 \pm 10\%$  lors du tiré, culminait à  $27 \pm 12\%$  pendant le levé et diminuait à  $14 \pm 14\%$  au moment du dépôt.

#### 6.4.1.2 Effet de l'expertise et de la masse

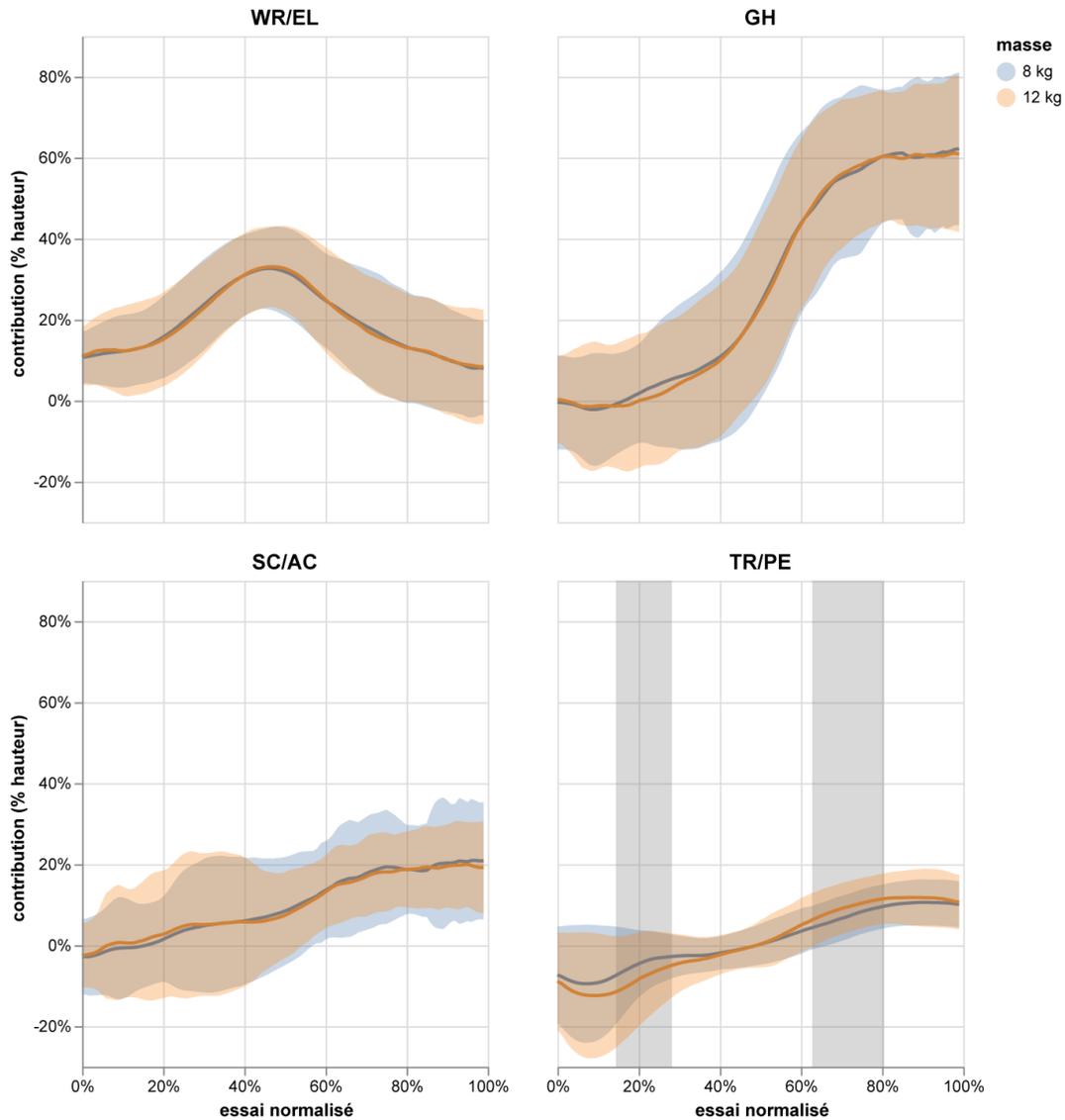
Des effets simples de l'expertise sont identifiés dans nos résultats sur les articulations pelvo-thoracique, sternoclaviculaire-acromioclaviculaire, glénohumérale, et poignet-coude (Figure 25). La contribution pelvo-thoracique était plus importante de 5 % chez les novices entre 0 % et 22 % de l'essai (ES = 0,38 [petit];  $p < 0,001$ ), de 2 % chez les novices entre 48 % et 58 % de l'essai (ES = 0,34 [petit];  $p = 0,003$ ), et de 2 % chez les novices entre 71 % et 87 % de l'essai (ES = 0,33 [petit];  $p = 0,003$ ). La contribution sternoclaviculaire-acromioclaviculaire était plus importante de 8 % chez les experts entre 0 % et 45 % de l'essai (ES = 0,57 [moyen];  $p < 0,001$ ), et devenait significativement moins importante de 5 % que celle des novices entre 65 % et 89 % de l'essai (ES = 0,43 [petit];  $p < 0,001$ ). La contribution de l'articulation glénohumérale était plus élevée de 9 % chez les novices entre 48 % et 58 % de l'essai (ES = 0,40 [petit];  $p = 0,001$ ), avant d'être plus importante de 9 % chez les experts entre 77 % et 99 % de l'essai (ES = 0,50 [petit];  $p < 0,001$ ). Enfin, la contribution du coude et du poignet était plus grande de 3 % chez les novices entre 0 % et 6 % de l'essai (ES = 0,38 [petit];  $p = 0,002$ ) et de 5 % chez les novices entre 28 % et 45 % de l'essai (ES = 0,44 [petit];  $p < 0,001$ ). Toutefois, la contribution du coude et du poignet devenait plus importante de 6 % chez les experts entre 52 % et 69 % de l'essai (ES = 0,49 [petit];  $p < 0,001$ ).



**Figure 25. Moyenne (lignes pleines) et écarts-types (zones colorées) de la contribution des articulations pelvo-thoracique (TR/PE), sternoclaviculaire-acromioclaviculaire (SC/AC), glénohumérale (GH), et poignet-coude (WR/EL) au court du temps pour les experts (bleu) et les novices (rouge).**

Note : Les zones grises représentent les zones dans lesquelles il y a un effet simple de l'expertise sur la contribution articulaire.

La contribution pelvo-thoracique était plus importante de 4 % entre 14 % et 28 % de l'essai lorsque les experts et les novices manipulaient la masse de 8 kg (ES = 0,36 [petit]; p = 0,001) (Figure 26). Toutefois, elle devenait plus élevée de 2 % ensuite avec la masse de 12 kg entre 63 % et 81 % de l'essai (ES = 0,37 [petit]; p = 0,001). Aucune interaction masse-expertise n'était présente dans cette étude.



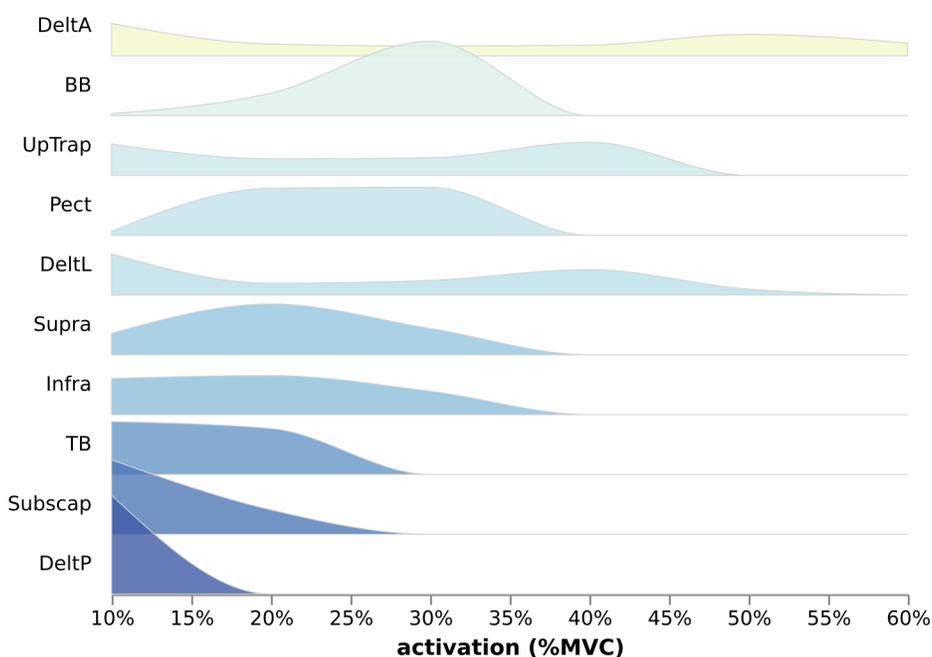
**Figure 26. Moyenne (lignes pleines) et écarts-types (zones colorées) de la contribution des articulations pelvo-thoracique (TR/PE), sternoclaviculaire-acromioclaviculaire (SC/AC), glénohumérale (GH), et poignet-coude (WR/EL) au court du temps pour les masses de 8 kg (bleu) et 12 kg (orange).**

Note : Les zones grises représentent les zones dans lesquelles il y a un effet simple de l'expertise sur la contribution articulaire.

## 6.4.2 Indicateur électromyographique

### 6.4.2.1 Description générale

Le profil général de l'activité musculaire durant la tâche de levage est similaire à celui de l'étude hommes-femmes et se caractérise essentiellement par deux bouffées d'activité. La première, survenant au milieu de la phase de tiré (environ 8 % de l'essai), est faible d'une manière générale ( $82 \pm 50$  % MVC). Une deuxième bouffée plus élevée ( $271 \pm 98$  % MVC) apparaît en phase de dépôt (74 % de l'essai). En considérant les activations musculaires de tous les muscles ensemble, 50 % des données musculaires atteignent une valeur de 10 % et moins de la MVC, et seulement 20 % d'entre elles atteignent une valeur de 30 % et plus avec un maximum d'environ 70 % de la MVC. Les muscles deltoïdes antérieurs, biceps et trapèze supérieur sont les plus actifs, suivis par le pectoral et le deltoïde latéral (Figure 27). Le triceps, le sous-scapulaire et le deltoïde postérieur sont les muscles les moins actifs.



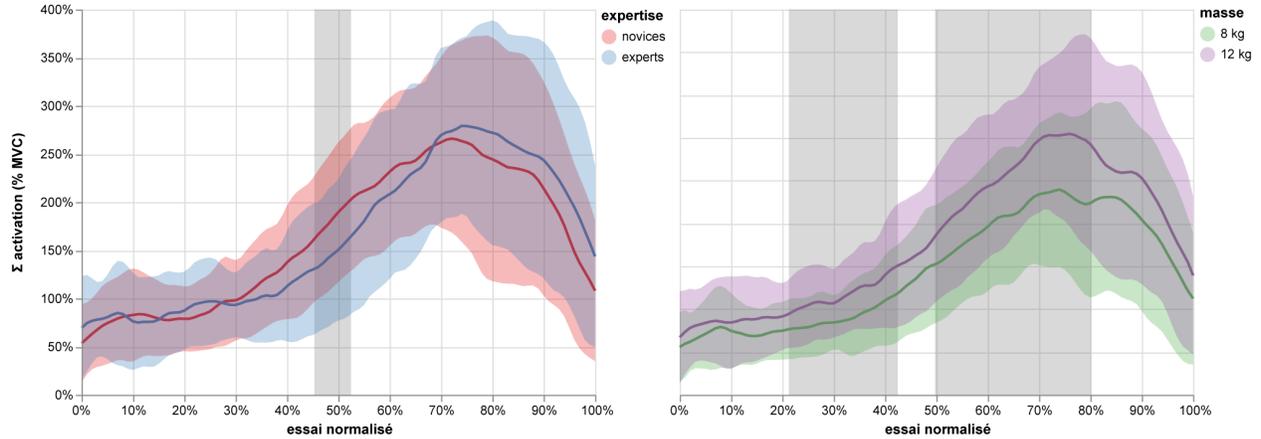
**Figure 27. Distribution des activations musculaires.**

Note : Les muscles sont classés en ordre décroissant. La distribution est approximée par *Kernel Density Estimation* et normalisée pour que la somme de chaque distribution soit égale à 1.

### 6.4.2.2 Effets de l'expertise et de la masse

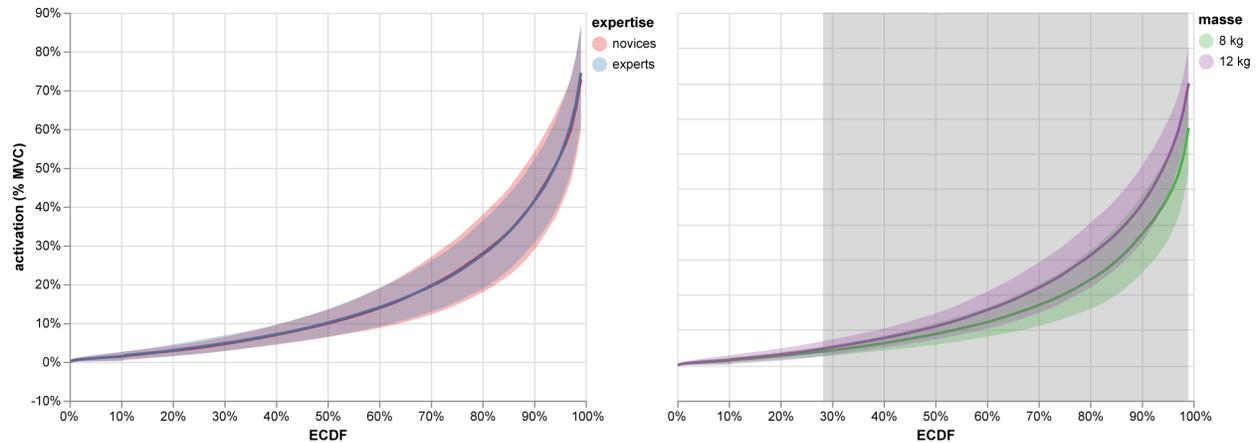
Les novices présentaient une activation musculaire globale plus importante de 37 % par rapport à celle des experts de 45 % à 52 % de l'essai (ES = 0,51 [moyen];  $p = 0,01$ ) (Figure 28, panneau de gauche). L'activité de l'ensemble des muscles enregistrés n'était toutefois pas influencée par l'expertise, puisque les distributions des activations musculaires étaient similaires entre les experts et les novices (Figure 29, panneau de gauche). Comme on pouvait s'y attendre, l'activité de l'ensemble des muscles enregistrés était par ailleurs influencée par la masse. La masse plus élevée de 12 kg entraîne une augmentation générale de l'activité musculaire de 27 %, significative entre 21 % et 42 % de l'essai (ES = 0,58 [moyen];  $p < 0,001$ )

et de 55 % entre 50 % et 80 % de l'essai ( $ES = 0,61$  [moyen];  $p < 0,001$ ) (Figure 28, panneau de droite). Plus exactement, les données d'activations musculaires les plus élevées (entre 28 % et 99 %) étaient plus importantes avec la masse de 12 kg qu'avec la masse de 8 kg ( $ES = 0,28$  [petit];  $p < 0,001$ ) (Figure 29, panneau de droite).



**Figure 28. Somme des activations musculaires selon l'expertise (gauche) et la masse (droite).**

Note : Les valeurs en ordonnée représentent donc ici l'activation et la force de l'ensemble des 29 muscles présents dans le modèle. Les lignes pleines représentent la moyenne et la zone colorée représente l'écart-type. Les zones grises indiquent une différence significative.



**Figure 29. Fonction de distribution cumulative empirique (ECDF) des activations musculaires selon l'expertise (gauche) et la masse soulevée (droite).**

Note : Les courbes pleines représentent les valeurs moyennes d'activations musculaires de tous les muscles classés par ordre croissant, les zones colorées représentent les écarts-types. La zone grise indique une différence significative.

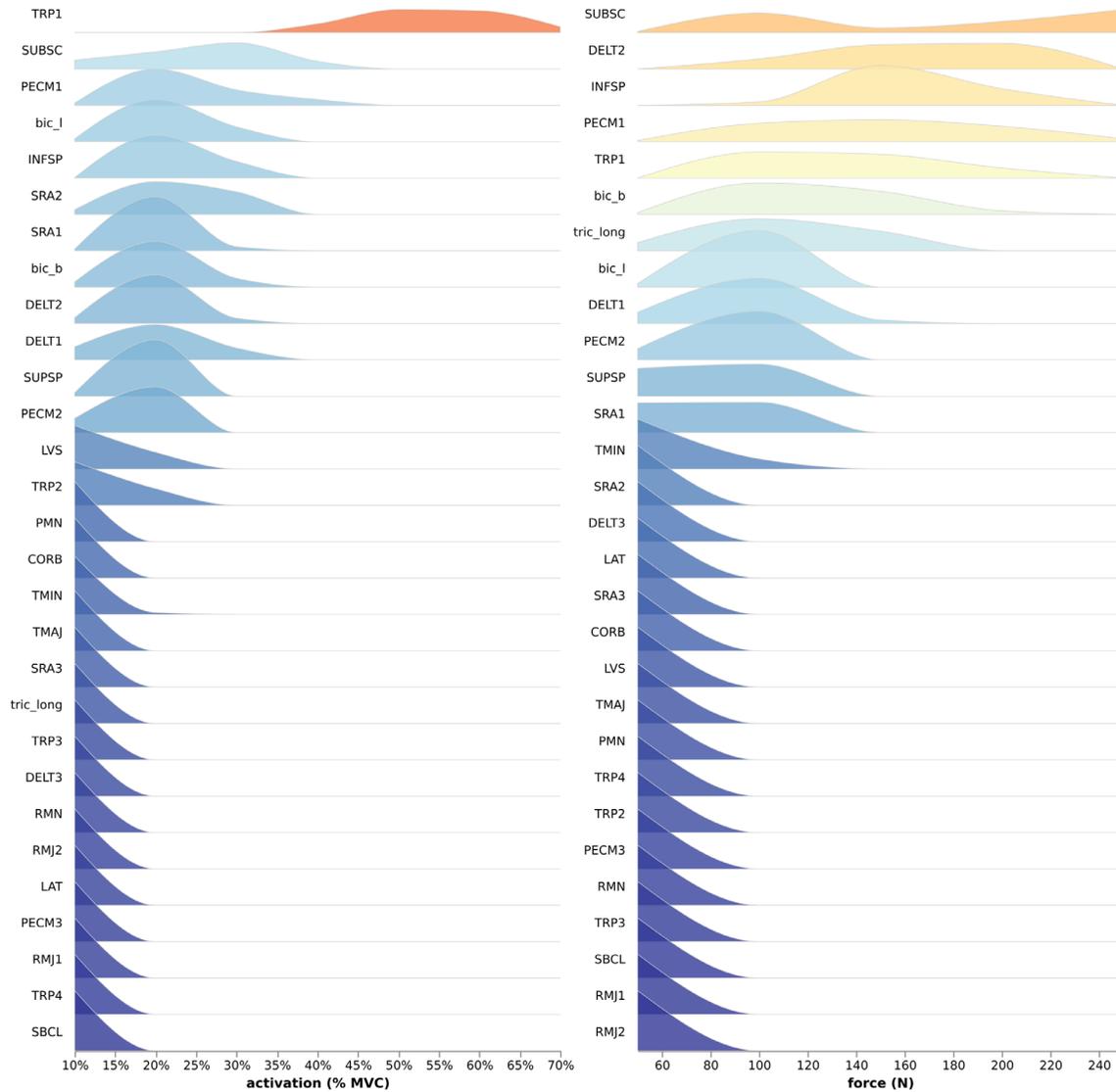
### 6.4.3 Indicateurs musculosquelettiques

#### 6.4.3.1 Description générale

Comme pour l'analyse hommes-femmes (sous-section 5.3.3), la somme des activations musculaires et la somme des forces musculaires se caractérisent par deux pics. Contrairement à l'analyse hommes-femmes, les pics pour l'analyse experts-novices sont moins distincts et ne s'accordent pas clairement aux phases de levées telles que définies dans cette étude, mais sont de durée similaire. Le premier pic d'activation musculaire apparaît durant la phase du tiré (~16 % de l'essai) alors que le deuxième apparaît dans la phase de dépôt (~68 % de l'essai). Le premier pic de force musculaire apparaît durant la phase du tiré (~16 % de l'essai) alors que le deuxième apparaît dans la phase de dépôt (~81 % de l'essai).

Les ordres de grandeur des activations et des forces musculaires étaient moins élevés chez les experts-novices que lors de l'analyse hommes-femmes (maximum de  $4 \pm 2$  % MVC ou  $1\,700 \pm 800$  N pour experts-novices). En considérant la distribution des amplitudes des activations musculaires pour tous les essais, la moitié des données (50 %) est associée à une faible activation musculaire ( $1 \pm 0$  % MVC) tandis que l'autre moitié présente des activations plus élevées ( $19 \pm 24$  % MVC). Environ 60 % des données sont inférieures à une somme d'activation de  $2 \pm 1$  % MVC, 80 % des données sont inférieures à  $17 \pm 9$  % MVC et 100 % des données sont inférieures à  $84 \pm 20$  % MVC. La densité de la somme des forces musculaires est également délimitée par une moitié des données associées à une faible force ( $3 \pm 2$  N) et une autre moitié avec des forces plus élevées ( $87 \pm 112$  N). Environ 60 % des données sont inférieures à une somme de forces musculaires de  $11 \pm 4$  N, 80 % des données sont inférieures à  $74 \pm 33$  N et 100 % des données sont inférieures à  $440 \pm 162$  N.

La densité des activations de chacun des muscles (Figure 30, panneau de gauche) montre que plusieurs muscles sont peu activés (100 % du temps < 20 %), notamment le SBCL, TRP4, RMJ1, PECM3, LAT, RMJ2, RMN, DELT3, TRP3, tric\_long, SRA3, TMAJ, TMIN. Les cinq muscles les plus activés sont les TRP1, SUBSC, PECM1, bic\_l, INFSP avec une étendue d'activation couvrant une large partie de la plage d'activation. La densité des forces de chacun des muscles (Figure 31, panneau de droite) révèle des observations similaires avec de nombreux muscles peu sollicités (100 % du temps < 100 N) (SBCL, TRP4, RMJ1, PECM3, LAT, RMJ2, RMN, DELT3, TRP3, tric\_long, SRA3, TMAJ) et un groupe semblable de muscles avec des forces élevées (TRP1, SUBSC, PECM1, bic\_l, INFSP).



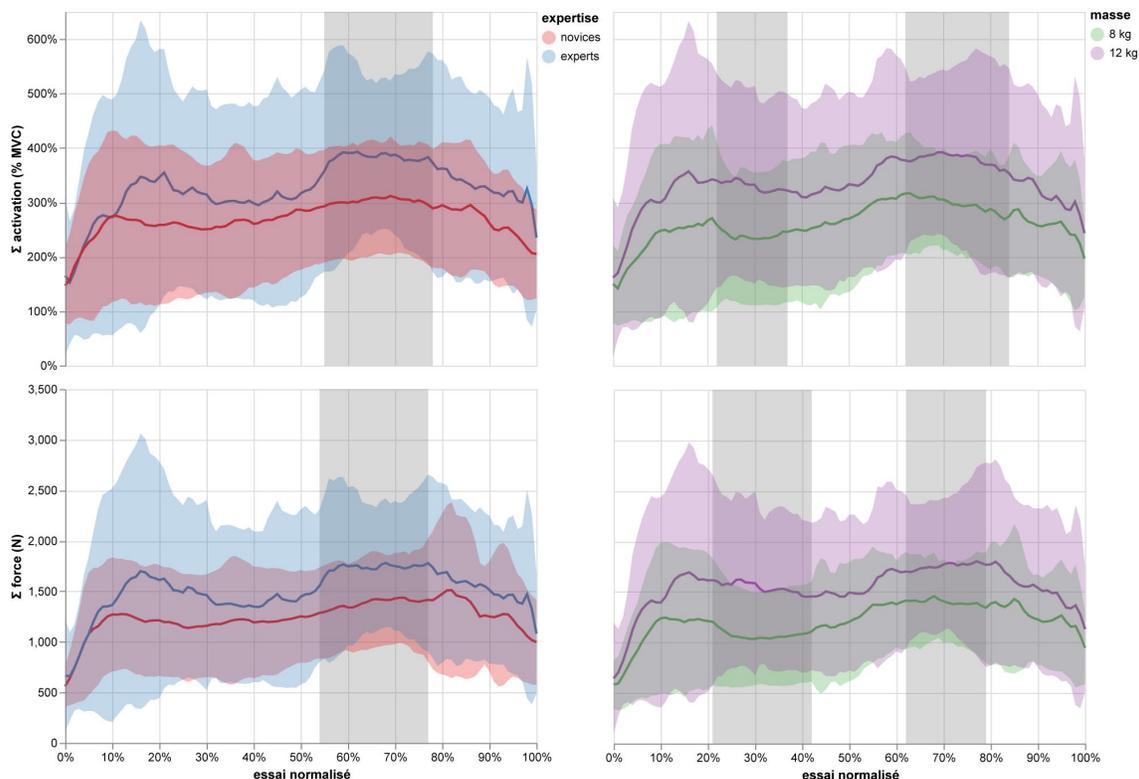
**Figure 30. Distribution des activations musculaires (panneau de gauche) et des forces musculaires (panneau de droite) obtenues par optimisation statique pour chacun des muscles du modèle musculosquelettique.**

Note : Les muscles sont classés en ordre décroissant. La distribution est approximée par *Kernel Density Estimation* et normalisée pour que la somme de chaque distribution soit égale à 1.

#### 6.4.3.2 Effet de l'expertise et de la masse

Les résultats ont révélé un effet d'expertise au niveau de la somme des activations musculaires (Figure 31, panneau supérieur gauche) et de la somme des forces musculaires (Figure 31, panneau inférieur gauche) au cours du temps. Les experts avaient une activation musculaire supérieure de 81 % par rapport à celle des novices de 55 % à 78 % de l'essai (ES = 0,58 [moyen];  $p < 0,001$ ). La somme des forces musculaires chez les experts était supérieure de 354 N par rapport aux novices de 54 % à 77 % de l'essai (ES = 0,58 [moyen];  $p < 0,001$ ).

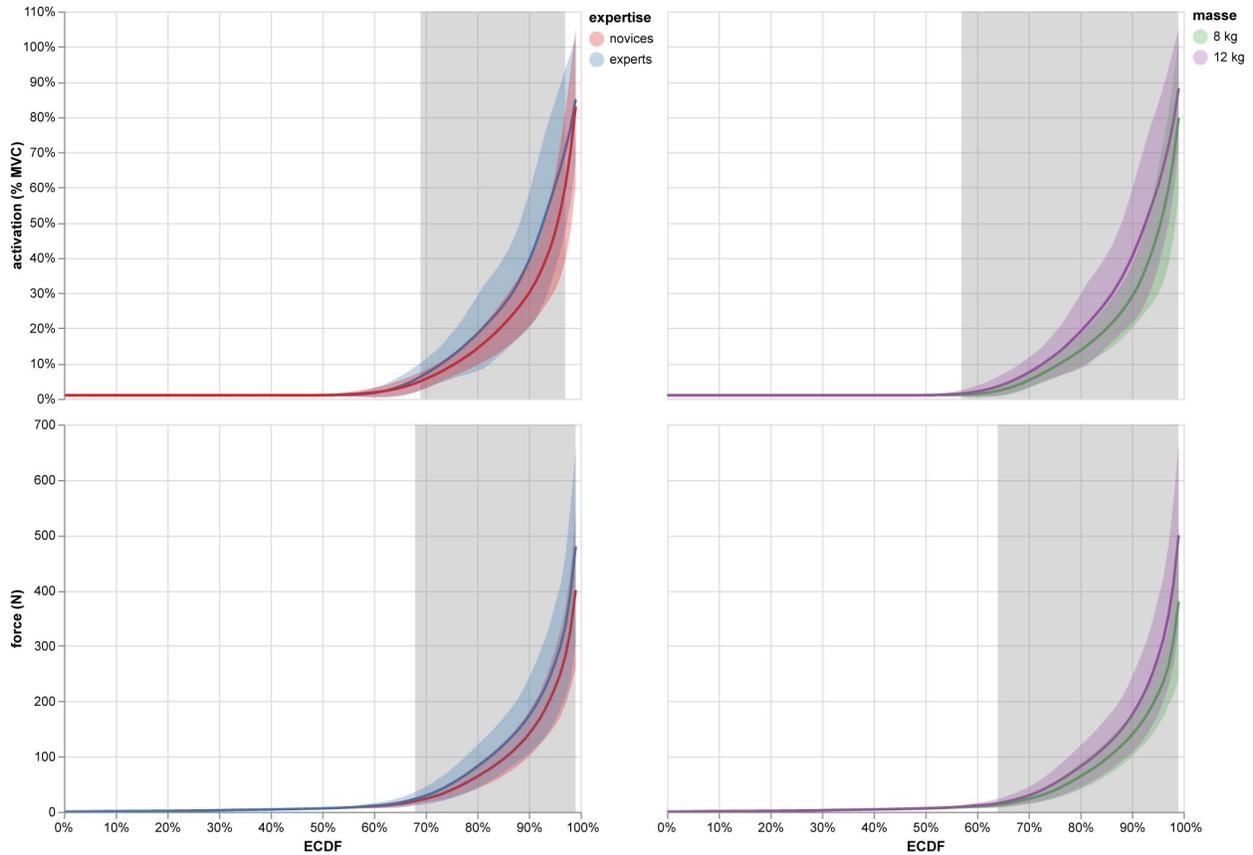
Un effet de masse est aussi présent au niveau de la somme des activations musculaires (Figure 31, panneau supérieur droit) et au niveau des forces musculaires (Figure 31, panneau inférieur droit). La somme des activations musculaires était supérieure de 93 % et de 83 % avec la masse de 12 kg par rapport à la masse de 8 kg de 22 % à 37 % de l'essai (ES = 0,61 [moyen];  $p < 0,001$ ), et de 62 % à 84 % (ES = 0,60 [moyen];  $p < 0,001$ ) respectivement. La somme des forces musculaires était supérieure de 476 N et 358 N avec la masse de 12 kg par rapport à la masse de 8 kg entre 21 % et 42 % de l'essai (ES = 0,71 [moyen];  $p < 0,001$ ), et entre 62 % et 79 % de l'essai (ES = 0,59 [moyen];  $p < 0,001$ ) respectivement.



**Figure 31. Somme des activations musculaires (panneau supérieur) et des forces musculaires (panneau inférieur) obtenues par optimisation statique avec les effets simples de l'expertise (panneau de gauche : novices en rouge et experts en bleu) et de la masse (panneau de droite : 8 kg en vert et 12 kg en violet).**

Note : Les valeurs en ordonnée représentent donc ici l'activation et la force de l'ensemble des 29 muscles présents dans le modèle. Une zone grise est représentée en présence d'un effet simple significatif au cours du temps.

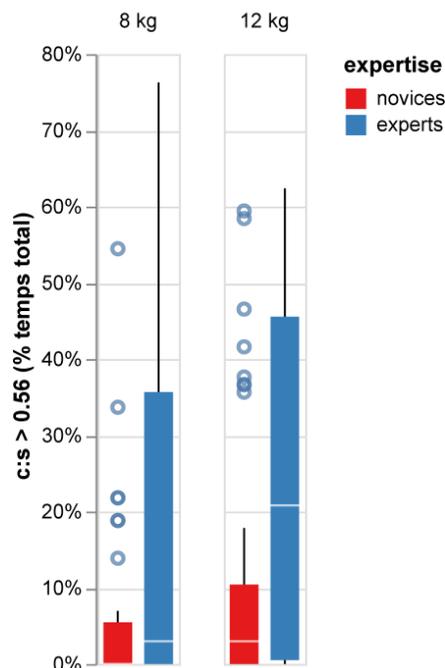
Les activations musculaires (Figure 32, panneau supérieur gauche) distribuées entre 69 % et 97 % étaient supérieures de 6 % chez les experts (ES = 0,32 [petit];  $p < 0,001$ ). Similairement, les forces musculaires (Figure 32, panneau inférieur gauche) distribuées entre 68 % et 99 % étaient supérieures de 25 N chez les experts (ES = 0,24 [petit];  $p < 0,001$ ). Les résultats montrent aussi des effets significatifs de la masse puisque les activations musculaires (Figure 32, panneau supérieur droit) distribuées entre 57 % et 99 % étaient supérieures de 6 % avec la masse de 12 kg (ES = 0,26 [petit];  $p < 0,001$ ), et les forces musculaires (Figure 32, panneau inférieur droit) distribuées entre 64 % et 99 % étaient supérieures de 27 N avec la masse de 12 kg (ES = 0,26 [petit];  $p < 0,001$ ).



**Figure 32. Fonction de distribution cumulative empirique (ECDF) des activations musculaires (panneau supérieur) et des forces musculaires (panneau inférieur) obtenues par optimisation statique avec les effets simples de l'expertise (panneau de gauche : novices en rouge et experts en bleu) et de la masse (panneau de droite : 8 kg en vert et 12 kg en violet).**

Note : L'ECDF évaluée à  $x$  est définie comme la fraction des points de données qui sont  $\leq x$ . Une zone grise est représentée en présence d'un effet simple significatif au cours du temps.

Le temps relatif passé au-delà d'un ratio compression-cisaillement de dislocation est plus élevé de 7 % chez les experts (ES = 0,61 [moyen];  $p < 0,001$ ), et est plus élevé de 6 % avec la masse de 12 kg (ES = 0,35 [petit];  $p = 0,02$ ).



**Figure 33.** Boîtes à moustaches du temps relatif passé au-delà d'un ratio de cisaillement-compression de dislocation (> 0,56, Dickerson *et al.*, 2007) en fonction de l'expertise (novices en rouges et experts en bleu) et de la masse (8 kg sur le panneau de gauche et 12 kg sur le panneau de droite).

## 6.5 Observations principales

Nos résultats supportent la perspective d'une contribution articulaire spécifique à l'expertise pour les membres supérieurs durant une tâche de manutention de boîte. Pendant la phase de tiré, les novices utilisent les articulations du poignet, du coude, de l'épaule et du tronc pour rapprocher leurs mains de la boîte et l'atteindre. Les experts, quant à eux, rapprochent leur corps entier de la boîte en impliquant leurs membres inférieurs pour limiter la contribution de l'ensemble du bras et maintenir le tronc en position neutre. Les experts approchent aussi la boîte de la même manière, peu importe la masse à soulever ou la hauteur de dépôt à atteindre. Les novices, quant à eux, semblent modifier leur approche à la boîte en sollicitant leurs membres inférieurs uniquement (contribution pelvo-thoracique influencée par les membres inférieurs) lorsque la masse est plus importante. Entre la phase du tiré et du levé, les novices et les experts gardent le tronc en position neutre avec une légère flexion des genoux pour transférer la boîte de la table à l'étagère. Les deux groupes sollicitent principalement leurs poignets et leurs coudes tandis que l'épaule contribue à environ 30 % de la hauteur de la boîte. Les experts montrent une plus grande implication de l'ensemble sternoclaviculaire et acromioclaviculaire ce qui suggère que les experts ont une meilleure stabilisation de l'articulation au cours de cette transition. Entre la phase du levé et du dépôt, les deux groupes s'appuient sur une technique similaire où la flexion de l'épaule compte entre 55 % et 60 % de la hauteur atteinte par la boîte. C'est la seule phase où les novices sollicitent l'ensemble sternoclaviculaire et acromioclaviculaire plus que les experts, permettant aux bras d'aller potentiellement plus loin vers l'avant. Les novices font une légère extension du tronc et des membres inférieurs pour aller plus haut, tandis que les experts gardent leurs membres inférieurs en position neutre.

L'activité musculaire des experts et des novices augmente lorsqu'une masse plus lourde est soulevée. Les novices ont une activation musculaire plus importante que les experts lors de la phase de levé. Toutefois, la distribution des activations musculaires est similaire entre les groupes au cours de la tâche.

Concernant le modèle musculosquelettique, l'activation et les forces musculaires sont plus importantes pendant la phase de tiré et la phase de dépôt. Bien que similaires aux résultats portant sur l'étude hommes-femmes, les pics d'activations et de forces sont moins distincts dans l'étude experts-novices. Comme dans l'étude hommes-femmes, la moitié des données sont associées à des activations et des forces musculaires nulles puisqu'aucune coactivation n'était présente lors de l'optimisation statique, notamment pour les muscles antagonistes tels que le triceps ou le deltoïde postérieur. Par ailleurs, les muscles qui présentent le plus d'activation ici sont le trapèze supérieur, le sous-scapulaire, l'infraépineux et le pectoral, ce qui est légèrement différent des résultats de l'étude hommes-femmes.

Les experts présentent des activations et des forces musculaires supérieures aux novices à la fin de la phase de levé et au début de la phase de dépôt. Enfin, comme dans l'étude hommes-femmes, la masse de 12 kg entraîne plus d'activations et de forces musculaires que la masse de 8 kg pendant la phase du levé et du dépôt. Les données d'activations et de forces musculaires les plus élevées étaient plus importantes avec la masse de 12 kg qu'avec la masse de 8 kg.

## 7. DISCUSSION GÉNÉRALE

### 7.1.1 Cinématique de la manutention

Les participants dans les deux études ont un schéma cinématique semblable, à savoir une contribution des articulations distales (poignet et coude) en première moitié du mouvement, contre une contribution majoritaire de l'articulation glénohumérale lors de la phase de l'élévation du bras. On peut supposer que les participants utilisent leurs articulations distales pour rapprocher la boîte du tronc pendant le tiré et la première moitié du levé de la boîte, tandis que les articulations proximales (tronc, bassin, articulations sternoclaviculaires et acromioclaviculaires, mais surtout l'articulation glénohumérale) sont utilisées pour initier et terminer l'élévation du bras pendant le reste du mouvement. Il existe donc une stratégie de contribution articulaire différente en fonction de la phase du mouvement. Cette stratégie est influencée aussi directement par l'expertise des participants.

Tout d'abord, la différence significative observée au début de la tâche indique que l'approche des travailleurs vers la boîte est une variable importante quant à comment ils vont interagir avec elle au cours du mouvement. Ces résultats sont similaires à ceux de l'étude de Chen (2014) qui ont montré que les experts fléchissaient et stabilisaient leurs bras et déplaçaient leur tronc vers l'avant pendant le levé. La contribution moins importante du tronc pendant la phase du tiré et du levé (3 % pour les novices contre 1 % pour les experts) suggère que les experts ont bien incliné leur corps vers l'avant, en direction de la boîte. Ces différences moyennées apparaissent relativement faibles bien que significatives sur une certaine période de l'essai. Elles confirment aussi ce qui a été constaté visuellement durant l'expérimentation, à savoir le fait que les experts utilisaient davantage leurs membres inférieurs que les novices pour approcher la boîte. La même évaluation peut être faite pour la contribution du coude qui est plus faible chez les experts (11 %) que chez les novices (14 %), ce qui suggère qu'ils ont approché la boîte plus proche de leur corps. Les résultats de Plamondon *et al.* (2014) indiquent également que les experts approchaient la boîte plus proche d'eux par rapport aux novices au cours d'une tâche de manutention. Nos résultats mettent en évidence le fait que les experts utilisent cette technique d'approche qui réduit le moment du poids de la caisse par rapport aux épaules et pourrait réduire la contrainte à cette articulation et au coude. Ce changement de cinématique pourrait aussi influencer les directions des forces musculaires, permettant ainsi une moindre activation pour une même stabilité. En plus de réduire le chargement sur la colonne vertébrale (Marras *et al.*, 2006), cette technique pourrait aussi être un facteur important dans la réduction des blessures à l'épaule en limitant les forces lors des amplitudes de mouvement articulaires extrêmes.

Pendant la phase du tiré, les experts et les novices fléchissaient leurs genoux, avec une flexion plus importante chez les experts. Ces observations rejoignent celles de Overton *et al.* (2016) qui ont montré que fléchir les genoux était une technique bien comprise et appliquée par les experts comme les novices. Dans notre étude, cette déduction est basée à la fois sur les observations faites durant l'expérimentation et sur le comportement cinématique de l'articulation pelvo-thoracique. Il serait toutefois important d'inclure un modèle cinématique des membres inférieurs dans de futures études. Par ailleurs, Kim *et al.* (2003) se sont intéressés à la phase du levé, analysée comme un mouvement multiarticulaire incluant le poignet, le coude et l'épaule. Ils ont montré que les postures avec une flexion de l'épaule de 90 ° et 120 ° entraînaient potentiellement plus de risques de blessures. Dans notre étude, les novices avaient la boîte plus éloignée de leur corps et avaient des contributions de l'épaule plus élevées (articulations glénohumérale, sternoclaviculaire et acromioclaviculaire) indiquant qu'ils étaient probablement

plus proches de ces postures à risque que les experts. Enfin, pendant la phase de dépôt, les deux groupes semblent faire une extension excessive (au-delà de la position anatomique de référence) du tronc pour atteindre les étagères supérieures. Cette technique permettrait de réduire les contraintes à l'épaule en prenant plus de hauteur pour déposer la boîte (*J.-Y. Kim et al.*, 2003). *Authier et al.* (1996) ont montré que les experts avaient tendance à faire face à l'étagère lors de la phase de dépôt, tandis que les novices faisaient un mouvement de torsion pour déposer la boîte. Cela pourrait expliquer pourquoi les articulations glénohumérale, sternoclaviculaire et acromioclaviculaire des novices ont plus contribué que celles des experts lors de la phase de dépôt, plaçant les novices dans une situation plus à risque de blessure.

Si le sexe n'agit pas de façon indépendante sur les contributions articulaires, il existe un effet simple de la masse, ainsi qu'un effet lié à l'interaction sexe-masse. L'articulation glénohumérale contribue davantage lorsque les femmes soulèvent une boîte de 6 kg et moins lorsqu'elles soulèvent une boîte de 12 kg, comparativement aux hommes à 6 kg ou 12 kg. La réduction de la contribution glénohumérale avec une boîte de 12 kg chez les femmes est accompagnée d'une contribution plus élevée des articulations du poignet et du coude. D'autres études évaluant les différences de sexe sur la coordination articulaire des participants pendant des tâches de manutention se sont concentrées sur le dos et les membres inférieurs. Par exemple, des différences dans les modèles de coordination des articulations des membres inférieurs sont reportées, avec un modèle plus séquentiel de coordination interarticulaire chez les femmes que chez les hommes avec des charges absolues (*Plamondon et al.*, 2014) et relatives (*Plamondon et al.*, 2017). Il est difficile de comparer directement nos résultats avec ceux des études précédentes, car différents niveaux d'expertise, différentes articulations et différentes hauteurs de dépôt sont considérés. Toutefois, il est intéressant de souligner que les différences observées entre les sexes dans la présente étude ne sont apparentes que lorsque la boîte est plus haute que la hauteur des épaules du participant, une situation qui n'avait pas été étudiée auparavant. Cette conclusion est soutenue par des résultats obtenus lors de l'étude de la cinématique scapulaire sur divers plans d'élévation (*Picco et al.*, 2018), où la différence entre l'orientation de la scapula entre hommes et femmes augmentait avec l'élévation de l'humérus, ce qui souligne une interaction sexe-élévation sur la cinématique articulaire. Ainsi, l'ensemble des études suggèrent une différence de sexe dans la coordination des membres inférieurs et du tronc lorsqu'une boîte est soulevée du sol, ainsi que dans la coordination des membres supérieurs lorsque la boîte est manipulée au-dessus du niveau des épaules.

Les différences de contributions articulaires se produisent systématiquement lorsque la boîte est proche ou au-dessus du niveau de l'épaule, c'est-à-dire lorsque la contribution glénohumérale est la plus élevée. La posture au-dessus des épaules est considérée comme un facteur de risque de blessures à l'épaule (*Grieve et Dickerson*, 2008) et la principale cause de déchirure de la coiffe des rotateurs (*Vecchio et al.*, 1995). Certaines études épidémiologiques montrent que les femmes travaillent plus souvent et plus longtemps que les hommes avec les mains au-dessus des épaules (*Dahlberg et al.*, 2004). En plus d'un temps de travail plus long avec les mains au niveau de la tête, nous avons montré que les femmes atteignent cette position avec une technique qui implique principalement l'articulation glénohumérale avec des masses légères et les articulations du poignet et du coude avec des masses plus lourdes. De plus, les femmes ont plus de laxité et d'instabilité des articulations glénohumérales que les hommes (*Borsa et al.*, 2000). Cette hypermobilité peut augmenter le risque de conflit sous-acromial puisque la largeur de l'espace sous-acromial est plus petite chez les femmes (*Graichen et al.*, 2001). Dans notre étude hommes-femmes, des femmes sans expertise en manutention étaient comparées à des hommes sans expertise. Il serait intéressant dans des

études futures de comparer des femmes expertes et novices afin d'évaluer les adaptations et stratégies mises en place par les expertes contre les blessures musculosquelettiques.

La sollicitation plus élevée des articulations sternoclaviculaire et acromio-claviculaire en phase de charge chez les novices est probablement une stratégie de compensation pour assurer une force nette suffisante pour le déplacement de la charge. En outre, cette cinématique est aussi caractéristique de la population atteinte du syndrome de conflit sous-acromial (McClure *et al.*, 2006). Une telle cinématique causerait sur le long terme, un renforcement inadéquat des muscles de l'épaule, ce qui pourrait exacerber les risques de blessures (Ludewig et Reynolds, 2009), d'où l'importance d'intervenir tôt chez les travailleurs avant qu'ils ne s'habituent à cette cinématique pathologique.

### **7.1.2 Forces musculaires en manutention**

Les schémas de contribution musculaire entre les deux études ont des tendances similaires. La somme des activations (forces) musculaires présente deux pics, avec une valeur plus élevée pour le second. Cette différence d'amplitude peut être expliquée par la hauteur de la boîte, mais aussi par une activité musculaire supérieure pour réguler le dépôt de la caisse et éviter un choc. L'absence d'une différence significative entre les deux pics chez les experts pourrait alors être expliquée par leur expertise à effectuer la tâche sans besoin de corriger leur mouvement lors de l'approche de la boîte de sa position finale. Des résultats similaires ont été signalés par des mesures *in vivo* lors de tests de manutention de carafe de café ou de charge entre étagères (Westerhoff *et al.*, 2009). L'activité musculaire chez les femmes est plus élevée que chez les hommes, ce qui confirme que la charge soulevée est relativement plus critique pour les femmes que les hommes, et valide les résultats issus de l'analyse cinématique. En outre, le pic des activations chez les femmes survient plus tôt que chez les hommes. Ceci pourrait être interprété par une différence entre la fonction des contributions musculaires entre hommes et femmes. En effet, le pic chez les femmes coïncide avec un palier au niveau de la hauteur de la boîte, donc la contribution musculaire chez les femmes est liée au déplacement de la charge. Cependant, le pic chez les hommes survient en milieu de phase de dépôt, ce qui pourrait être interprété par une contribution musculaire de régulation plus élevée chez les hommes (Rohr, 2006). Ceci peut être validé aussi par l'absence de décalage entre les deux pics dans les résultats de l'analyse musculosquelettique, où la stratégie musculaire est simulée de manière similaire pour les deux groupes (minimisation de l'activation). La contribution des muscles à l'activation totale est différente selon la phase du mouvement, avec une majorité active en seconde moitié pour répondre aux besoins relatifs dus à l'élévation de la boîte. Le biceps a en revanche une activation supérieure en première moitié, ce qui rejoint les résultats de l'analyse cinématique, à savoir une contribution plus élevée des articulations distales (fléchisseur de l'avant-bras) en début de mouvement, contre une contribution principalement des muscles de l'articulation glénohumérale (fléchisseur faible du bras) en fin de mouvement.

L'activation musculaire plus élevée chez les novices en milieu de mouvement peut être expliquée par la différence de technique de transfert de charge entre les deux étagères. En effet, les experts sollicitent aussi les membres inférieurs pour faire face à l'étagère, tandis que les novices de par le mouvement de torsion pour atteindre l'étagère finale sollicitent les muscles de l'épaule pour gérer ce déplacement. L'augmentation de l'activité musculaire (EMG) des participants hommes ou femmes, experts ou novices avec une masse soulevée plus importante est en adéquation avec la littérature. Plusieurs études se sont intéressées à l'influence de la masse soulevée ou de la hauteur de dépôt sur l'action des muscles de l'épaule (Blache, Dal Maso, *et al.*, 2015; Blache, Desmoulins, *et al.*, 2015; Yoon *et al.*, 2012). Ces études montraient notamment que les deltoïdes antérieur et latéral étaient les plus actifs lors du levé de boîte à

hauteur des yeux. L'activité musculaire de ces muscles ainsi que de ceux englobant l'articulation glénohumérale augmentait de manière relativement homogène avec une charge plus élevée, probablement pour maintenir la stabilité de l'articulation.

L'activation musculaire EMG plus importante des novices lors de la phase de levé de boîte semble être due à un déphasage temporel des patrons d'activation, puisque la distribution des activations au cours de la tâche est similaire entre les deux groupes (Figure 29-gauche). Les différences observées entre les experts et les novices dans la phase du tiré lors de l'analyse cinématique pourraient être à l'origine d'une proportion de temps plus importante utilisée par les experts pour cette phase. Les phases du levé et du dépôt se trouvant décalées, il n'est pas surprenant de voir une différence statistique apparaître, qui pourrait être inexistante physiquement et physiologiquement parlant. Il pourrait être pertinent à l'avenir d'évaluer l'activation musculaire en fonction de la hauteur de boîte atteinte.

Les résultats relatifs aux activations et forces musculaires prédites sont influencés par le modèle, ainsi que ses limitations. L'absence de pics distincts sur la somme des activations musculaires prédites pour l'étude experts-novices, en comparaison avec les données relatives à l'étude hommes-femmes, est probablement due aux limites de l'utilisation de l'optimisation statique (Gottlieb, 2000). En effet, la contraction musculaire assure d'une part la force nécessaire pour le mouvement, mais aussi celle relative à la stabilité de l'humérus. La minimisation de la somme des activations lors de l'optimisation statique estimera la contribution dynamique des muscles, mais négligera la composante de stabilisation. Ceci ressort aussi de la différence entre les activations prédites par le modèle et celles évaluées expérimentalement. En outre, l'utilisation d'un modèle générique mis à l'échelle n'exprime pas la variabilité des paramètres musculosquelettiques entre les divers participants, d'où une possible surestimation de l'activation de certains muscles, une telle surestimation pourrait expliquer pourquoi une différence significative entre les activations musculaires chez les experts et les novices n'induit pas une différence significative entre les forces musculaires des deux groupes.

L'absence de la coactivation dans le modèle est aussi observée dans les divergences entre la distribution des activations musculaires prédites par le modèle musculosquelettique et les données recueillies expérimentalement. La distribution des activations prédites est variée entre les groupes musculaires, tandis que les activations mesurées ont une distribution équilibrée tout au long du spectre. Les contributions des muscles synergistes ne sont pas représentées dans l'analyse musculosquelettique, ce qui se manifeste par une distribution avec une activation limitée de ceux-ci, et une forte activation pour les muscles agonistes.

Les résultats obtenus sont largement influencés par les limites de la modélisation musculosquelettique. L'une des premières limitations provient de la simplification du muscle par un ensemble de lignes d'action. Les modèles développés valident les trajectoires musculaires sur des mouvements de base (W. Wu *et al.*, 2016). En comparaison, le mouvement de manutention est assez complexe, donc il est plus difficile de valider les trajectoires. La mise à l'échelle du modèle est basée sur la minimisation d'erreur entre la position des marqueurs expérimentaux et leur conjoint virtuel respectif sur le modèle. De ce fait, les paramètres musculosquelettiques n'expriment pas l'individualité de chaque participant ni des variabilités entre les groupes hommes-femmes et experts-novices en termes de force isométrique et de longueur de fibre et tendon.

De plus, comme les résultats de l'optimisation statique dépendent des données de forces recueillies par les capteurs de force présents dans la boîte de manutention pour les forces externes sur la main, la qualité de ces données peut avoir une influence sur les résultats de

l'optimisation statique. La boîte de manutention développée pour cette étude permettait de mesurer les forces à de nombreux points de contact, tout en offrant une conception et une multitude de possibilité de préhension similaires aux boîtes manutentionnées en entreprise. Malgré la présence de trois capteurs de forces présentant chacun six degrés de liberté, ainsi que la possibilité de modifier la masse totale, la boîte n'était pas aussi rigide qu'une boîte rencontrée en entreprise dû aux différentes pièces d'assemblage maintenant les capteurs en position. Ce manque de rigidité peut avoir occasionné un ressenti différent dans la préhension des participants et peut avoir contribué à l'enregistrement de bruit dans les capteurs. En effet, les données de forces présentaient beaucoup de bruit, qui n'a pas pu être complètement éliminé en filtrant les signaux sans risque de perdre ses caractéristiques importantes (ex. pics attendus au moment où on dépose la boîte sur l'étagère). L'artefact du bruit en particulier dans la phase de dépôt crée la possibilité des forces musculaires et ainsi les forces articulaires faussement élevées à cause du fait que l'algorithme d'optimisation statique essaye d'équilibrer les forces externes sur la main. À noter également que la boîte instrumentée utilisée pour comparer les hommes et les femmes n'était pas représentative du type de boîte rencontré en entreprise puisqu'elle était munie de poignées, ce qui constitue une limite dans notre étude.

### **7.1.3 Stabilité du membre supérieur en manutention**

Les efforts musculaires, selon leurs directions au niveau de l'articulation glénohumérale, ont des contributions variables sur la stabilité de l'humérus. Un rapport élevé entre forces de cisaillement et de compression causera des contraintes élevées sur les muscles stabilisateurs, augmentant le risque de pathologies. Notre étude souligne la présence de zone de travail avec risque de dislocations pour tous les groupes étudiés. Ceci peut être expliqué à la lumière de la distribution des efforts musculaires issus de l'analyse musculosquelettique. Les trois muscles qui contribuent le plus aux forces musculaires sont le muscle infraépineux et les deltoïdes antérieur et latéral, avec des amplitudes de forces assez semblables. Cependant, si le muscle infraépineux a un rôle principalement stabilisateur, les deltoïdes contribuent également aux forces de compression et de cisaillement (Yanagawa *et al.*, 2008). Ceci, souligne l'importance du renforcement du muscle infraépineux pour protéger l'épaule, surtout pour les populations qui sollicitent l'articulation glénohumérale, pour lesquels il est important d'assurer la fonction des muscles de la coiffe pour s'opposer à la translation de la tête de l'humérus et contribuer à une flexion stable de l'épaule (Sharkey et Marder, 1995).

En outre, les femmes et les experts ont montré un risque de dislocation plus étendu dans le temps. Le risque pour les femmes émane de l'activation musculaire et la contribution glénohumérale, supérieures à celles des hommes, nécessaires pour effectuer la tâche de manutention. L'impact du ratio des forces glénohumérales est d'autant plus grand que le champ de mobilité de l'épaule est plus grand. De façon similaire, Westerhoff *et al.* (2009) ont souligné des efforts de réaction plus importants lorsque les positions de l'humérus se rapprochent des bornes du champ de mobilité active. La variabilité plus grande observée chez les femmes pourrait être expliquée par une variabilité des stratégies de compensation utilisées pour prévenir les blessures en position à la limite de la dislocation ce qui pourrait aussi justifier une sollicitation plus élevée des articulations distales chez les femmes avec une masse supérieure (12 kg) pour rapprocher l'articulation glénohumérale de ses positions moyennes quand l'effort qui lui est appliqué est plus grand.

Les résultats montrent que les experts sont aussi plus susceptibles de dislocations que les novices. Cependant, il est difficile de juger de la validité de ce résultat par rapport aux limitations du modèle. En comparant la distribution des forces musculaires prédites pour chacune des études. La plage d'amplitude obtenue pour la seconde étude ne constitue que la

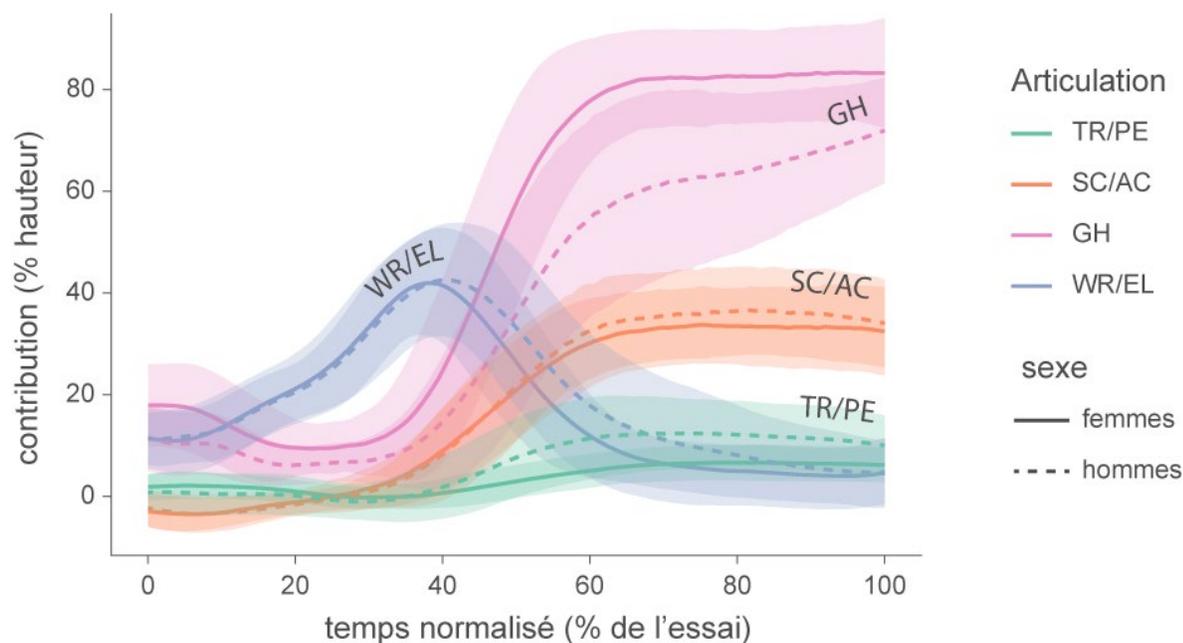
moitié de celle de la première étude. Il est possible, alors, que les experts aient développé des stratégies d'activation musculaire spécifiques, qui sont mal représentées par l'optimisation statique, ce qui ressort aussi des différences entre les fonctions de distribution cumulatives empirique issues des données expérimentales et prédites, où le pourcentage de muscles inactifs est plus élevé dans le modèle. Une seconde explication possible est que les experts ont développé des forces musculaires isométriques qui sont plus élevées que celles utilisées dans le modèle, d'où un modèle à l'échelle faible et incapable de stabiliser l'humérus. Ceci soulignerait l'importance de calibrer les paramètres musculosquelettiques pour les populations spécialisées (Yanagawa *et al.*, 2008), ce dont nous discuterons dans la sous-section 7.1.7. Il pourrait aussi être intéressant d'évaluer le changement des directions des forces musculaires selon le schéma cinématique utilisé, pour évaluer la contribution de chaque muscle à la stabilité de l'humérus sans l'influence des forces isométriques et ainsi s'assurer de la validité des résultats obtenus.

#### **7.1.4 La charge pourrait expliquer les différences liées au sexe**

Nos résultats montrent que la contribution des articulations glénohumérale, du poignet et du coude chez les femmes est davantage affectée par un changement de la masse de la boîte de 6 kg à 12 kg que celle des hommes. Des comparaisons liées au sexe ont été faites avec différents rapports de masse ( $\frac{\text{masse soulevée par les femmes}}{\text{masse soulevée par les hommes}}$ ): 50 % (hommes à 12 kg vs femmes à 6 kg), 100 % (hommes à 6 kg vs femmes à 6 kg et hommes à 12 kg vs femmes à 12 kg) et 200 % (hommes à 6 kg vs femmes à 12 kg). Cependant, il semble que la masse absolue manipulée par les femmes est plus importante que ces ratios de masse, ce qui expliquerait les différences de contributions articulaires observées entre les sexes. Lorsque les femmes soulèvent la boîte de 6 kg, elles utilisent davantage leur articulation glénohumérale que les hommes (rapports de masse : 50 % et 100 %). Lorsqu'elles soulevaient la boîte de 12 kg, leur articulation glénohumérale contribue moins que celle des hommes (rapports de masse : 100 % et 200 %). Cet effet n'est pas observé dans les études de Plamondon *et al.* (2014; 2017) étudiant la coordination des membres inférieurs et du tronc, qui ont trouvé des différences similaires liées au sexe entre la charge absolue et la charge relative équivalente. Cependant, ces résultats rappellent ceux de Yehoyakim *et al.* (2016) qui ont constaté, dans une étude portant uniquement sur les femmes, que la masse soulevée avait un impact sur les techniques de coordination d'un levé de boîte. Ainsi, ces études suggèrent que l'augmentation de la masse soulevée affecte davantage les femmes que les hommes. Les femmes peuvent en effet être plus influencées par la variation de 6 kg (entre 12 kg et 6 kg) que les hommes parce que cette variation représente une fraction plus élevée de leur masse corporelle (10 % dans notre échantillon) que pour les hommes (8 %). En soulevant la boîte de 12 kg, les femmes sont plus près de leur capacité musculaire maximale. De plus, des corrélations significatives entre la contribution articulaire et la masse relative de la boîte n'apparaissent que chez les femmes soulevant une boîte de 12 kg, où les femmes plus lourdes et probablement plus fortes (Barbat-Artigas *et al.*, 2013) utilisent davantage les articulations du poignet et du coude et moins l'articulation glénohumérale. Ces résultats signaleraient un besoin de réviser les normes internationales (ISO 11228-1, s. d.), qui stipulent, sous des conditions idéales, une masse de référence à soulever de 25 kg pour 95 % des hommes et 15 kg pour 99 % des femmes, afin d'inclure spécifiquement des recommandations pour les tâches au-dessus de l'épaule.

Il est probable que les adaptations cinématiques se produisent de manière non linéaire avec une charge accrue : des adaptations plus importantes peuvent se produire lorsque les efforts sont plus proches de la capacité maximale. En accord avec cette idée, il a été suggéré que l'augmentation de la charge à soulever peut modifier la coordination afin de réduire l'effort

musculaire requis (Burgess-Limerick *et al.*, 1995). Yehoyakim *et al.* (2016) ont également souligné l'effet de la force sur la coordination cinématique. Ils ont montré un mouvement plus coordonné entre la hanche et le dos pendant la levée de boîtes chez les femmes ayant des capacités de force supérieure. Si le fait que la boîte la plus lourde, entraînant une sollicitation de force plus proche de la force maximale des femmes, explique les adaptations spécifiques au sexe, on pourrait s'attendre à ce que des adaptations similaires soient également observées lorsque les hommes manipulent des objets plus lourds que 12 kg. Cependant, même avec une boîte de 18 kg, une telle adaptation n'a pas été observée chez nos participants masculins (Figure 34). Pour bien comprendre cette interaction, il serait intéressant de mesurer la force maximale des hommes et des femmes (en dynamique au moyen d'un dynamomètre isocinétique) et de vérifier à quelle charge relative des changements dans la contribution articulaire sont observables pour chaque sexe. Une alternative serait d'évaluer la relation entre l'activité EMG (normalisée à la contraction musculaire maximale) générée pendant la levée et les changements dans la contribution articulaire. Alors que les différences de force selon le sexe pourraient expliquer la contribution plus faible de l'articulation glénohumérale lorsque les femmes soulèvent la boîte de 12 kg, il est difficile d'expliquer la contribution plus élevée de cette articulation lorsqu'elles soulèvent la boîte de 6 kg. Ces résultats suggèrent que d'autres facteurs contribuent également aux différentes stratégies motrices lorsque les hommes et les femmes soulèvent des boîtes au-dessus de leurs épaules. Anders *et al.* (2004) ont montré que les femmes ont une moins grande activation des muscles agonistes et une plus grande activation des muscles synergiques que les hommes lors d'une tâche isométrique de l'épaule. La coordination musculaire et un rapport de force épaule-coude différents pourraient jouer un rôle dans l'explication des différences entre les sexes dans le comportement moteur.



**Figure 34. Contribution articulaire des hommes (18 kg) et des femmes (6 kg) au court du temps pour les articulations pelvo-thoracique (TR/PE), sternoclaviculaire et acromioclaviculaire (SC/AC), glénohumérale (GH), et poignet-coude (WR/EL).**

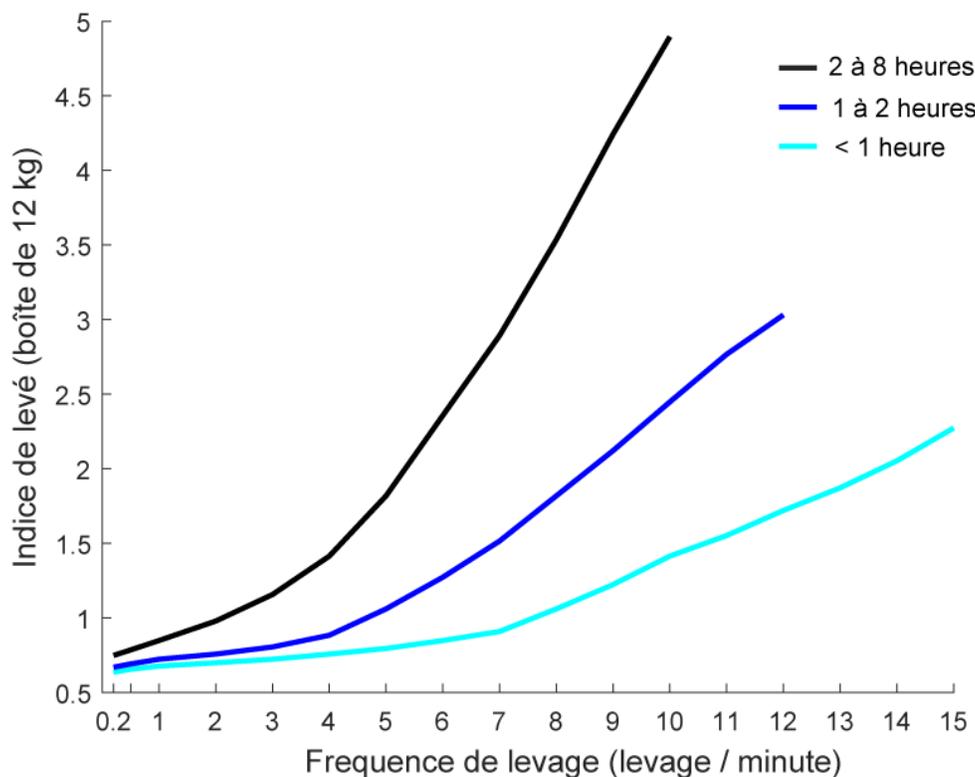
Note : Cette comparaison liée au sexe n'a pas été incluse dans les tests statistiques pour garder un modèle équilibré, puisque les hommes avaient levé 3 masses (6, 12, 18 kg) alors que les femmes n'en avaient levé que 2 (6 et 12 kg).

Les participants ont produit plus d'activité musculaire pour soulever la boîte de 12 kg que pour soulever la boîte de 6 kg. Aussi, les femmes ont une activité musculaire plus élevée que les hommes, par rapport à leur activation maximale, lorsqu'elles soulevaient des boîtes de même masse. En effet, les femmes levant une boîte de 6 kg ont une activation musculaire semblable aux hommes soulevant la boîte de 12 kg, atteignant des niveaux d'activité jusqu'à 48 % de leur activation maximale dans le deltoïde antérieur. Ce résultat est conforme à plusieurs études mettant en évidence que la force maximale des femmes est de 30 à 60 % plus faible que celle des hommes pour les différents groupes musculaires des membres supérieurs (Douma *et al.*, 2014; Faber *et al.*, 2006; Harbo *et al.*, 2012). Plusieurs facteurs biologiques peuvent expliquer la force moins élevée des femmes par rapport aux hommes, comme une section physiologique de muscle moins importante, en plus d'un plus petit nombre absolu et relatif de fibres musculaires rapides (Cote, 2012). Bien que les effets de la masse et du sexe étaient plus importants pour les muscles agonistes que pour les muscles antagonistes, ce déséquilibre n'était pas suffisant pour induire des changements significatifs dans les variables de *Muscle Focus*. En accord avec nos résultats, le *Muscle Focus* n'était pas affecté par la masse de la boîte dans un article de notre groupe se concentrant seulement sur des hommes (Blache, Dal Maso, *et al.*, 2015). Toutefois, nous nous attendions à ce que le *Muscle Focus* des muscles antagonistes soit limité chez les femmes, en particulier pour la boîte la plus lourde. Cette stratégie motrice aurait minimisé les couples antagonistes contreproductifs, ce qui aurait diminué l'activité musculaire totale exercée et le coût métabolique de chaque effort. Cependant, une coactivation musculaire insuffisante peut compromettre la stabilité des articulations (Blache *et al.*, 2017; Veeger et van der Helm, 2007) et contribuer à un TMS de l'épaule (Bodin *et al.*, 2017; Sarquis *et al.*, 2016). Pourtant, la différence de sexe n'a pas influencé le *Muscle Focus*. L'absence d'effets de masse et de sexe peut indiquer que les patrons de coactivation glénohumérale sont robustes à ces facteurs, bien qu'il soit aussi possible que le *Muscle Focus* ne soit pas assez sensible pour capturer des différences réelles dans la coactivation, du fait que les amplitudes des EMG ne sont pas suffisantes pour extraire des informations précises sur l'entraînement neural des muscles synergiques (Martinez-Valdes *et al.*, 2018). Très peu d'études ont utilisé la métrique de *Muscle Focus* pour évaluer les différences dans la coactivation musculaire entre les groupes de participants ou les différentes tâches motrices (Blache, Dal Maso, *et al.*, 2015; Yao *et al.*, 2004, 2006). Il est donc difficile d'interpréter la sensibilité de cette variable. Yao *et al.* (2004, 2006) ont montré que le *Muscle Focus* est plus faible entre l'épaule et le coude chez des participants ayant subi un accident vasculaire cérébral par rapport à des participants en santé, durant l'abduction de l'épaule isométrique et la flexion du coude. Blache *et al.* (2015a) ont montré que le *Muscle Focus* a tendance à décroître lorsque les hommes lèvent une boîte à hauteur des yeux par rapport aux levées à hauteur des épaules.

Ces études prouvent que le *Muscle Focus* a une certaine sensibilité à la coactivation, bien qu'elles n'aient pas rapporté les valeurs de la taille d'effet dans leurs résultats. Pourtant, le fait que le *Muscle Focus* ne soit pas en mesure, dans notre étude, de capturer l'hétérogénéité des différences individuelles musculaires entre le sexe et la masse suggère que sa sensibilité peut être limitée. De plus, dans notre analyse cinématique, nous avons montré que les femmes changent leur stratégie cinématique avec l'augmentation de la masse, alors que les hommes gardent la même technique (Martinez *et al.*, 2019). Il semble peu probable que ces changements observés au niveau de la technique ne soient pas liés à un modèle de coordination musculaire altéré. D'autres études de validation sont nécessaires.

### 7.1.5 EMG et blessures aux membres supérieurs

Nos résultats suggèrent également que les variables liées à l'amplitude de l'activité musculaire expliqueraient davantage le risque plus élevé de TMS de l'épaule chez les femmes que les patrons de coactivation musculaire. Selon l'équation révisée de levé de charge NIOSH, plus de 90 % des femmes et presque tous les hommes seraient capables de soulever en toute sécurité une boîte de 12 kg, de la hanche à la hauteur des yeux, deux fois par minute et pendant un quart de 8 heures (indice révisé de levage = 0,97; Figure 35) (Waters *et al.*, 1993).



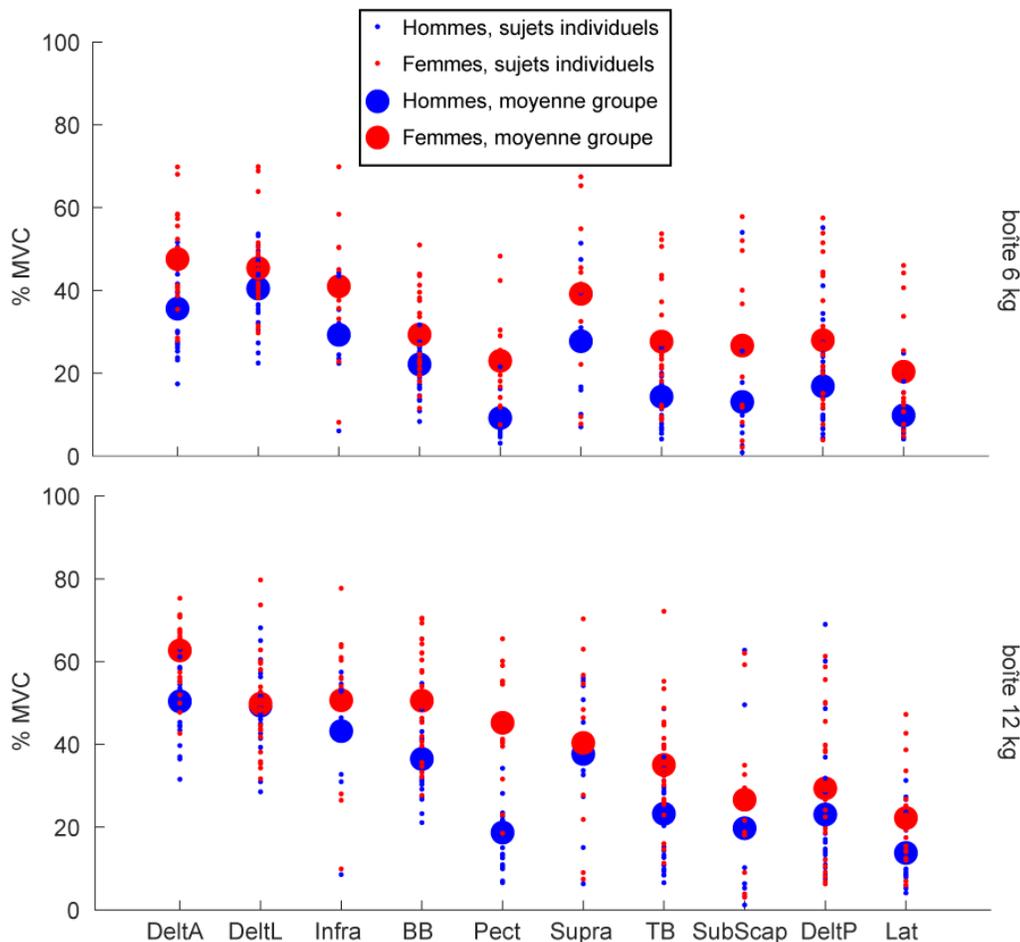
**Figure 35. Indice révisé de levé de charge NIOSH pour la boîte de 12 kg en fonction de la fréquence et la durée de levage (Waters *et al.*, 1993).**

Note : Les paramètres suivants ont été utilisés : distance verticale entre le sol (origine) = 100 cm, distance parcourue (moyenne du groupe) = 78 cm, distance horizontale de centre de masse = 25 cm, angle d'asymétrie = 0°, facteur de couplage = 1.

Parmi les études portant sur la relation entre l'indice révisé de levage et les troubles lombaires, la gamme d'indices de levé s'étend entre 0 et 9,37 pour différents groupes de travailleurs, avec une valeur moyenne  $\geq 1,5$  (Lu *et al.*, 2016). Il est donc probable que la tâche de manutention utilisée dans notre étude soit semblable à de nombreuses situations professionnelles. Le 90<sup>e</sup> percentile d'activation du deltoïde antérieur que nous avons observé lorsque les participants soulevaient la boîte de 12 kg était de 62,7 %  $\pm$  8,5 % de l'activation maximale pour les femmes et 50,4 %  $\pm$  8,4 % de l'activation maximale pour les hommes (Figure 36), ce qui semble être un effort musculaire considérable pour être maintenu dans un milieu professionnel. Nous avons montré que seules les femmes avaient modifié leur coordination inter articulaire entre des boîtes de 6 kg et 12 kg (Martinez *et al.*, 2019). Ainsi, le niveau élevé d'activation musculaire et les compensations cinématiques observées chez les femmes suggèrent que lever des boîtes de 12 kg peut être excessif pour la moyenne des femmes incluses dans notre étude. Il est à noter

qu'un chevauchement important entre les hommes et les femmes peut être observé dans un grand nombre de nos mesures (Figure 36). Ce chevauchement suggère que les emplois impliquant des levés de boîtes devraient être biomécaniquement sûrs pour la plupart des hommes et des femmes, argumentant contre la ségrégation professionnelle systématique. En plus d'exclure les femmes de ce type d'emploi, de telles pratiques peuvent conduire à des risques de blessures inattendues pour les femmes faisant des travaux qui ne demandent pas de grands efforts (Messing, 2017). Toutefois, une plus grande proportion de femmes que d'hommes pourrait avoir besoin d'une intervention sur le lieu de travail dans le but de diminuer la charge à l'épaule par rapport à leur capacité maximale, leur permettant de rester productives en toute sécurité dans des emplois de manutention. Ces interventions pourraient comprendre des activités physiques pour améliorer la capacité maximale (Christensen *et al.*, 2016), des adaptations du milieu de travail et un support technologique pour diminuer la charge absolue (de Looze *et al.*, 2016; Lavender *et al.*, 2017). Cependant, les recherches menées sur les solutions technologiques ciblant les tâches de manutention, telles que les exosquelettes, sont presque exclusivement effectuées avec des participants masculins (de Looze *et al.*, 2016). Le développement technologique guidé par ces études pourrait omettre certaines caractéristiques et besoins propres aux femmes.

En ce qui concerne l'étude experts-novices, un facteur de risque lié au mouvement de manutention réside dans la phase de déplacement entre les deux étagères. En effet, la durée du transfert est plus courte chez les novices, ce qui laisserait place à des accélérations plus élevées. En outre, le changement de direction est aussi assuré par un mouvement de l'épaule, ce qui risque de causer une suractivation des muscles stabilisateurs lors de cette phase. Il serait intéressant de voir l'évolution des EMG de ces muscles dans le temps, et les différences potentiellement perçues entre experts et novices. En considérant qu'il n'est pas possible de limiter les transferts face-dos, il est critique de penser à des interventions pour limiter la mobilité tronc-épaule lors du changement de direction.



**Figure 36. Activation du 90<sup>e</sup> percentile des muscles.**

### 7.1.6 Applications

L'analyse cinématique présentée dans cette étude portant sur la contribution des articulations a permis de quantifier la technique de manutention des membres supérieurs et du tronc lors d'un levé de boîte. Ce paramètre pourrait servir d'outil ergonomique pour identifier les mauvaises techniques qui peuvent entraîner des blessures à l'épaule. Dans cette étude, la contribution des articulations est déterminée à l'aide d'un système d'analyse de mouvement. Cependant, des outils portables tels que les unités de mesure inertielle (S. Kim et Nussbaum, 2013) peuvent être utilisés pour quantifier les expositions physiques sur le lieu de travail, ce qui serait à privilégier dans des études futures.

Bien qu'il soit reconnu que l'environnement de travail n'est souvent pas adapté aux femmes compte tenu des différences anthropométriques entre les sexes (Pheasant et Haslegrave, 2006), nous avons conçu notre tâche expérimentale pour éviter de tels biais et la différence dans la contribution articulaire était encore significative. Il est important de se rappeler que les différences entre les sexes surviennent surtout au-dessus des épaules dans notre étude. On peut imaginer que ces différences seraient probablement amplifiées sur le lieu de travail, où les étagères seraient proportionnellement plus élevées pour les femmes.

Les différences de santé selon le sexe et l'expertise doivent être considérées comme un phénomène multicausal complexe. La technique de travail est l'un des nombreux facteurs qui contribuent à expliquer les différences de blessures liées au sexe (Côté, 2012) ou de l'expertise. La présente étude approfondit les connaissances sur l'analyse du mouvement des membres supérieurs et met en évidence que les techniques de manutention en hauteur diffèrent entre les hommes et les femmes. À noter que, bien que les participants aient pour consigne d'éviter de bouger les pieds, ils pouvaient utiliser leurs membres inférieurs par des flexions-extensions. Les implications de ces résultats indiquent que la technique de manutention devrait être examinée avec soin, surtout chez les femmes qui ont tendance à travailler en hauteur plus fréquemment (Dahlberg *et al.*, 2004). Il est également recommandé d'examiner attentivement les différences possibles entre les sexes au cours des interventions ergonomiques et des études de recherche portant sur les membres supérieurs.

L'analyse de l'effet de l'expertise souligne les différences significatives entre experts et novices, d'où l'importance de fournir des guides de travail efficaces pour assurer le développement d'une stratégie saine de manutention. Ces guides sont d'autant plus critiques que la technique utilisée déterminera les muscles qui seront renforcés au cours du temps, et qui pourraient contribuer au développement de troubles musculosquelettiques (Ludewig et Reynolds, 2009).

### **7.1.7 Limites et perspectives**

Bien que nos résultats de corrélations indiquent que la masse relative de la boîte ne change pas la contribution articulaire des hommes pendant la phase de dépôt, ce n'était pas le cas chez les femmes. En fait, la masse relative de la boîte semble être à l'origine des différences rapportées dans cette étude. Les recherches futures devraient inclure des masses normalisées. Il est aussi possible que les femmes novices aient, par un facteur sociétal, moins d'expérience que les hommes novices pour réaliser des tâches de levage. Pour ces raisons, les recherches futures devraient inclure des masses normalisées et des femmes expertes.

L'un des facteurs qui met les femmes plus à risque de développer des troubles musculosquelettiques est l'anatomie de l'épaule. Avec un espace sous-acromial plus restreint, la prévalence du syndrome de pincement est plus élevée, d'où l'intérêt d'études complémentaires pour évaluer les différences liées au sexe dans l'espace sous-acromial pendant les tâches de manutention.

Le choix des muscles inclus dans nos calculs du *Muscle Focus* affecte le résultat obtenu. Dans notre étude, le *Muscle Focus* est plus faible lorsqu'il a été calculé à partir des muscles uniarticulaires et multiarticulaires, comparé à un calcul impliquant seulement les muscles uniarticulaires. En outre, les muscles non directement reliés à l'humérus (p. ex. : biceps et triceps brachial) n'étaient pas pris en considération. Une approche optimale intégrerait tous les muscles agissant sur l'articulation glénohumérale dans le calcul du *Muscle Focus*, ce qui est encore très difficile, car cela implique un nombre important d'enregistrements EMG. Toutefois, la combinaison de l'EMG mesurée et de l'activation musculaire estimée à partir du modèle musculosquelettique pourrait offrir une alternative appropriée. Une telle approche pourrait améliorer la validité de l'activation musculaire et des forces modélisées puisque l'utilisation des procédures d'optimisation statique sous-estime la coactivation musculaire (Morrow *et al.*, 2014). Les activations physiologiques pourront être obtenues en combinant l'optimisation statique avec une contrainte de non-dislocation (Blache *et al.*, 2017) pour assurer que le bilan des forces musculaires est orienté en direction de la glène, ou une contrainte de suivi des EMG

expérimentaux (Pizzolato *et al.*, 2015), ou en utilisant une approche de dynamique directe avec suivi des EMG (Belaise *et al.*, 2018), pour intégrer implicitement la cocontraction musculaire.

De plus, alors que nous sommes convaincus que dans notre échantillon, les femmes avaient moins de force que les hommes, étant donné nos résultats (Figure 10) et la littérature publiée (Douma *et al.*, 2014; Faber *et al.*, 2006; Harbo *et al.*, 2012), nous n'avons pas directement mesuré ce paramètre. En effet, la force d'épaule individuelle, notamment en dynamique, aurait été intéressante à évaluer puisqu'elle aurait pu nous permettre de quantifier l'effet de la force sur les différences rapportées en termes de contribution articulaire ou d'EMG.

Les adaptations cinématiques se produisent la plupart du temps de manière non linéaire avec l'augmentation de la charge, pour adapter la coordination articulaire à la sollicitation musculaire croissante. Au cours d'une tâche de levé de boîte, la technique exécutée par les travailleurs semble être choisie pour réduire l'effort musculaire au détriment de la coordination interarticulaire (Burgess-Limerick *et al.*, 1995). Mesurer la force maximale des experts et des novices permettrait de vérifier à partir de quelle charge relative les changements se produisent. L'utilisation de l'EMG pour mesurer l'activité musculaire permettrait d'évaluer ces changements, en même temps que la fatigue musculaire ce qui permettrait de mieux comprendre les effets sur la posture pendant les heures de travail prolongées. Lee *et al.* (2014a, 2014b) ont noté que les méthodes de travail adoptées par les novices et les experts étaient différentes après fatigue. Il serait intéressant d'évaluer si la fatigue augmente les différences entre les deux groupes. Des interventions ergonomiques efficaces devraient permettre aux travailleurs de ne pas être proches de leur limite de force musculaire maximale lors de l'exécution d'une tâche de levé de boîte

(Y.-L. Chen et Chiou, 2015). D. Gagnon *et al.* (2016) et M. Gagnon (2005) ont également fait remarquer que les experts se fiaient plus à un effort musculaire actif comparé aux novices qui s'appuient exclusivement sur une force musculaire passive et sur les ligaments. Étudier l'activité musculaire pourrait aider à comprendre comment cela influe sur l'épaule.

La sollicitation de l'épaule lors du transfert face-dos de charge dépend de la cinématique des membres inférieurs. Cette cinématique influence aussi la contribution du tronc, ainsi que l'inclinaison de la boîte, d'où l'intérêt d'étudier les mouvements de manutention en incluant les membres inférieurs dans le modèle utilisé. Ceci permettrait de faire ressortir des différences liées à la coordination entre les membres supérieurs et inférieurs, ainsi que des tendances qui seront propres aux experts.

Il pourrait finalement être intéressant d'évaluer la cinématique en analysant l'influence de chaque degré de mobilité, car il est possible que des techniques de compensation soient négligées par l'analyse de la somme des contributions (Phadke *et al.*, 2009). De façon similaire, l'analyse des contributions de muscles, autres que ceux englobant l'articulation glénohumérale, peut faire ressortir d'autres paramètres critiques à la technique de manutention, surtout que le modèle utilisé n'inclut aucune modélisation de la pseudoarticulation scapulo-thoracique.

Malgré les limites précédemment énoncées, il convient de noter quelques points forts de cette recherche concertée. À notre connaissance, aucune étude biomécanique, ergonomique ou musculosquelettique n'inclue autant de participants issus de populations spécifiques (86 participants). Les participants manipulaient une boîte instrumentée contenant jusqu'à trois capteurs de forces six axes. La boîte de l'étude experts-novices était relativement fidèle aux véritables boîtes de manutention puisqu'elle n'incluait aucune poignée et permettait des prises variées. La quantité de données recueillies est elle aussi une force de l'étude. Totalisant plus de 20 Go, la base de données est composée de données brutes de cinématique,

d'électromyographie et de force. Pour analyser efficacement une telle quantité de données, deux bibliothèques python ont été développées (pyomeca et pyosim) et mises à disposition de la communauté scientifique. Le protocole électrophotographique est lui novateur puisqu'il inclut des mesures intramusculaires pour la plupart des participants. Enfin, l'adaptation d'un modèle musculosquelettique à des populations diverses et à une tâche au-dessus des épaules comportait de nombreux défis techniques, notamment au niveau des trajectoires musculaires.

Pour finir, les résultats de cette étude ont mené à deux publications sur les indicateurs cinématiques (Martinez *et al.*, 2019) et les indicateurs EMG de l'étude hommes-femmes (Bouffard, Martinez, Plamondon, Côté, et Begon, 2019).

## 8. CONCLUSION

L'objectif général de cette recherche concertée était de comparer la biomécanique de l'épaule lors de tâches de manutention entre les hommes et les femmes (étude 1) ainsi qu'entre des manutentionnaires experts et novices (étude 2). La tâche de manutention simulée en laboratoire consistait à déplacer une boîte instrumentée de masse différente (6, 8 ou 12 kg) d'une étagère située au niveau des hanches jusqu'à une étagère située au niveau des yeux. Pour comparer l'effet de population (sexe ou expertise) sur les techniques de manutention et les contraintes musculosquelettiques, trois groupes d'indicateurs synthétiques ont été développés : des indicateurs cinématiques, électromyographiques et musculosquelettiques.

L'indicateur cinématique met en avant des différences de technique de manutention selon le sexe et l'expertise. Les femmes semblent utiliser une technique de manutention plus sécuritaire avec une boîte de 12 kg qu'avec une boîte de 6 kg. En effet, lorsque la masse est plus élevée, les femmes rapprochent la boîte de leur tronc avec le poignet et le coude. En revanche, la technique de manutention se dégrade avec une boîte moins lourde puisque les femmes utilisent plus leurs épaules comparées aux hommes. Les experts, quant à eux, utilisent une technique de manutention qui semble plus sécuritaire que celle des novices. Ils fléchissent davantage le tronc et les membres inférieurs pour saisir la boîte, rapprochent la boîte de leur tronc et utilisent moins l'épaule pendant le lever de la boîte. Ces différences de techniques se traduisent également par des différences au niveau électromyographique et musculosquelettique. Les indicateurs électromyographiques révèlent des activations musculaires plus élevées chez les femmes et les novices comparés aux hommes et aux experts, respectivement. De manière similaire, les indicateurs musculosquelettiques montrent des activations et des forces musculaires plus élevées chez les femmes par rapport aux hommes. En revanche, celles-ci sont moins importantes chez les novices comparativement aux experts. Ce résultat, en contradiction avec l'indicateur électromyographique, pourrait être influencé par le modèle utilisé ainsi que les limites associées avec la modélisation musculosquelettique.

Les trois groupes d'indicateurs synthétiques développés dans cette étude permettent de dresser un portrait général de la technique et des contraintes musculosquelettiques pendant une tâche de manutention. Ces variables peuvent être utilisées comme outils ergonomiques pour évaluer la technique et estimer les contraintes musculosquelettiques lors d'une tâche de manutention. Bien que les différences d'occurrence de TMS reliées au sexe ou à l'expertise sont multicausales, nos résultats soutiennent une prise en compte attentive du sexe et de l'expertise lors des interventions ergonomiques, en particulier lors de l'exécution de tâches au-dessus des épaules.



## BIBLIOGRAPHIE

- Anders, C., Bretschneider, S., Bernsdorf, A., Erler, K. et Schneider, W. (2004). Activation of shoulder muscles in healthy men and women under isometric conditions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(6), 699–707. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.04.003
- Anderson, F. C. et Pandy, M. G. (2001). Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics*, 34(2), 153-161. doi: 10.1016/S0021-9290(00)00155-X
- Antony, N. T. et Keir, P. J. (2010). Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 191-198. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.04.010
- Authier, M., Lortie, M. et Gagnon, M. (1996). Manual handling techniques : Comparing novices and experts. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17(5), 419-429. doi: 10.1016/0169-8141(95)00005-4
- Barbat-Artigas, S., Plouffe, S., Pion, C. H. et Aubertin-Leheudre, M. (2013). Toward a sex-specific relationship between muscle strength and appendicular lean body mass index?. *Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle*, 4(2), 137–144. doi: 10.1007/s13539-012-0100-8
- Belaise, C., Dal Maso, F., Michaud, B., Mombaur, K. et Begon, M. (2018). An EMG-marker tracking optimisation method for estimating muscle forces. *Multibody System Dynamics*, 42, 119-143. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.04.003
- Blache, Y., Begon, M., Michaud, B., Desmoulins, L., Allard, P. et Dal Maso, F. (2017). Muscle function in glenohumeral joint stability during lifting task. *PLoS One*, 12(12), e0189406. doi: 10.1371/journal.pone.0189406
- Blache, Y., Dal Maso, F., Desmoulins, L., Plamondon, A. et Begon, M. (2015). Superficial shoulder muscle co-activations during lifting tasks : Influence of lifting height, weight and phase. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 355–362. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.11.004
- Blache, Y., Desmoulins, L., Allard, P., Plamondon, A. et Begon, M. (2015). Effects of height and load weight on shoulder muscle work during overhead lifting task. *Ergonomics*, 58(5), 748–761. doi: 10.1080/00140139.2014.980336
- Bodin, J., Garlandézec, R., Costet, N., Descatha, A., Fouquet, N., Caroly, S. et Roquelaure, Y. (2017). Forms of work organization and associations with shoulder disorders : Results from a French working population. *Applied Ergonomics*, 59(Part A), 1–10. doi: 10.1016/j.apergo.2016.07.019
- Boettcher, C. E., Ginn, K. A. et Cathers, I. (2008). Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG. *Journal of Orthopedic Research*, 26(12), 1591-1597. doi: 10.1002/jor.20675
- Borsa, P. A. et Sauers, E. L. (2000). The importance of gender on myokinetic deficits before and after microinjury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(5), 891-896.
- Borsa, P. A., Sauers, E. L. et Herling, D. E. (2000). Patterns of glenohumeral joint laxity and stiffness in healthy men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(10), 1685-1690.
- Breslin, F. C. et Smith, P. (2005). Age-related differences in work injuries : A multivariate, population-based study. *American Journal of Industrial Medicine*, 48(1), 50-56. doi: 10.1002/ajim.20185

- Browne, A. O., Hoffmeyer, P., Tanaka, S., An, K. N. et Morrey, B. F. (1990). Glenohumeral elevation studied in three dimensions. *The Bone and Joint Journal*, 72-B(5), 843-845.
- Buckle, P. W. et Devereux, J. J. (2002). The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Applied Ergonomics*, 33(3), 207-217.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., Neal, R. J. et Kippers, V. (1995). Self-selected manual lifting technique: Functional consequences of the interjoint coordination. *Human Factors*, 37(2), 395-411. doi: 10.1518/001872095779064537
- Cassou, B., Derriennic, F., Monfort, C., Norton, J. et Touranchet, A. (2002). Chronic neck and shoulder pain, age, and working conditions: Longitudinal results from a large random sample in France. *Occupational and Environmental Medicine*, 59(8), 537-544.
- Chen, Y.-L. et Chiou, W.-K. (2015). Comparison of static lifting capacity between experienced and novice Taiwanese female workers. *Work*, 52(3), 549-558.
- Chen, Y.-L. (2014). Effects of work experience and exertion height on static lifting strengths and lift strategies of experienced and novice female participants. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44(5), 607-614. doi: 10.1016/j.ergon.2014.06.004
- Christensen, J. R., Bredahl, T. V., Hadrevi, J., Sjogaard, G. et Sogaard, K. (2016). Background, design and conceptual model of the cluster randomized multiple-component workplace study: Framed intervention to decrease occupational muscle pain: "FRIDOM". *BMC Public Health*, 16(1), 1116. doi: 10.1186/s12889-016-3758-6
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2<sup>e</sup> éd.). Abigdon, Angleterre: Routledge.
- Cote, J. N. (2012). 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. doi: 10.1080/00140139.2011.586061
- Dahlberg, R., Karlqvist, L., Bildt, C. et Nykvist, K. (2004). Do work technique and musculoskeletal symptoms differ between men and women performing the same type of work tasks? *Applied Ergonomics*, 35(6), 521-529. doi: 10.1016/j.apergo.2004.06.008
- Dal Maso, F., Marion, P. et Begon, M. (2016). Optimal combinations of isometric normalization tests for the production of maximum voluntary activation of the shoulder muscles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. doi: 10.1016/j.apmr.2015.12.024
- Dal Maso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A. et Begon, M. (2014). Coupling between 3D displacements and rotations at the glenohumeral joint during dynamic tasks in healthy participants. *Clinical Biomechanics*, 29(9), 1048-1055. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.08.006
- de Looze, M. P., Bosch, T., Krause, F., Stadler, K. S. et O'Sullivan, L. W. (2016). Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics*, 59(5), 671-681. doi: 10.1080/00140139.2015.1081988
- Desmoulins, L., Michaud, B., Allard, P., Plamondon, A. et Begon, M. (2014). *Cinématique et modélisation biomécanique de l'épaule lors de tâches de manutention* (Rapport n° R-828). Montréal, QC: IRSST.
- Desmoulins, L. (2017). *Modélisation et analyses cinématiques de l'épaule lors de levers de charges en hauteur*. (Thèse de doctorat, Université de Montréal, Montréal, QC). Tiré de [https://papyrus.bib.umontreal.ca/xmlui/bitstream/handle/1866/18528/Desmoulins\\_Landry\\_2016\\_these.pdf?sequence=2&isAllowed=y](https://papyrus.bib.umontreal.ca/xmlui/bitstream/handle/1866/18528/Desmoulins_Landry_2016_these.pdf?sequence=2&isAllowed=y)
- Dickerson, C. R., Chaffin, D. B. et Hughes, R. E. (2007). A mathematical musculoskeletal shoulder model for proactive ergonomic analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 10(6), 389-400. doi: 10.1080/10255840701592727

- Douma, R. K., Soer, R., Krijnen, W. P., Reneman, M. et van der Schans, C. P. (2014). Reference values for isometric muscle force among workers for the Netherlands: A comparison of reference values. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 6(1), 10. doi: 10.1186/2052-1847-6-10
- Duguay, P., Boucher, A., Busque, M. A., Prud'homme, P. et Vergara, D. (2012). *Lésions professionnelles indemnisées au Québec en 2005-2007 : Profil statistique par industrie : catégorie professionnelle* (Rapport n° R-749). Montréal, QC: IRSST.  
Tiré de <https://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/R-749.pdf?v=2020-04-08>
- Durand, M.-J., Vachon, B., Hong, Q. N. et Loisel, P. (2005). The cross-cultural adaptation of the DASH questionnaire in Canadian French. *Journal of Hand Therapy*, 18(1), 34–39. doi: 10.1197/j.jht.2004.10.010
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N. et Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15), 2798–2809. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.10.002
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N. et Heller, M. O. (2007). A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of Biomechanics*, 40(10), 2150–2157. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.10.026
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W. et van den Bogert, A. J. (2007). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*, 22(2), 131-154.
- Faber, A., Hansen, K. et Christensen, H. (2006). Muscle strength and aerobic capacity in a representative sample of employees with and without repetitive monotonous work. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 79(1), 33–41. doi: 10.1007/s00420-005-0025-z
- Fallentin, N., Juul-Kristensen, B., Mikkelsen, S., Andersen, J. H., Bonde, J. P., Frost, P. et Endahl, L. (2001). Physical exposure assessment in monotonous repetitive work: The PRIM study. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 27(1), 21-29.
- Fohanno, V., Begon, M., Lacouture, P. et Colloud, F. (2014). Estimating joint kinematics of a whole body chain model with closed-loop constraints. *Multibody System Dynamics*, 31(4), 433-449. doi: 10.1007/s11044-013-9366-7
- Gagnon, D., Plamondon, A. et Larivière, C. (2016). A biomechanical comparison between expert and novice manual materials handlers using a multi-joint EMG-assisted optimization musculoskeletal model of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 49(13), 2938-2945.
- Gagnon, M. (1997). Box tilt and knee motions in manual lifting : Two differential factors in expert and novice workers. *Clinical Biomechanics*, 12(7-8), 419-428.
- Gagnon, M. (2003). The efficacy of training for three manual handling strategies based on the observation of expert and novice workers. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 601-611.
- Gagnon, M. (2005). Ergonomic identification and biomechanical evaluation of workers' strategies and their validation in a training situation : Summary of research. *Clinical Biomechanics*, 20(6), 569-580.
- Garg, A. et Kapellusch, J. M. (2009). Applications of biomechanics for prevention of work-related musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, 52(1), 36-59. doi: 10.1080/00140130802480794
- Gottlieb, G. L. (2000). Minimizing stress is not enough. *Motor Control*, 4(1), 64-67. doi: 10.1123/mcj.4.1.64
- Graichen, H., Bonél, H., Stammberger, T., Englmeier, K. H., Reiser, M. et Eckstein, F. (2001). Sex-specific differences of subacromial space width during abduction, with and without

- muscular activity, and correlation with anthropometric variables. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10(2), 129-135. doi: 10.1067/mse.2001.112056
- Grieve, J. R. et Dickerson, C. R. (2008). Overhead work : Identification of evidence-based exposure guidelines. *Occupational Ergonomics*, 8(1), 53-66.
- Hagberg, M. (1981). Work load and fatigue in repetitive arm elevations. *Ergonomics*, 24(7), 543-555. doi: 10.1080/00140138108924875
- Häkkänen, M., Viikari-Juntura, E. et Martikainen, R. (2001). Job experience, work load, and risk of musculoskeletal disorders. *Occupational and Environmental Medicine*, 58(2), 129-135.
- Harbo, T., Brincks, J. et Andersen, H. (2012). Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. *European Journal of Applied Physiology*, 112(1), 267-275. doi: 10.1007/s00421-011-1975-3
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. et Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Hicks, J. L., Uchida, T. K., Seth, A., Rajagopal, A. et Delp, S. L. (2015). Is my model good enough?: Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(2), 020905-020905-020924. doi: 10.1115/1.4029304
- Hill, K. L. (2014). *Occupational injury, employment experiences and inner city emerging adults*. (Thèse de doctorat, University of California, San Francisco, CA). Tiré de <https://escholarship.org/content/qt3cm308nt/qt3cm308nt.pdf>
- Holmström, E. B., Lindell, J. et Moritz, U. (1992). Low back and neck/shoulder pain in construction workers : Occupational workload and psychosocial risk factors: Part 1: Relationship to low back pain. *Spine*, 17(6), 663-671.
- Holzbour, K. R., Murray, W. M. et Delp, S. L. (2005). A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(6), 829-840.
- Hudak, P. L., Amadio, P. C. et Bombardier, C. (1996). Development of an upper extremity outcome measure : The DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand)[corrected]: The upper extremity collaborative group (UECG). *American Journal of Industrial Medicine*, 29(6), 602-608.
- ISO. (2003). *ISO 11228-1: Ergonomics:Part 1 : Lifting and carrying*. Norme ISO 11228-1:2003. Genève, Suisse: ISO. Tiré de <http://www.iso.org/cms/render/live/en/sites/isoorg/contents/data/standard/02/65/26520.html>
- Jackson, M., Michaud, B., Tétreault, P. et Begon, M. (2012). Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *Journal of Biomechanics*, 45(12), 2180-2183. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.05.042
- Kenny, G. P., Yardley, J. E., Martineau, L. et Jay, O. (2008). Physical work capacity in older adults : Implications for the aging worker. *American Journal of Industrial Medicine*, 51(8), 610-625. doi: 10.1002/ajim.20600
- Kilbom, A. et Persson, J. (1987). Work technique and its consequences for musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, 30(2), 273-279. doi: 10.1080/00140138708969706
- Kim, J.-Y., Chung, M.-K. et Park, J.-S. (2003). Measurement of physical work capacity during arm and shoulder lifting at various shoulder flexion and ad/abduction angles. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 13(2), 153-163.

- Kim, S. et Nussbaum, M. A. (2013). Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks. *Ergonomics*, 56(2), 314–326. doi: 10.1080/00140139.2012.742932
- Kopec, J. A., Esdaile, J. M., Abrahamowicz, M., Abenhaim, L., Wood-Dauphinee, S., Lamping, D. L. et Williams, J. I. (1995). The Quebec back pain disability scale: Measurement properties. *Spine*, 20(3), 341–352.
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science : A practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology*, 4, 863. doi: 10.3389/fpsyg.2013.00863
- Lavender, S. A., Nagavarapu, S. et Allread, W. G. (2017). An electromyographic and kinematic comparison between an extendable conveyor system and an articulating belt conveyor used for truck loading and unloading tasks. *Applied Ergonomics*, 58, 398-404. doi: 10.1016/j.apergo.2016.07.016
- Lee, J., Nussbaum, M. A. et Kyung, G. (2014a). Effects of work experience on fatigue-induced biomechanical changes during repetitive asymmetric lifts/lowers. *Ergonomics*, 57(12), 1875-1885.
- Lee, J., Nussbaum, M. A. et Kyung, G. (2014b). Effects of work experience on work methods during dynamic pushing and pulling. *Ergonomics*, 44(5), 647-653.
- Lindbeck, L. et Kjellberg, K. (2001). Gender differences in lifting technique. *Ergonomics*, 44(2), 202–214. doi: 10.1080/00140130120142
- Lu, M. L., Putz-Anderson, V., Garg, A. et Davis, K. G. (2016). Evaluation of the impact of the revised National Institute for Occupational Safety and Health lifting equation. *Human Factors*, 58(5), 667-682. doi: 10.1177/0018720815623894
- Ludewig, P. M. et Reynolds, J. F. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(2), 90-104. doi: 10.2519/jospt.2009.2808
- Luime, J. (2004). *Shoulder complaints: The occurrence, course and diagnosis*. Tiré de <https://repub.eur.nl/pub/39704/>
- Marras, W. S., Parakkat, J., Chany, A. M., Yang, G., Burr, D. et Lavender, S. A. (2006). Spine loading as a function of lift frequency, exposure duration, and work experience. *Clinical Biomechanics*, 21(4), 345-352. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.10.004
- Martinez, R., Bouffard, J., Michaud, B., Plamondon, A., Côté, J. N. et Begon, M. (2019). Sex differences in upper limb 3D joint contributions during a lifting task. *Ergonomics*, 62(5), 682-693. doi: 10.1080/00140139.2019.1571245
- Martinez-Valdes, E., Negro, F., Falla, D., De Nunzio, A. M. et Farina, D. (2018). Surface electromyographic amplitude does not identify differences in neural drive to synergistic muscles. *Journal of Applied Physiology*, 124(4), 1071-1079. doi: 10.1152/jappphysiol.01115.2017
- McClure, P. W., Michener, L. A. et Karduna, A. R. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Physical Therapy*, 86(8), 1075-1090. doi: 10.1093/ptj/86.8.1075
- Messing, K. (2017). A feminist intervention that hurt women : Biological differences, ergonomics, and occupational health : Une intervention féministe qui a nui aux femmes : Differences biologiques, egalite, ergonomie et sante au travail. *New Solutions: A Journal of Environmental and Occupational Health Policy*, 27(3), 304-318. doi: 10.1177/1048291117724800

- Michaud, B., Jackson, M., Arndt, A., Lundberg, A. et Begon, M. (2016). Determining in vivo sternoclavicular, acromioclavicular and glenohumeral joint centre locations from skin markers, CT-Scans and intracortical pins: A comparison study. *Medical Engineering & Physics*, 38(3), 290–296. doi: 10.1016/j.medengphy.2015.12.004
- Michel, C., Arcand, R., Crevier, H., Dovonou, N., Martin, R., Pelletier, P. et Phaneuf, R. (2010). *Portrait national des troubles musculosquelettiques (TMS) 1998-2007: TMS sous surveillance*. Tiré de <http://www.deslibris.ca/ID/226145>
- Milgrom, C., Schaffler, M., Gilbert, S. et van Holsbeeck, M. (1995). Rotator-cuff changes in asymptomatic adults: The effect of age, hand dominance and gender. *The Bone and Joint Surgery Journal*, 77-B(2), 296-298.
- Miranda, H., Viikari-Juntura, E., Martikainen, R., Takala, E. et Riihimäki, H. (2001). A prospective study of work related factors and physical exercise as predictors of shoulder pain. *Occupational and Environmental Medicine*, 58(8), 528-534. doi: 10.1136/oem.58.8.528
- Morrow, M. M., Rankin, J. W., Neptune, R. R. et Kaufman, K. R. (2014). A comparison of static and dynamic optimization muscle force predictions during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics*, 47(14), 3459-3465. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.09.013
- Nielsen, P. K., Andersen, L. et Jorgensen, K. (1998). 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., Aghazadeh, F., Bogolu, S. C. R. et Rajulu, S. L. (2009). Understanding the effect of speed of exertion on isokinetic strength using a multi-axial dynamometer. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics: JOSE*, 15(3), 255-263. doi: 10.1080/10803548.2009.11076806
- Nimbarte, A. D., Aghazadeh, F., Ikuma, L. H. et Harvey, C. M. (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., Ohlsson, K., Balogh, I., Hansson, G.-Å., Axmon, A., Persson, R. et Skerfving, S. (2008). Gender differences in workers with identical repetitive industrial tasks: Exposure and musculoskeletal disorders. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 81(8), 939-947. doi: 10.1007/s00420-007-0286-9
- Overton, M., Reynolds, E., Clark, N., Bhana, H., Mulligan, H., Elliott, K. et Minnoch, P. (2016). Physical activity levels and injury prevention knowledge and practice of a cohort of carpentry students. *New Zealand Journal of Physiotherapy*, 44(2), 84-90. doi: 10.15619/NZJP/44.2.03
- Palmerud, G., Forsman, M., Sporrang, H., Herberts, P. et Kadefors, R. (2000). Intramuscular pressure of the infra- and supraspinatus muscles in relation to hand load and arm posture. *European Journal of Applied Physiology*, 83(2-3), 223-230. doi: 10.1007/s004210000282
- Pataky, T. C., Vanrenterghem, J. et Robinson, M. A. (2015). 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. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.02.051
- Phadke, V., Camargo, P. R. et Ludewig, P. M. (2009). Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 13(1), 1-9.

- Pheasant, S. et Haslegrave, C. M. (2006). *Bodyspace : Anthropometry, ergonomics, and the design of work* (3<sup>e</sup> éd). Boca Raton, FL: CRC Press. doi: 10.1201/9781315375212
- Picco, B. R., Vidt, M. E. et Dickerson, C. R. (2018). Scapular kinematics by sex across elevation planes. *Journal of Applied Biomechanics*, 34(2), 141-150. doi: 10.1123/jab.2017-0082
- Pizzolato, C., Lloyd, D. G., Sartori, M., Ceseracciu, E., Besier, T. F., Fregly, B. J. et Reggiani, M. (2015). CEINMS : A toolbox to investigate the influence of different neural control solutions on the prediction of muscle excitation and joint moments during dynamic motor tasks. *Journal of Biomechanics*, 48(14), 3929-3936. doi: /10.1016/j.jbiomech.2015.09.021
- Plamondon, A., Delisle, A., Bellefeuille, S., Denis, D., Gagnon, D. et Larivière, C. (2014). Lifting strategies of expert and novice workers during a repetitive palletizing task. *Applied Ergonomics*, 45(3), 471-481. doi: 10.1016/j.apergo.2013.06.008
- Plamondon, A., Larivière, C., Denis, D., Mecheri, H. et Nastasia, I. (2017). Difference between male and female workers lifting the same relative load when palletizing boxes. *Applied Ergonomics*, 60, 93-102. doi: 10.1016/j.apergo.2016.10.014
- Potvin, J. R. (2008). Occupational spine biomechanics : A journey to the spinal frontier. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(6), 891–899. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.07.004
- Punnett, L., Fine, L. J., Keyserling, W. M., Herrin, G. D. et Chaffin, D. B. (2000). Shoulder disorders and postural stress in automobile assembly work. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 26(4), 283-291.
- Punnett, L. et Wegman, D. H. (2004). Work-related musculoskeletal disorders: The epidemiologic evidence and the debate. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14(1), 13-23. doi: 10.1016/j.jelekin.2003.09.015
- Putz-Anderson, V., Bernard, B. P., Burt, S., Cole, L. L., Fairfield-Estill, C., Fine, L. J. . . . Tanaka, S. (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*. Tiré de [https://pdfs.semanticscholar.org/94db/288f34f0eca93913b2d05e2eb6a88a49fd80.pdf?\\_ga=2.151857727.786592997.1586371555-718556338.1586371555](https://pdfs.semanticscholar.org/94db/288f34f0eca93913b2d05e2eb6a88a49fd80.pdf?_ga=2.151857727.786592997.1586371555-718556338.1586371555)
- Redl, C., Gfoehler, M. et Pandy, M. G. (2007). Sensitivity of muscle force estimates to variations in muscle-tendon properties. *Human Movement Science*, 26(2), 306-319. doi: 10.1016/j.humov.2007.01.008
- Robert-Lachaine, X. (2014). *Analyse cinématique 3D de la coordination des articulations de l'épaule par l'entremise du rythme scapulo-huméral*. (Thèse de doctorat, Université de Montréal, Montréal, QC). Tiré de [https://papyrus.bib.umontreal.ca/xmlui/bitstream/handle/1866/11436/Robert-Lachaine\\_Xavier\\_2014\\_these.pdf?sequence=4&isAllowed=y](https://papyrus.bib.umontreal.ca/xmlui/bitstream/handle/1866/11436/Robert-Lachaine_Xavier_2014_these.pdf?sequence=4&isAllowed=y)
- Robert-Lachaine, X., Marion, P., Godbout, V., Bleau, J. et Begon, M. (2015). Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation : 3D joint contribution method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(3), 249–258. doi: 10.1080/10255842.2013.792810
- Rohr, L. E. (2006). Gender-specific movement strategies using a computer-pointing task. *Journal of Motor Behavior*, 38(6), 431-137. doi: 10.3200/JMBR.38.6.431-137
- Roldán-Jiménez, C. et Cuesta-Vargas, A. I. (2016). Age-related changes analyzing shoulder kinematics by means of inertial sensors. *Clinical Biomechanics*, 37, 70-76. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.06.004

- Roquelaure, Y., Ha, C., Rouillon, C., Fouquet, N., Leclerc, A., Descatha, A., . . . Members of Occupational Health Services of the Pays de la Loire Region. (2009). Risk factors for upper-extremity musculoskeletal disorders in the working population. *Arthritis and Rheumatism*, 61(10), 1425-1434. doi: 10.1002/art.24740
- Sarquis, L. M., Coggon, D., Ntani, G., Walker-Bone, K., Palmer, K. T., Felli, V. E., . . . Salazar Vega, E. J. (2016). Classification of neck/shoulder pain in epidemiological research : A comparison of personal and occupational characteristics, disability, and prognosis among 12,195 workers from 18 countries. *Pain*, 157(5), 1028-1036. doi: 10.1097/j.pain.0000000000000477
- Scovil, C. Y. et Ronsky, J. L. (2006). Sensitivity of a hill-based muscle model to perturbations in model parameters. *Journal of Biomechanics*, 39(11), 2055-2063. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.06.005
- Sharkey, N. A. et Marder, R. A. (1995). The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *American Journal of Sports Medicine*, 23(3), 270-275.
- Sheppard, P. S., Stevenson, J. M. et Graham, R. B. (2016). Sex-based differences in lifting technique under increasing load conditions : A principal component analysis. *Applied Ergonomics*, 54, 186-195. doi: 10.1016/j.apergo.2015.12.002
- Shojaei, I., Vazirian, M., Croft, E., Nussbaum, M. A. et Bazrgari, B. (2016). Age related differences in mechanical demands imposed on the lower back by manual material handling tasks. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 896-903. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.10.037
- Silverstein, B., Viikari-Juntura, E. et Kalat, J. (2002). 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.
- Snook, S. H. et Ciriello, V. M. (1991). The design of manual handling tasks : Revised tables of maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics*, 34(9), 1197-1213. doi: 10.1080/00140139108964855
- Sommerich, C. M. et Hughes, R. E. (2006). Aetiology of work-related disorders of the rotator cuff tendons : Research and theory. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 7(1), 19-38. doi: 10.1080/14639220512331335133
- Statistics. (2015). *Nonfatal occupational injuries and illnesses requiring days away from work, 2015*. Tiré de <https://www.bls.gov/news.release/pdf/osh2.pdf>
- Steele, K. M., DeMers, M. S., Schwartz, M. S. et Delp, S. L. (2012). Compressive tibiofemoral force during crouch gait. *Gait & Posture*, 35(4), 556-560. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.11.023
- Stock, S. et Lazreg, F. (2014). *Conditions de travail contribuant aux troubles musculo-squelettiques : Faits saillants de l'enquête québécoise sur des conditions de travail, d'emploi et de santé et de sécurité du travail*. Tiré de. [https://www.inspq.qc.ca/sites/default/files/publications/1813\\_conditions\\_tms\\_faits\\_saillants.pdf](https://www.inspq.qc.ca/sites/default/files/publications/1813_conditions_tms_faits_saillants.pdf)
- Thomas, S., Reading, J. et Shephard, R. J. (1992). Revision of the physical activity readiness questionnaire (PAR-Q). *Canadian Journal Of Sport Sciences*, 17(4), 338-345.
- Treaster, D. E. et Burr, D. (2004). Gender differences in prevalence of upper extremity musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, 47(5), 495-526. doi: 10.1080/00140130310001638171

- Urwin, M., Symmons, D., Allison, T., Brammah, T., Busby, H., Roxby, M., . . . Williams, G. (1998). 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 Arkel, R. J., Modenese, L., Phillips, A. et Jeffers, J. R. (2013). Hip abduction can prevent posterior edge loading of hip replacements. *Journal of Orthopaedic Research*, 31(8), 1172-1179.
- van der Molen, H. F., Foresti, C., Daams, J. G., Frings-Dresen, M. H. W. et Kuijer, P. P. F. M. (2017). Work-related risk factors for specific shoulder disorders: A systematic review and meta-analysis. *Occupational and Environmental Medicine*, 74(10), 745-755. doi: 10.1136/oemed-2017-104339
- van der Windt, D. A., Thomas, E., Pope, D. P., de Winter, A. F., Macfarlane, G. J., Bouter, L. M. et Silman, A. J. (2000). Occupational risk factors for shoulder pain: A systematic review. *Occupational and Environmental Medicine*, 57(7), 433-442.
- van Rijn, R. M., Huisstede, B. M., Koes, B. W. et Burdorf, A. (2010). 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., Kavanagh, R., Hazleman, B. L. et King, R. H. (1995). Shoulder pain in a community-based rheumatology clinic. *Rheumatology*, 34(5), 440-442. doi: 10.1093/rheumatology/34.5.440
- Veeger, H. E. et van der Helm, F. C. (2007). Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*, 40(10), 2119-2129. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.10.016
- Waters, T. R., Putz-Anderson, V., Garg, A. et Fine, L. J. (1993). Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*, 36(7), 749-776. doi: 10.1080/00140139308967940
- Westerhoff, P., Graichen, F., Bender, A., Halder, A., Beier, A., Rohlmann, A. et Bergmann, G. (2009). In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, 42(12), 1840-1849. doi: 0.1016/j.jbiomech.2009.05.035
- Wu, G., van der Helm, F. C. T., (DirkJan) Veeger, H. E. J., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., . . . Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion: Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981-992. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042
- Wu, W., Lee, P. V. S., Bryant, A. L., Galea, M. et Ackland, D. C. (2016). Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function. *Journal of Biomechanics*, 49(15), 3626-3634. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.09.025
- Yamamoto, A., Takagishi, K., Osawa, T., Yanagawa, T., Nakajima, D., Shitara, H. et Kobayashi, T. (2010). Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 19(1), 116-120. doi: 10.1016/j.jse.2009.04.006
- Yanagawa, T., Goodwin, C., Shelburne, K., Giphart, J., Torry, M. et G Pandy, M. (2008). Contributions of the individual muscles of the shoulder to glenohumeral joint stability during abduction. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130(2), 021024. doi: 10.1115/1.2903422
- Yao, J., Acosta, A. M. et Dewald, J. (2004). *Muscle focus: A new biomechanical-based index on the selectivity of EMG activity and its application in quantifying the muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder.*

Communication présentée à 26<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, CA (p. 4677-4679).. doi: 10.1109/IEMBS.2004.1404295

- Yao, J., Acosta, A. M. et Dewald, J. P. (2006). A biomechanics-based method for the quantification of muscle selectivity in a musculoskeletal system. *Journal of Biomechanics*, 39(8), 1527-1530. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.04.016
- Yehoyakim, M., Bellefeuille, S., Côté, J. N. et Plamondon, A. (2016). Relationship between leg and back strength with inter-joint coordination of females during lifting. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 56, 32–40. doi: 10.1016/j.ergon.2016.08.013
- Yoon, J., Shiekhzadeh, A. et Nordin, M. (2012). The effect of load weight vs. pace on muscle recruitment during lifting. *Applied Ergonomics*, 43(6), 1044-1050. doi: 10.1016/j.apergo.2012.03.004

## ANNEXE A : Positions des électrodes EMG et tests MVC pour chaque muscle étudié

**Tableau 12. Positions des électrodes EMG et tests MVC pour chaque muscle étudié**

Muscle	Tests de contractions maximales volontaires	Position des électrodes
<b>Trapèze supérieur (TS)</b>	Cou incliné vers un côté et en rotation du côté opposé, l'extension du cou est résistée	Point milieu entre l'acromion et l'épine de C7
<b>Trapèze moyen (TM)</b>	Abduction résistée du bras alors que le bras est élevé à 90 ° avec le participant couché sur le ventre	Point moyen entre le bord médial de la scapula et l'épine de T3
<b>Trapèze inférieur (TI)</b>	Bras tenu au-dessus de la tête alors que le participant est couché sur le ventre, la flexion du bras est résistée	Le tiers inférieur d'une droite formée entre l'angle médial de la scapula et T8
<b>Deltoïde antérieur (DA)</b>	Flexion du bras résistée à 90 ° d'élévation	Antérieur à l'acromion, à une distance équivalente à la largeur d'un doigt
<b>Deltoïde latéral (DM)</b>	Abduction du bras résistée à 90 ° d'élévation	La partie la plus bombée entre l'acromion et l'épicondyle latéral de l'humérus
<b>Deltoïde postérieur (DP)</b>	Extension résistée du bras alors que le participant est couché sur le ventre avec l'épaule à 90 ° d'abduction	Postérieur à l'acromion, à une distance équivalente à la largeur de deux doigts
<b>Biceps (chef long) (BL)</b>	Flexion résistée du coude lorsque ce dernier est fléchi à 90 °, main en supination	Tiers inférieur d'une ligne parcourant la partie médiale de l'acromion et la fosse cubitale
<b>Triceps (chef long) (TL)</b>	Extension résistée du coude alors que ce dernier est fléchi à 90 °	Mi-chemin entre la crête postérieure d'une droite reliant l'acromion et l'olécrane, à deux largeurs de doigt médial à cette ligne
<b>Grand dorsal (GD)</b>	Adduction résistée du bras alors que le coude est fléchi et le bras est à 90 ° d'abduction	Pli axillaire postérieur directement latéral à l'angle inférieur de la scapula
<b>Grand pectoral (chef sternal) (GP)</b>	Adduction horizontale du bras résistée lorsque le participant est couché sur le dos	3.5 cm médial à la ligne axillaire antérieure

Les positions utilisées pour enregistrer les MVC sont essentiellement tirées de l'article de Boettcher et al, (2008) qui fait référence à de nombreuses études pour chaque muscle. Les mesures EMG enregistrées lors de ces contractions sont triées par ordre décroissant afin de déterminer le maximum pour chaque muscle sur l'ensemble de ces essais. Le nombre de positions important utilisé dans cette étude nous garantit de solliciter l'ensemble des muscles de l'épaule ce qui permet une normalisation adéquate (Dal Maso *et al.*, 2016). Il est important de considérer que chaque test ne sollicite pas le MVC pour chaque participant et c'est pour cela qu'un ensemble de tests (en extrayant le MVC sur l'ensemble des tests) est préférable.



## ANNEXE B : Modifications du modèle de Wu

### Modifications des objets de contournement

**Objectifs :** réduire les changements brusques de trajectoires, alléger le modèle, et dupliquer les objets afin de ne pas utiliser un seul objet pour plusieurs muscles.

Les dimensions des objets ont été modifiées au besoin, tout en maintenant la longueur du muscle. Les quadrants actifs des objets de contournement ont été identifiés pour réduire les points singuliers. Les objets de type ellipsoïdal ont été réduits à un minimum, et remplacés par des objets cylindriques. Ce changement devrait réduire le temps de calcul, sans influencer les trajectoires, vu que l'algorithme de génération de la trajectoire musculaire remplace localement l'ellipsoïde par un cylindre.

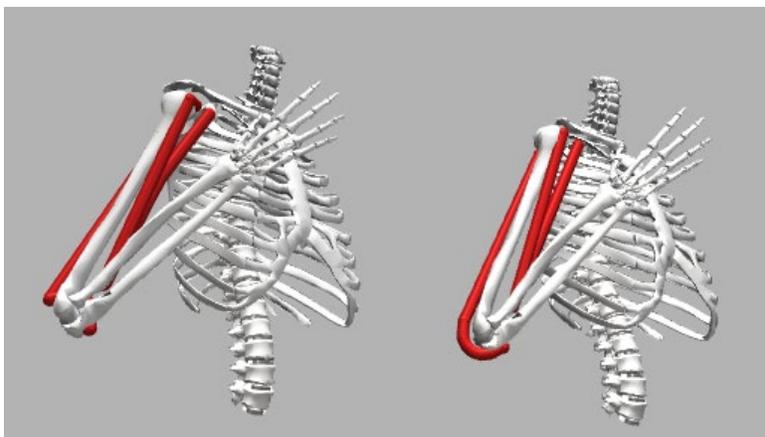


Figure 37. Évolution de la trajectoire du muscle : modèle original à droite, modèle modifié à gauche.

### Modification des longueurs musculaires

**Objectif :** maintenir les longueurs musculaires normalisées dans une marge physiologique [0.5-1.5].

Une analyse des longueurs musculaires sur des essais de grandes amplitudes pour tous les participants a permis d'identifier les muscles dont les longueurs étaient faibles (génération d'efforts minimales) ou larges (grandes forces passives). Les longueurs normalisées de ces lignes d'actions ont été modifiées en changeant les longueurs de fibres optimales et/ou en changeant les dimensions des objets de contournement. Les modifications ont été faites, tout en respectant les valeurs initiales des bras de levier de chaque muscle par rapport à chaque degré de liberté. Les muscles modifiés sont le muscle dentelé antérieur, le rhomboïde et le petit pectoral.

### Sommaire des modifications pour le modèle gaucher

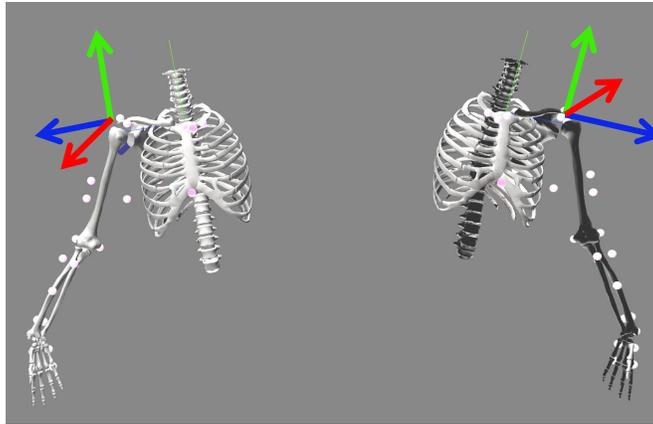
- Rotation de  $-\pi$  autour de l'axe y de « ground\_offset » (axe dans la direction de gravité)
- Mise à part le thorax (aucun changement), les axes de translation et de rotation ont été modifiés ainsi :

$$\begin{pmatrix} t_{11} & t_{12} & t_{13} \\ t_{21} & t_{22} & t_{23} \\ t_{31} & t_{32} & t_{33} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

- Les coordonnées pour tous les marqueurs, point d'insertion et d'attache des muscles, centre d'inertie, et objet de contournement ont été modifiés ainsi :

$$(t_1 \ t_2 \ t_3) \cdot \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, (r_1 \ r_2 \ r_3) \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{pmatrix}$$

- Toutes les bornes des coordonnées ont été inversées et opposées, *p ex.* :  $[a,b] \rightarrow [-b,-a]$
- Effet global : les signes et directions de **toutes les rotations sont inversés dans le sens anatomique sauf la partie thorax** (aucun changement). Les **translations** selon la direction **x** sont **inversées** (ant = + pour D, post = + pour G), et les translations selon y et z restent les mêmes (sup = +, lat = +).



**Figure 38.** La flexion du coude est positive dans le modèle droit, et négative dans le modèle gauche. L'angle de rotation pour une même position est similaire entre les deux modèles, mais avec signe opposé.