





**Contribution des articulations du membre supérieur de travailleurs experts et novices  
lors d'une tâche de manutention**

**Par Élodie Monga-Dubreuil**

École de kinésiologie et des sciences de l'activité physique  
Faculté de médecine

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

Septembre 2019

© Élodie Monga-Dubreuil, 2019



# RÉSUMÉ

Les troubles musculo-squelettiques de l'épaule sont notamment le résultat de pratiques restrictives impliquant des postures inappropriées, des efforts musculaires élevés (au-dessus de la tête) et des mouvements répétitifs. Les manutentionnaires comptent parmi les travailleurs les plus à risque. Les experts semblent utiliser des techniques plus avantageuses que les novices pour réduire leur exposition aux facteurs de risque. L'objectif de cette étude est de déterminer la contribution articulaire du membre supérieur pour caractériser les postures et les stratégies optimales à adopter dans le milieu de travail.

Trente-deux travailleurs (16 experts et 16 novices) ont participé à une tâche expérimentale de manutention impliquant 24 levées de charge en hauteur selon 4 conditions (2 poids x 2 hauteurs). Les techniques de travail ont été quantifiées en fonction de la contribution tridimensionnelle de chaque articulation à la hauteur de la caisse. Pour localiser les centres articulaires et les axes de rotation et personnaliser le modèle cinématique, une série d'essais statiques et de mouvements a été réalisée. Un pourcentage de la hauteur atteinte a été attribué à chaque articulation.

Des différences significatives entre les experts et les novices sont systématiquement apparues, quelles que soient les conditions expérimentales ou l'articulation observée. Les principales différences se sont produites au début de la tâche alors que les experts et les novices ont approché la boîte. Les articulations ont présenté un total de six intervalles avec des différences significatives entre les deux groupes. L'intervalle de 0 % à 19 % de la hauteur présente une différence au niveau du tronc ( $p= 0,017$ ), de 0 % à 37 %, une différence s'est produite à SCAC ( $p= 0$ ), de 32 % à 43 % au poignet et aux coudes ( $p = 0,009$ ) et enfin de 0 % à 26 % des différences se sont produites aux membres inférieurs ( $p<0,001$ ).

D'une part, la technique des experts limite l'utilisation de l'épaule en rapprochant la boîte proche du corps ainsi qu'en privilégiant la contribution des articulations distales du bras. D'autre part, les novices semblent compter davantage sur l'amplitude de l'épaule pour effectuer la tâche.

Mots clés : Expertise, cinématique, membre supérieur, manutention, contributions articulaires, technique de travail



# ABSTRACT

Musculoskeletal disorders of the shoulder are the result of restrictive practices involving inappropriate postures, high muscular effort (above the head) and repetitive movements. Stevedores are among the most at risk workers. Experts seem to use more advantageous techniques than novices to reduce their exposure to risk factors. The objective of this study is to determine the joint contribution of the upper limb to characterize the optimal postures and strategies to adopt in the workplace.

Thirty-two workers (16 experts and 16 novices) participated in an experimental handling task involving 24 load lifts at height under 4 conditions (2 weights x 2 heights). The work techniques were quantified according to the three-dimensional contribution of each joint to the height of the body. To locate the joint centres and axes of rotation and customize the kinematic model, a series of static tests and movements were performed. A percentage of the height achieved has been assigned to each joint.

Significant differences between experts and novices systematically appeared, regardless of the experimental conditions or the articulation observed. The main differences occurred at the beginning of the task as the experts and novices approached the box. The articulation contributions presented a total of six intervals with significant differences between the two groups. The range of 0% to 19% of height has a difference at the trunk ( $p= 0.017$ ), 0% to 37%, a difference occurred at SCAC ( $p= 0$ ), 32% to 43% at wrist and elbow ( $p= 0.009$ ) and 0% to 26% of the differences occurred at the lower limbs ( $p<0.001$ ).

On the one hand, the expert technique limits the use of the shoulder by bringing the box closer to the body and by prioritizing the contribution of the distal joints of the arm. On the other hand, novices seem to rely more on the amplitude of the shoulder to perform the task.

Keywords: Expertise, kinematics, upper limb, manual material handling, joint contributions, work technique



# TABLE DES MATIÈRES

<b>RÉSUMÉ</b> .....	<b>IV</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>VI</b>
<b>TABLE DES MATIÈRES</b> .....	<b>VIII</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX</b> .....	<b>X</b>
<b>LISTE DES FIGURES</b> .....	<b>XI</b>
<b>LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS</b> .....	<b>XIII</b>
<b>REMERCIEMENTS</b> .....	<b>XIV</b>
<b>Introduction</b> .....	<b>16</b>
1.1 Prévalence et impact des blessures en milieu de travail.....	16
1.2 Les troubles musculosquelettiques.....	17
1.3 Les facteurs de risque en manutention .....	18
1.4 Analyse de la manutention par la biomécanique.....	19
<b>Revue de littérature</b> .....	<b>20</b>
2.1 Mécanismes articulaires de l'épaule.....	20
2.1.1 <i>Anatomie descriptive et fonctionnelle</i> .....	21
2.1.2 Effet des paramètres de la tâche de manutention .....	28
2.1.2.1 <i>Effet de la hauteur</i> .....	29
2.1.2.2 <i>Effet de la charge</i> .....	31
2.1.2.3 <i>Effet de l'expertise</i> .....	31
2.2 Analyse biomécanique de l'épaule en manutention.....	33
2.2.1 <i>Contributions des articulations</i> .....	35
2.2.1.1 <i>Modèles cinématiques</i> .....	35
2.2.1.2 <i>Contribution des articulations au mouvement</i> .....	38
2.2.1.3 <i>Système de capture du mouvement</i> .....	39
2.3 Objectifs spécifiques .....	41
<b>Expertise differences in upper limb 3D joint contributions during a lifting task</b> .....	<b>42</b>
<b>Introduction</b> .....	<b>43</b>
<b>Methods</b> .....	<b>45</b>
3.1 Participants.....	45
3.2 Experimental procedures .....	45

3.3 Data collection .....	48
3.4 Data processing .....	48
3.5 Statistics.....	52
<b>Results .....</b>	<b>53</b>
4.1 Motion description .....	53
4.2 Statistical differences between experts and novices .....	59
<b>DISCUSSION .....</b>	<b>61</b>
5.2 Lifting technique and comparison of the joint contributions across phases and tasks....	61
5.3 Effect of expertise and risk of injuries .....	64
5.4 Future directions and limitations.....	65
<b>CONCLUSION.....</b>	<b>66</b>
<b>Perspectives.....</b>	<b>67</b>
7.1 Recherche connexes en manutention .....	67
7.2 Analyses subséquentes .....	71
7.3 Implications ergonomiques.....	72
<b>Conclusion.....</b>	<b>73</b>
<b>Références .....</b>	<b>74</b>

# LISTE DES TABLEAUX

<b>Tableau 1.</b> Expertise groups characteristics. ....	45
<b>Tableau 2.</b> Joint contribution for each condition and all the conditions combined for the three phases of the movement .....	55
<b>Table 3.</b> Significant differences (all conditions combined) between experts and novices with their beginning and end point and individual p-values. ....	58
<b>Tableau 4.</b> Caractéristiques définissant le mouvement de manutention .....	70

# LISTE DES FIGURES

<b>Figure 1.</b> Anatomie osseuse de l'épaule (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission).....	22
<b>Figure 2.</b> Articulations principales de l'épaule (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission).....	23
<b>Figure 3.</b> Vue antérieure des muscles de l'épaule (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission).....	24
<b>Figure 4.</b> Vue postérieure des muscles de l'épaule (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission). ....	25
<b>Figure 5.</b> Vue antérieure des muscles de la coiffe des rotateurs (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission). ....	26
<b>Figure 6.</b> Vue postérieure des muscles de la coiffe des rotateurs (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission). ....	26
<b>Figure 7.</b> Les mouvements de la scapula (épaule droite). La rotation interne-externe (A) telle que vue de l'épaule ; l'image fantôme représentant une rotation interne accrue. La rotation vers le bas (B) vue de l'arrière de l'épaule ainsi que la rotation vers le haut représentée sur l'image fantôme. L'inclinaison antéro-postérieure (C) vue du côté de l'épaule ; l'image fantôme représentant l'inclinaison postérieure. Le plan d'élévation de l'articulation glénohumérale (D) vu du dessus d'une épaule ; les images fantômes représentant les positions antérieure et postérieure par rapport au plan de la scapula. L'angle d'élévation du l'humérus (E) vue du dos de l'épaule. Avec l'approbation Wolters Kluwer Health, Inc. Provenant de l'article suivant : Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J., & LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. <i>The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume.</i> , 91(2), 378. ....	27
<b>Figure 8.</b> Différentes hauteurs d'étagères en entrepôt. ....	30
<b>Figure 9.</b> Capture d'écran du logiciel de traitement des données cinématiques enregistrées avec le système VICON (NEXUS). ....	40
<b>Figure 10.</b> Modified market set of Jackson et al. (2012). ....	46
<b>Figure 11.</b> The three phases of a hips-eyes lifting movement: the pulling (1–20% of the trial duration), lifting (21–60%) and dropping phases (61–100%). ....	47

<b>Figure 12.</b> Representation of the instrumented box used during the experimental procedures. .....	48
<b>Figure 13.</b> Algorithm based on scapulohumeral rhythm by Robert-Lachaine et al. (2015). (Image created using OpenSim) .....	51
<b>Figure 14.</b> Joint contributions and significant differences between groups during the <b>standard height</b> and <b>8kg</b> condition. ....	56
<b>Figure 15.</b> Joint contributions and significant differences between groups during the <b>relative height</b> and <b>8kg</b> condition. ....	56
<b>Figure 16.</b> Joint contributions and significant differences between groups during the <b>standard height</b> and <b>12kg</b> condition. ....	57
<b>Figure 17.</b> Joint contributions and significant differences between groups during the <b>relative height</b> and <b>12kg</b> condition. ....	57
<b>Figure 18.</b> Joint contributions for experts and novices during the pulling (left), lifting (middle) and dropping (right) phases. ....	60

# LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

CNESST	Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail
DoF	<i>Degrees of freedom / Degrés de liberté</i>
EMG	Électromyographie
GH	Glénohuméral
ISB	<i>International Society of Biomechanics</i>
LL	<i>Lower limb</i>
MKO	<i>Multibody kinematic optimisation</i>
MSD	<i>Musculoskeletal disorders</i>
SC-AC	Sternoclaviculaire-Acromioclaviculaire
SPM	<i>Statistical parametric mapping</i>
STA	<i>Soft-tissue artefact</i>
S2M	(Laboratoire de) Simulation et Modélisation du Mouvement
TMS	Troubles musculosquelettiques

# REMERCIEMENTS

Je ne pense pas que les mots qui suivent rendront justice aux gens qui seront nommés et encore moins à ceux qui seront oubliés. Je commence donc avec un énorme MERCI à tout le monde qui a su être là de quelconque façon au cours des deux dernières années. Je suis extrêmement bien entourée et j'espère être autant présent pour vous que vous l'avez été pour moi.

Mickael et Fabien, la reconnaissance que je ressens est immense et elle reste infiniment plus petite que l'admiration que j'ai pour vous. Merci pour votre temps.

[s2mteam], vous m'avez donné le goût de venir à Laval. Peu de gens pourront dire qu'ils ont accompli cet exploit. J'ai adoré mon passage au labo et le labo c'est vous. Merci pour la compagnie.

Romain, sans toi, il n'y aurait pas de mémoire. Je suis contente d'avoir eu la chance de partager ce projet avec toi. Merci pour l'aide.

Ariane, tu as su croire en moi et m'offrir une écoute qui m'a permis de terminer. L'opportunité que tu m'as offert de présenter à Bishop restera avec moi toute ma vie. Merci pour l'amitié.

Carole et Brian, vous rendez mes parents heureux et meilleurs. Je ne sais pas ce qu'ils feraient sans vous. Merci pour le support.

Antoine, tu me rends heureuse et meilleure. Je ne sais pas ce que je ferais sans toi. Merci de m'endurer.

Maman, j'aspire à être tout ce que tu es. J'aurais souhaité pour une meilleure mère, il m'aurait renvoyé toi. Tu es parfaite. Merci pour l'inspiration.

Papa, je t'aime. Merci pour tout!



# INTRODUCTION

## 1.1 Prévalence et impact des blessures en milieu de travail

Une blessure ou une maladie est considérée comme étant liée au travail si un événement ou une exposition dans l'environnement de travail a causé une condition ou a de façon importante aggravé une blessure ou une maladie préexistante (U.S. Department of Labor, 2008). Malgré plusieurs années de politiques publiques en matière de santé et sécurité au travail, les accidents, maladies et blessures professionnels demeurent toujours un problème majeur de santé publique important (Estes, Jackson, Castillo et Report, 2010). En effet, les blessures survenant au travail sont la quatrième cause d'accidents aux États-Unis, et 49% des blessures proviennent principalement de l'exécution de mouvements demandant un effort intense et exténuant (Estes et al., 2010). Le même problème existe au Canada, où, en 2003, environ 630 000 de Canadiens se sont blessés au travail et plusieurs autres pays industrialisés émettent des constats semblables (Wilkins et Mackenzie, 2007).

Les conséquences des lésions professionnelles représentent des pertes considérables en matière de temps, de travail et de revenus ainsi que d'imposants frais médicaux, coûts d'indemnisation, problèmes de santé et de périodes d'invalidité de courtes comme de longues durées (Wilkins et Mackenzie, 2007). Ces facteurs prennent d'autant plus d'ampleur vu le temps entre l'identification de la lésion, la durée de l'indemnisation, le temps de réadaptation (s'il y a lieu) et la réinsertion en milieu de travail qui peuvent s'échelonner. La plupart du temps, ces facteurs se produisent sur plusieurs années et peuvent s'étendre au-delà de la période normale de recensement des blessures. Le cas échéant, les blessures les plus graves et donc les plus coûteuses ne sont donc pas adéquatement recensées (Lippel, 2009). La Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail (CNESST) constate que les coûts globaux associés aux lésions professionnelles chaque année (entre 2005 et 2007) sont estimés à 4,62 milliards de dollars. Un pan de la recherche en santé et sécurité au travail s'intéresse particulièrement à la prévention des troubles musculosquelettiques (TMS) et aux conséquences qu'ils engendrent.

Les TMS représentent la forme la plus courante d'incapacité au travail (Punnett et Wegman, 2004) avec 38% des lésions étant indemnisées (CNESST) ; représentant donc des coûts pour les employeurs et le gouvernement. De plus, en 2002, Statistique Canada rapportait que les TMS arrivaient au deuxième rang en matière de pathologies les plus coûteuses derrière les maladies cardiovasculaires (Beaulac, Population et Division, 2002). Parmi les principaux coûts engendrés, on retrouve les frais médicaux, la productivité perdue ainsi que les coûts humains, qui a eux trois totalise 99% de la totalité des coûts et ces montants sont essentiellement assumés par les employeurs (Lebeau, Duguay et Boucher, 2013). Ces troubles qui sont de nature invalidante et récidivante ont un impact économique non négligeable (Woolf et Pflieger, 2003). De plus, un grand nombre de Canadiens et Québécois sont atteints par un ou plusieurs de ses traumatismes et subissent d'importants délais d'attente chirurgicale. Il est important de comprendre les facteurs de risque de troubles musculosquelettique afin d'en diminuer l'incidence et d'éviter leurs impacts financiers et sanitaires, notamment au moyen de la biomécanique occupationnelle.

## 1.2 Les troubles musculosquelettiques

Les TMS regroupent toutes lésions professionnelles dont l'apparition provient de l'exercice inadéquat d'une tâche motrice. Ces atteintes affectent différentes structures de l'appareil locomoteur soit les muscles, les tendons, le squelette, les cartilages, les ligaments, les nerfs et le système vasculaire (Simoneau, St-Vincent et Chicoine, 2013). Les TMS peuvent se présenter sous différentes formes telles que des inflammations tendineuses (épicondylite, bursite, etc.), des troubles de compressions nerveuses (syndrome du canal carpien, sciatique, etc.) ainsi que sous forme de pathologies osseuses telles que l'arthrose. La myalgie et les syndromes de douleurs régionales sont aussi considérés comme étant des TMS. La gravité de la lésion peut varier d'aiguës et douloureuses à chroniques (Luttmann et al., 2004). Ils surviennent notamment à la suite de pratiques contraignantes impliquant des postures inappropriées, des efforts musculaires importants ainsi que des répétitions de mouvements. Tous ces facteurs mènent à des sensations de douleur ou de fatigue avec lesquelles les travailleurs doivent composer (Vézina et al., 2011). Au niveau du membre supérieur, l'épaule est reconnue comme étant un complexe articulaire dont les ligaments et les muscles profonds assurent la stabilité

articulaire en gardant en place la tête humérale à l'intérieur de la glène. L'exposition aux différents facteurs de risque a comme impact de venir rendre le complexe instable (Labriola, Lee, Debski et McMahon, 2005).

### 1.3 Les facteurs de risque en manutention

Au Québec, la prévalence des TMS aux membres supérieurs, suivent de près ceux du dos, l'atteinte la plus importante. Ils totalisent 13% des cas (Provencher, Blouin, Barbeau et Gélinas) et constituent l'atteinte la plus coûteuse en matière de jours de travail perdus (Duguay., 2012; Silverstein et al., 2008; Bureau of Labor Statistics, 2010). Selon des enquêtes de population, l'épaule représente une des régions les plus communément rapportées en ce qui concerne la douleur ressentie en affectant 18 à 26 % des adultes au moins une fois dans leur vie (Andersson, Ejlertsson, Leden et Rosenberg, 1993). Une atteinte aux muscles de la coiffe de rotateurs représente le TMS à l'épaule le plus fréquemment diagnostiqué (Silverstein, Viikari-Juntura et Kalat, 2002). Les tâches qualifiées d'*overhead* dans la littérature scientifique anglaise, dès que la hauteur des mains dépasse celle des épaules lors d'un effort musculaire important (Grieve et Dickerson, 2008), représentent un facteur de risque majeur d'atteinte à l'épaule (Bernard et Putz-Anderson, 1997; Holmström, Lindell et Moritz, 1992). Les professionnels exerçant des tâches d'assemblage, de manutention, d'aide à la personne (ex. infirmier) semblent être les travailleurs les plus à risque vu la nature de leur travail qui implique obligatoirement des efforts *overhead*. 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. Il a été montré qu'entre autres, les manutentionnaires n'utilisent pas toujours des méthodes de travail sécuritaires qui leur ont été enseignées. Les experts semblent utiliser des techniques plus avantageuses pour réduire leur exposition aux facteurs de risque que les novices (Authier, Lortie et Gagnon, 1996) ce qui signifie que les jeunes travailleurs sont constamment exposés à un risque accru de blessures (Hill, 2014) et sont donc plus sujets aux TMS du membre supérieur que leurs collègues experts (Breslin et Smith, 2005; Häkkinen, Viikari-Juntura, Martikainen et medicine, 2001). Déterminer les attributs principaux qui définissent des manutentionnaires experts permettra ainsi 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).

## 1.4 Analyse de la manutention par la biomécanique

Des lacunes dans la compréhension des facteurs de risque et caractéristiques environnementales et personnelles qui sont reliés aux accidents au travail empêchent les professionnels de la santé d'intervenir efficacement auprès des travailleurs (Hill, 2014). Cette déficience est en partie due à un manque d'études se penchant sur l'analyse du membre supérieur dans l'optique d'identifier les facteurs de risque de TMS lors de tâches dynamiques. Il persiste toujours une absence d'approche diagnostique standard et fiable ce qui demeure une entrave à la connaissance et à la compréhension de l'ampleur du problème des TMS à l'épaule (Kraatz, Lang, Kraus, Münster et Ochsmann, 2013). Diverses méthodes d'observations et de statistiques se sont penchées sur l'exposition aux facteurs de risques de TMS. Elles ont tenté d'apporter des recommandations auprès des employeurs, mais la compréhension du mouvement humain est une procédure complexe. Elle demande une reconstruction précise des séquences de mouvements, une modélisation adéquate de la cinématique et de la dynamique et de l'activation musculosquelettique ainsi que des critères appropriés pour décrire la performance (Watanabe et al., 2014). Il est important d'améliorer la compréhension de la biomécanique de l'épaule lors de tâches manuelles semblables à celles effectuées en industrie afin d'émettre des recommandations en santé-sécurité au travail permettant de réduire l'exposition aux risques de TMS à l'épaule ainsi que de diminuer les complications y étant associées.

Compte tenu des différentes atteintes auxquelles les travailleurs sont exposés de même que les impacts que ces derniers ont sur l'exercice de leur emploi, **l'objectif général de ce projet de maîtrise est d'analyser les différences biomécaniques à l'épaule entre des manutentionnaires experts et novices effectuant une tâche de manutention sans contrainte.**

# REVUE DE LITTÉRATURE

Cette revue de littérature est séparée en deux parties. Dans un premier temps, elle détaille les mécanismes articulaires de l'épaule (2.1) dans l'optique de mieux connaître ses différentes structures et ainsi comprendre le fonctionnement normal des différentes articulations qui la composent (2.1.1). Une fois que le mouvement et l'action de l'épaule normale sont définis, il est important de s'intéresser aux facteurs qui peuvent venir les affecter et engendrer les différentes pathologies présentées en introduction. L'état des connaissances des effets des différents paramètres d'une tâche de manutention (2.1.2) tels que la hauteur (2.1.2.1) et le poids (2.1.2.2) ont donc été décrits. De plus, l'effet de l'expertise sur la technique de manutention et son impact sur l'épaule y sont aussi abordés (2.1.3). Dans un deuxième temps, la revue décrit l'analyse biomécanique du mouvement de l'épaule et décrit les différentes approches que cette dernière peut comprendre dans le but d'identifier les différents mécanismes de blessures (2.2). La contribution des articulations est la méthode d'analyse mise de l'avant dans cette revue (2.2.1). Finalement, les différentes composantes qui permettent d'utiliser cette technique d'analyse soient l'utilisation d'ensemble de marqueurs (2.2.1.1) ainsi que l'usage des systèmes de capture du mouvement (2.2.1.2) de même que les avantages et limites qui y sont rattachés sont présentés. Les objectifs spécifiques de ce projet de maîtrise sont présentés en conclusion de la revue.

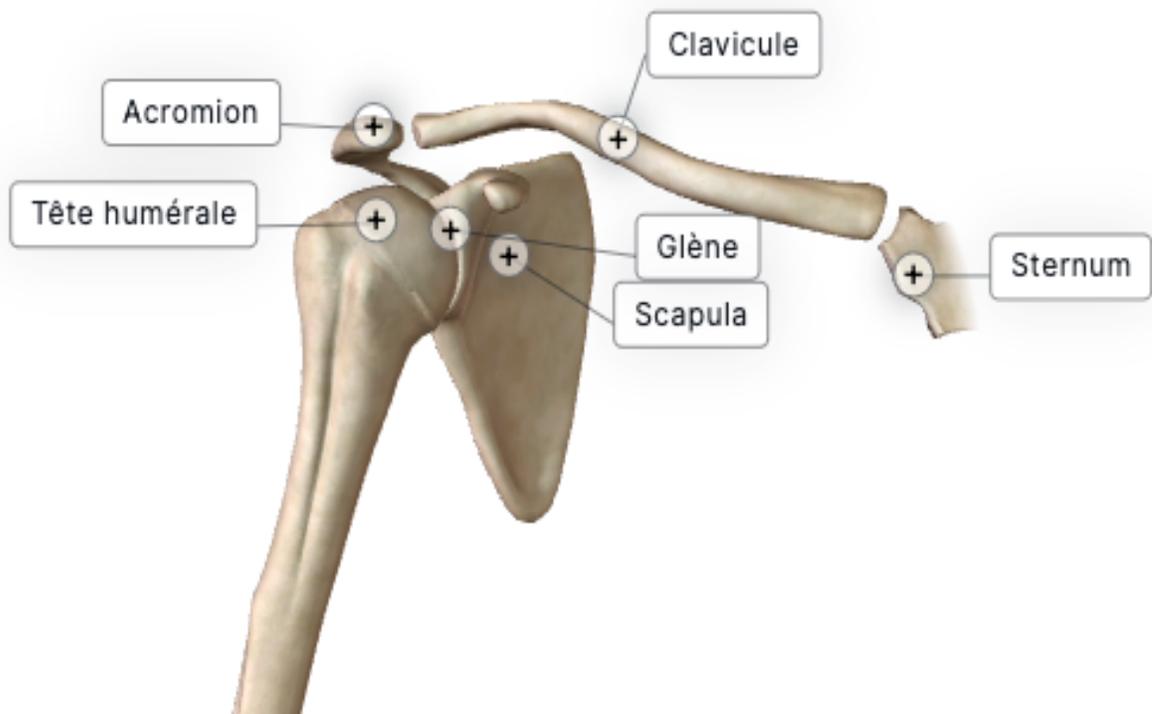
## 2.1 Mécanismes articulaires de l'épaule

L'objectif de cette première partie est de définir les différentes composantes de l'épaule et de décrire l'action normale des articulations et muscles qui la constitue. Tout d'abord, l'épaule est l'articulation présentant la plus grande amplitude de mouvement de ce qui la prédispose à développer diverses conditions pathologiques. En effet, la moyenne de la population est capable d'atteindre jusqu'à 170° d'abduction et de flexion, 60° d'extension, 90° de rotation externe et 70° de rotation interne (Boone et Azen, 1979). Elle comprend des caractéristiques biomécaniques qui lui garantissent une stabilité, et ce même proche des limites articulaires / aux amplitudes extrêmes de mouvement (Felstead, Ricketts et Trauma, 2017). Le complexe de l'épaule est capable d'exercer des forces dans presque toutes les directions principalement possibles grâce à l'action agoniste et antagoniste d'une grande variété de muscles mono-, bi- et multiarticulaires

(Veeger et Van Der Helm, 2007). Certains facteurs ergonomiques présents dans les industries peuvent par contre augmenter le risque de TMS et causer des déficiences qui rendent difficile le maintien du rythme de travail demandé par les employeurs (Stattin et Järvholm, 2005). Les caractéristiques ergonomiques physiques du travail fréquemment citées comme facteurs de risque de TMS comprennent notamment les mouvements répétitifs, les efforts intenses, les postures corporelles non neutres et les vibrations (Punnett et al., 2004). Tous ces facteurs altèrent la biomécanique normale de l'épaule et ainsi la prédispose à différentes pathologies. La connaissance des rôles musculaires et articulaires normaux de l'épaule et des dysfonctionnements associés aux différentes pathologies de l'épaule est essentielle à la compréhension et à la prévention des différents mécanismes de blessures chez les travailleurs (Phadke, Camargo et Ludewig, 2009). Les plus fréquentes sont les atteintes et les maladies associées à la coiffe des rotateurs (Ellenbecker et Derscheid, 1989). Par conséquent, il est important de connaître les différentes structures qui permettent le mouvement de l'épaule et ainsi mieux comprendre les mécanismes qui peuvent engendrer ces atteintes.

### 2.1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle

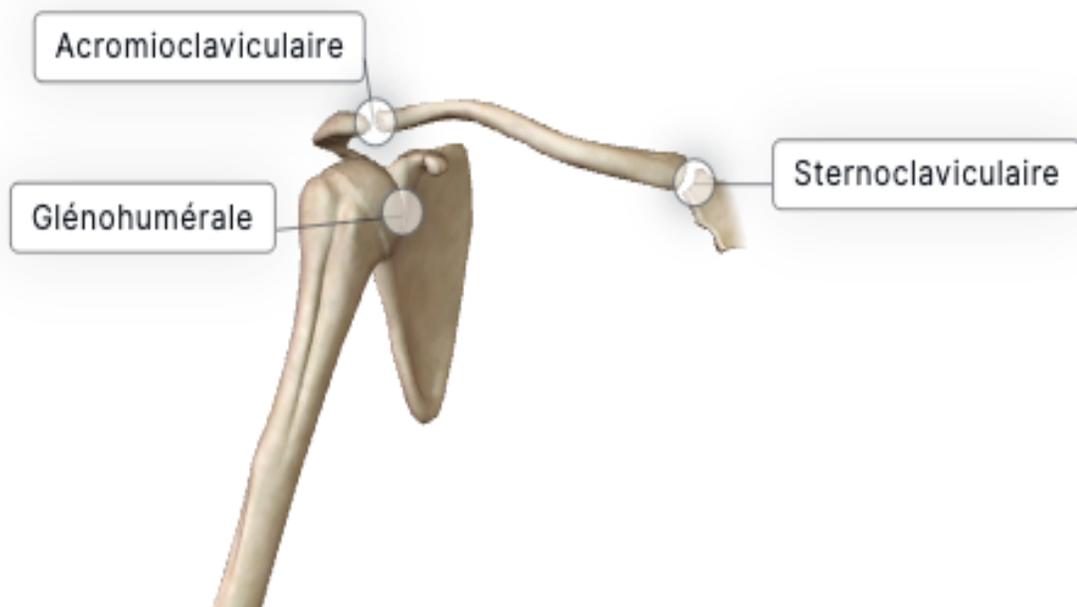
Dans cette section, les différentes structures de l'épaule sont présentées ainsi que le rôle qu'elles jouent dans la stabilité et la mobilité de l'articulation. L'épaule est composée de trois articulations synoviales (**Figure 1** et **Figure 2**): les articulations glénohumérale, acromioclaviculaire et sternoclaviculaire qui génèrent l'amplitude de mouvement (Felstead et al., 2017; Halder, Itoi et An, 2000). La stabilité est en grande partie possible grâce au contrôle musculaire actif et à l'organisation des différentes structures articulaires. La mobilité, quant à elle, est principalement assurée par l'agencement des différentes structures de l'articulation glénohumérale (Veeger et Van Der Helm, 2007). Ce sont les muscles scapulothoraciques et glénohuméraux (**Figure 3** et **Figure 4**) qui génèrent la force nécessaire pour l'exécution des différents mouvements possibles à l'épaule assistés par les mouvements scapulaires sur le thorax qui permet l'alignement de la tête dans la fosse et procure ainsi une base stable pour le mouvement huméral (Kibler et McMullen, 2003). C'est l'articulation glénohumérale qui permet la stabilité du bras par rapport à l'épaule alors que les articulations acromioclaviculaire et sternoclaviculaire permettent la stabilité de la scapula et de la clavicule par rapport au sternum lors de l'exécution des différents mouvements.



**Figure 1.** Anatomie osseuse de l'épaule (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission).

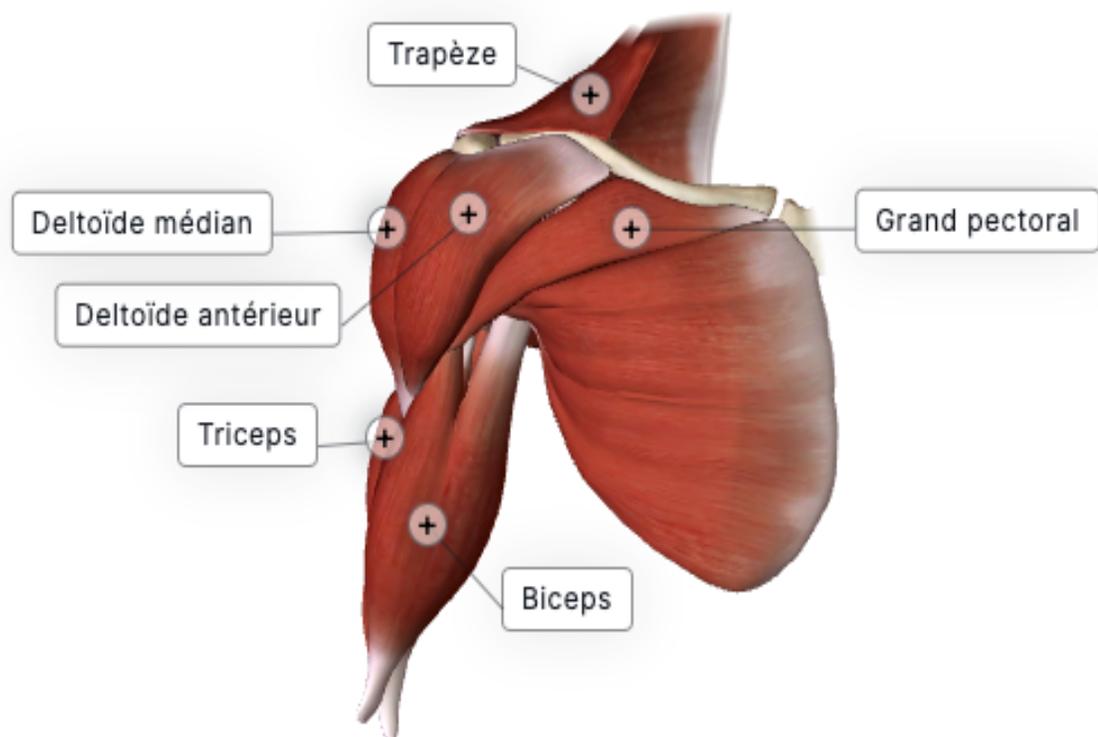
L'articulation glénohumérale est composée de la tête humérale qui s'insère dans la glène (Felstead et al., 2017). La stabilité de cette articulation est en partie assurée par la congruence entre les surfaces articulaires de la surface de la fosse glénoïdienne et la tête humérale (Felstead et al., 2017; Halder et al., 2000). Par contre, la capsule à elle seule ne permet pas d'empêcher la dislocation de l'articulation (Veeger et Van Der Helm, 2007), d'où la présence de cartilage et de fibrocartilage nommé le labrum qui vient stabiliser la tête (Felstead et al., 2017). D'un point de vue musculaire, c'est les muscles de la coiffe des rotateurs (**Figure 5** et **Figure 6**), vu son positionnement autour de la capsule, qui assure le contact constant de la tête humérale avec la glène (Dufour, 2016). Les ligaments contribuent également à la stabilité de l'articulation lorsqu'elle atteint de grandes amplitudes ; moment où les ligaments sont étirés et génèrent donc la force nécessaire pour maintenir la tête en place (Felstead et al., 2017). Finalement, la pression négative à l'intérieur de l'articulation entraîne une « aspiration » de la tête humérale dans l'articulation (Yamamoto et Itoi, 2015). En somme, les différentes structures de cette articulation confèrent à l'épaule stabilité sans compromettre une grande amplitude de mouvement.

Le mouvement scapulothoracique résulte des mouvements combinés des articulations acromioclaviculaire et sternoclaviculaire (Inman et Abbott, 1944). La position et le contrôle de la scapula sur le thorax jouent un rôle critique dans le fonctionnement normal de l'épaule (Phadke et al., 2009). La cinématique normale de l'épaule est jugée essentielle pour préserver l'espace sous-acromial et prévenir les tendinopathies qui peuvent en résulter lors de l'élévation du bras (Phadke et al., 2009); d'où l'importance de connaître les aspects d'une épaule normale afin de pouvoir reconnaître quelconque anomalie. Lors de l'élévation du bras chez des individus en santé, la scapula doit premièrement tourner vers le haut et s'incliner vers l'arrière sur le thorax et cette rotation s'avère être le changement articulaire principal permettant le mouvement. La clavicule effectue simultanément une légère élévation et une rétraction au fur et à mesure que l'élévation du bras progresse au-dessus du niveau de la tête (Ludewig et Reynolds, 2009; McClure, Michener, Sennett et Karduna, 2001; Sahara, Sugamoto, Murai et Yoshikawa, 2007; Teece et al., 2008). La rotation scapulaire normale permet aussi à la glène d'agir comme une base stable. De plus, la rétroversion physiologique de la tête humérale confère d'autant plus de stabilité lors de l'élévation du bras (Felstead et al., 2017). En résumé, le mouvement combiné de ces deux articulations permet à l'épaule de conserver sa stabilité lors de l'élévation humérale.

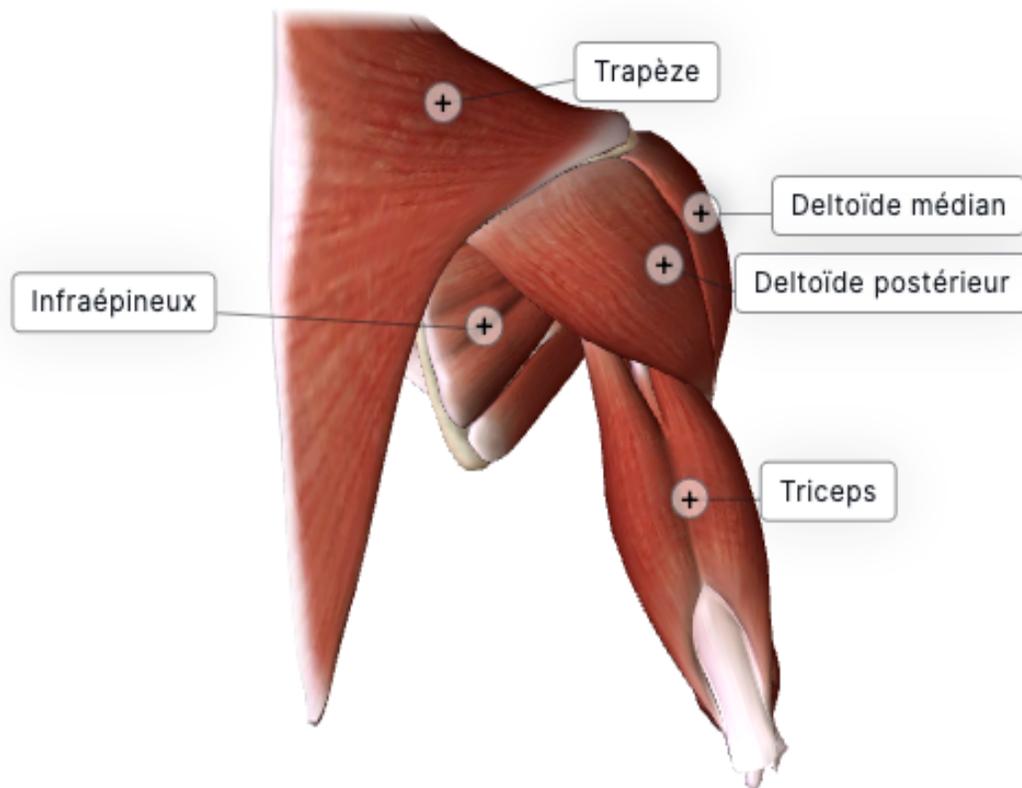


**Figure 2.** Articulations principales de l'épaule (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission).

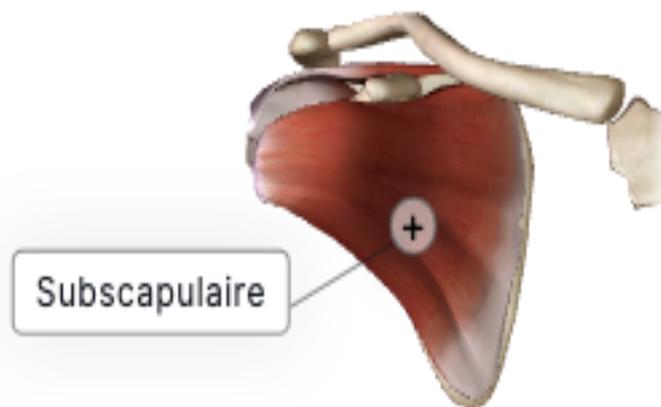
En plus des trois articulations permettant à l'épaule d'allier stabilité et mobilité, différents moments articulaires viennent aussi remplir ces mêmes fonctions. Les moments articulaires sont déterminés par la force musculaire et les bras de levier musculaires (Veeger et Van Der Helm, 2007) assistés des ligaments et du contact des différentes structures. Le mouvement de l'épaule implique différents groupes de muscles selon la position du bras dans l'espace et la scapula fournit de grands bras de levier afin d'augmenter le moment de force des différents muscles (Felstead et al., 2017; Veeger et Van Der Helm, 2007). Le deltoïde antérieur permet la flexion de l'épaule alors que les muscles de la coiffe des rotateurs s'opposent à cette force et assurent la stabilité de l'articulation. Le supraépineux est responsable de l'initiation de l'abduction, puis le deltoïde devient plus actif pour augmenter l'élévation (Felstead et al., 2017). De plus, le trapèze élève la clavicule et permet à la scapula d'effectuer sa rotation (Van der Helm, 1994). Il est aussi important de noter que chaque muscle est agoniste lors d'un certain mouvement et est antagoniste dans un autre ; toujours dans l'optique d'allier mobilité et stabilité (Veeger et Van Der Helm, 2007).



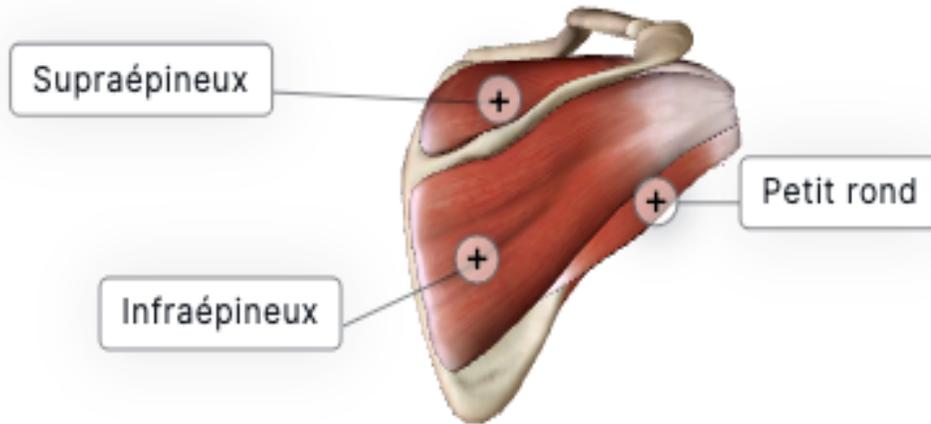
**Figure 3.** Vue antérieure des muscles de l'épaule (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission).



**Figure 4.** Vue postérieure des muscles de l'épaule (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission).

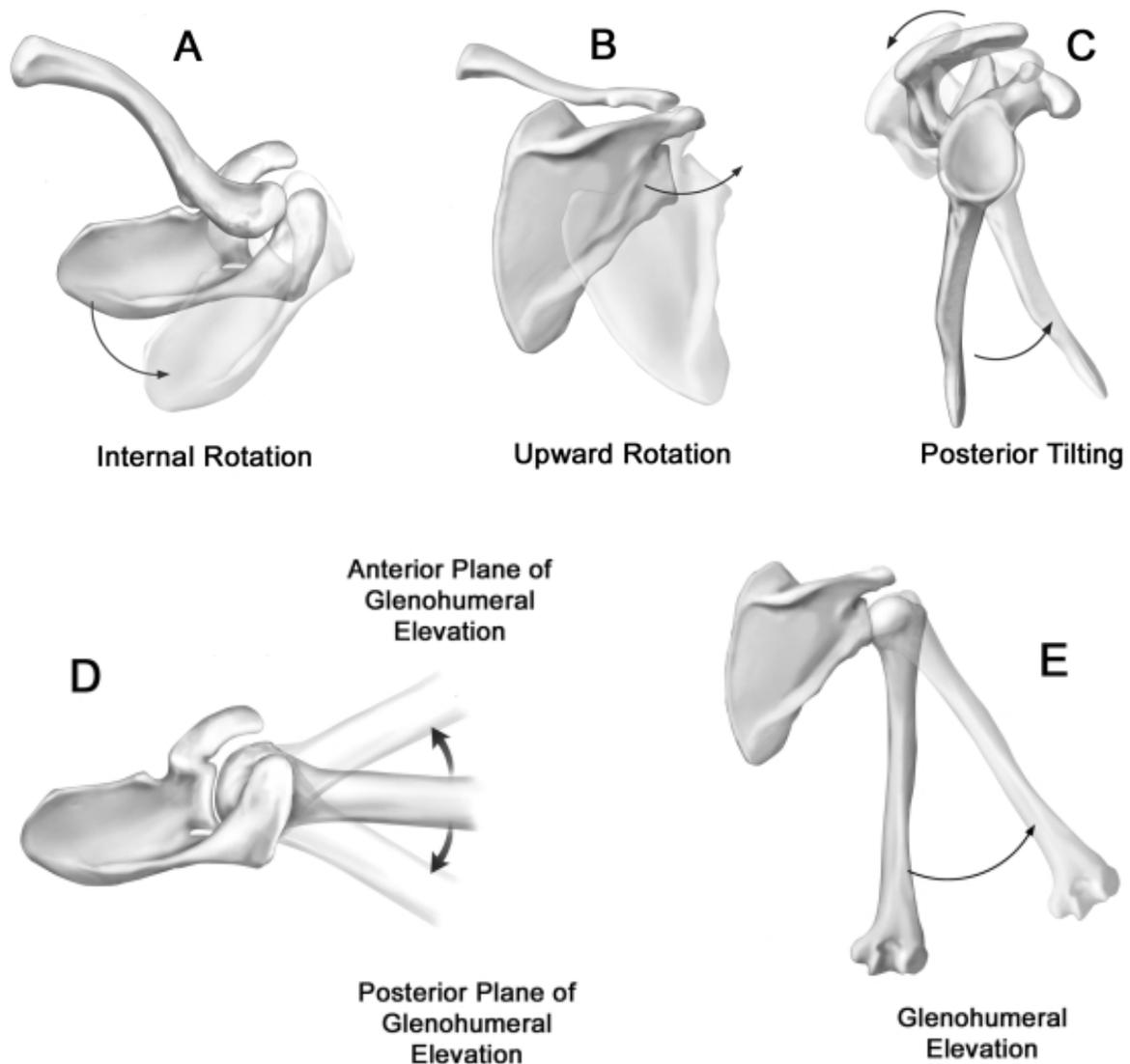


**Figure 5.** Vue antérieure des muscles de la coiffe des rotateurs (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission).



**Figure 6.** Vue postérieure des muscles de la coiffe des rotateurs (Figure créée avec le logiciel Biodigital Human Studio et utilisée avec leur permission).

Cette coordination des muscles scapulothoraciques et des muscles glénohuméraux a pour conséquence une interaction entre la scapula et l'humérus nommé rythme scapulo-huméral. Quelconques perturbations affectant le rythme peut engendrer diverses pathologies au niveau de la ceinture scapulo-humérale (Felstead et al., 2017) et de ce fait générer des changements à la cinématique normale de l'épaule (van der Windt et al., 2000) (**Figure 7**). De plus, même avec un système musculaire intact, la fatigue musculaire peut engendrer certaines pathologies (Chen, Simonian, Wickiewicz, Otis et Warren, 1999). Somme toute, l'activité musculaire de l'épaule permet en grande partie la mobilité de l'articulation.



**Figure 7.** Les mouvements de la scapula (épaule droite). La rotation interne-externe (A) telle que vue de l'épaule ; l'image fantôme représentant une rotation interne accrue. La rotation vers le bas (B) vue de l'arrière de l'épaule ainsi que la rotation vers le haut représentée sur l'image fantôme. L'inclinaison antéro-postérieure (C) vue du côté de l'épaule ; l'image fantôme représentant l'inclinaison postérieure. Le plan d'élévation de l'articulation glénohumérale (D) vu du dessus d'une épaule ; les images fantômes représentant les positions antérieure et postérieure par rapport au plan de la scapula. L'angle d'élévation du l'humérus (E) vue du dos de l'épaule. Avec l'approbation Wolters Kluwer Health, Inc. Provenant de l'article suivant : Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J., & LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume.*, 91(2), 378.

(Wolters Kluwer Health, Inc. and its Societies take no responsibility for the accuracy of the translation from the published English original and are not liable for any errors which may occur).

## 2.1.2 Effet des paramètres de la tâche de manutention

Cette section présente les différents facteurs qui peuvent affecter la cinématique normale de l'épaule et donc engendrer différentes pathologies. La connaissance des effets de la tâche sur la cinématique de l'épaule est une première étape dans la prévention de blessure en milieu de travail. Au cours des dernières années, la structure professionnelle des travailleurs manuels a subi une transformation continue qui modifie continuellement les qualifications et les compétences requises sur le marché du travail. Avec l'arrivée constante de nouvelles technologies qui modifient les besoins des employeurs (Stattin et Järvholm, 2005), tel que l'automatisation et l'utilisation de robots industriels, les tâches et le besoin de travailleurs en manutention ont changés (Kim, Chung et Park, 2003). Cependant, il reste encore un besoin clair de travailleurs manuels qui sont portés à faire des tâches extrêmement répétitives (Sood, Nussbaum et Hager, 2007) principalement de distribution et de stockage (Oliveira, Silva, Pálinkás, Padula et Coury, 2012). L'épaule étant une articulation sujette à diverses pathologies si une blessure ou un dysfonctionnement perturbe son équilibre biomécanique (Felstead et al., 2017), il est important de s'intéresser aux conditions de travail représentant des facteurs de risques de TMS chez les travailleurs. Les mesures mises en place pour améliorer l'environnement de travail ont le potentiel de réduire l'incidence du risque des pensions d'invalidité dans ce secteur (Stattin et Järvholm, 2005). Ainsi, l'environnement étant une source majeure d'expositions dangereuses affectant l'épaule, le milieu de travail est l'endroit où l'application de mesures préventives est le plus facilement réalisable (Miranda, Punnett, Viikari-Juntura, Heliövaara et Knekt, 2008).

Pour les troubles spécifiques de l'épaule liés au travail, les facteurs biomécaniques semblent être les plus importants (Van Der Molen, Foresti, Daams, Frings-Dresen et Kuijer, 2017). Les caractéristiques physiques du travail fréquemment citées comme facteurs de risque pour les TMS sont les suivants : rythme de travail et mouvements répétitifs, temps de récupération insuffisant, levée de charges lourdes, efforts manuels intenses, postures dynamique

et statique non neutres ou contraignantes, vibration de l'ensemble du corps ainsi que n'importe lequel de ces facteurs en combinaison avec un ou plusieurs autres nommés précédemment (Bodin et al., 2012; Punnett et al., 2004). La connaissance des facteurs de risque et de leur degré d'exposition professionnelle permet de mieux comprendre leurs relations avec les troubles de l'épaule (van der Windt et al., 2000).

Dans le but d'effectuer des interventions efficaces en milieu de travail, certains chercheurs ont analysé en particulier l'effet de la hauteur de manipulation, de la charge des boîtes et l'effet de l'expertise sur l'exposition biomécanique des travailleurs lors de différentes tâches (Hoozemans, Kingma, de Vries et van Dieën, 2008; Nogueira, Locks, Barbieri et Oliveira, 2018). Les prochaines sections explorent plus en détail les différents facteurs de risque associés à ces paramètres.

### 2.1.2.1 Effet de la hauteur

La majorité des douleurs à l'épaule sont liées à des activités professionnelles ou sportives qui impliquent l'utilisation fréquente du bras au niveau de l'épaule ou au-dessus plus spécifiquement lors de mouvement répétitifs en hauteur (Ludewig et Reynolds, 2009); mouvement dit *overhead* (Sood et al., 2007). Diverses enquêtes épidémiologiques ont révélé que les travailleurs manuels qui exécutent des tâches répétitives avec le bras maintenu au-dessus de l'épaule sont plus souvent affectés par des symptômes aux épaules et au cou (Cohen et Williams, 1998; Frost et Andersen, 1999; Silverstein et al., 2008; van der Windt et al., 2000). L'utilisation des bras au-dessus du niveau des épaules a été décrit comme étant un facteur de risque pour différents types de blessures (Loew et al., 2019) dont notamment le développement de déchirures aux muscles de la coiffe des rotateurs. Ce type de déchirures ont été démontrées par l'utilisation d'imagerie par résonance magnétique par (Svendsen et al., 2004). Les travailleurs manuels sont plus à risque que le reste de la population vu leur exposition quotidienne (Mayer, Kraus et Ochsmann, 2012; Svendsen et al., 2004), d'où l'importance de s'attarder aux conditions dans lesquelles ils travaillent et d'adapter l'environnement de façon adéquate.

Bien que les facteurs de risque des TMS aux épaules semblent être complexes et multifactoriels, le travail en hauteur répétitif (défini ici comme travaillant avec les mains au-dessus de la tête) semble constituer un risque principal important (Sood et al., 2007). Une

relation exposition-réponse a été établie entre le fait de travailler toute sa vie dans un domaine qui demande des efforts avec les bras à une hauteur supérieure à 90° et la présence de tendinopathie au niveau du supraépineux (Svendsen et al., 2004). Il semble toujours y avoir une absence de lignes directrices officielles pour les situations où de tels travaux ne peuvent être évités, notamment en ce qui concerne la question de savoir si l'augmentation de la hauteur de travail est directement proportionnelle aux nombres de TMS engendrés (Sood et al., 2007). Sachant que le travail en hauteur augmente significativement l'activité musculaire chez les travailleurs (Anton et al., 2001) il est important de s'attarder à l'impact de cette dernière. Les mouvements extrêmes sont susceptibles d'entraîner une fatigue plus rapide et des temps d'endurance réduits. Ils augmentent donc les chances de blessures dues aux exigences provenant de l'augmentation de la précision et du contrôle de la tâche due à l'augmentation de la hauteur de travail (Sood et al., 2007). De plus, la charge sur l'épaule était la plus faible lorsque l'employé travaillait à proximité du sol et la plus importante lorsque qu'il travaillait au-dessus de la hauteur des épaules (Faber et al., 2009). Ces résultats concordent avec des études antérieures faisant état d'une relation dose-réponse chez les travailleurs de la construction suédois entre le temps passé à travailler au-dessus de la hauteur des épaules et la douleur aux épaules (Engholm et Holmström, 2005). De plus, un lien a été trouvé entre des mesures répétées de douleurs à l'épaule et l'élévation prolongée du bras, et ce même en début de carrière. En conclusion, il est nécessaire de déterminer comment diminuer le travail avec une élévation prolongée du bras à des angles élevés (principalement plus grand que 90°) et d'intervenir en offrant des options qui conduiront les travailleurs à réduire le niveau d'inconfort dans leur position de travail.



**Figure 8.** Différentes hauteurs d'étagères en entrepôt.

### 2.1.2.2 Effet de la charge

Différents facteurs de charge physique à manipuler ont été discutés en relation avec les TMS des membres supérieurs, du cou, des épaules ainsi que les troubles lombaires. Il est important de s'y attarder, car ils jouent un rôle majeur dans le développement de TMS aux membres supérieurs (Häkkinen, Viikari-Juntura et Martikainen, 2001). Il a été mis en évidence que la surcharge biomécanique représente l'un des principaux risques en milieu industriel et une des principales sources possibles de troubles et maladies musculosquelettiques (Monaco et al., 2018). En effet, malgré l'automatisation et la mécanisation intensives, le levage de charges lourdes est encore souvent effectué par les travailleurs (Hoozemans et al., 2008). En dépit d'un moins grand nombre de blessures à l'épaule qu'au dos, l'étude de (Faber et al., 2009) montre que la masse de la boîte affecte plus les épaules que le dos. Cela souligne l'importance de s'intéresser à ce facteur de risque. De plus, lorsque la hauteur de dépôt augmente, la contribution de la masse de la charge aux moments des articulations du haut du corps, notamment l'épaule, augmente. De surcroît, plus le dos est en extension pour atteindre la hauteur finale plus la masse de la boîte a un effet sur le mouvement (Hoozemans et al., 2008). Dans les tâches où la charge est plus élevée, plusieurs facteurs de risque, comme la répétitivité et les postures contraignantes, ont augmenté par rapport à cette même tâche avec une charge moindre. Ce changement est principalement attribué à la fatigue musculaire due à l'augmentation de la charge (Häkkinen, Viikari-Juntura et Martikainen, 2001). En conclusion, l'effet néfaste de la charge sur la cinématique normale de l'épaule a été montré et les autres paramètres de la tâche semblent amplifier les facteurs de risque qui y sont associés.

### 2.1.2.3 Effet de l'expertise

Outre les facteurs de l'environnement physique des travailleurs, plusieurs autres facteurs influencent l'exécution des tâches de manutention des travailleurs. Il a été mis en évidence qu'une vaste expérience des activités dans un domaine est nécessaire pour atteindre des niveaux de performance élevés (Ericsson, 2006). Il existe peu de documentation sur les caractéristiques qui distinguent les travailleurs experts des travailleurs novices dans le domaine de la manutention (Gagnon, 2005). Cependant, peu importe l'approche empruntée pour analyser les

différents mouvements, l'expérience semble jouer un rôle important (Gagnon, 2005; Plamondon, Delisle, Bellefeuille, Denis, Gagnon et Larivière, 2014). Il est intéressant de savoir s'il existe une différence dans la manutention entre les experts et les novices lors d'une tâche de manutention de charge élevée en hauteur. Si des différences existent, nous devrions être en mesure de déterminer quelles caractéristiques de manutention aident les experts à accomplir les mouvements professionnels de façon plus sécuritaire sur de grandes périodes de temps (Gagnon, 2005; Jeong et Ohno, 2018)

Certaines études se sont déjà penchées sur les différences en matière de cinématique du bas du corps et ont remarqué que les différences se trouvaient au niveau des genoux. Les experts présentaient moins de flexion maximale que les novices (environ 30° contre 55° pour les novices en flexion du genou). Cette technique permet des réductions potentielles du travail mécanique et de la dépense d'énergie en minimisant les mouvements verticaux du corps et rend donc les experts moins à risque de blessures causées par la fatigue musculaire (Gagnon, 2005). En effet, les contractions musculaires fréquentes ou les mouvements répétitifs provoquent souvent une fatigue musculaire localisée, qui peut également être un facteur de risque potentiel de blessures liées au travail (Swaen, Van Amelsvoort, Bültmann et Kant, 2003). Les différences présentes aux membres supérieurs restent encore à être déterminées. Si de telles différences existent, il est important d'intégrer les méthodes de travail des travailleurs expérimentés auprès des nouveaux employés le plus rapidement possible (Lee, Nussbaum et Kyung, 2014b).

Finalement, les travailleurs nouvellement embauchés pour des tâches manuelles intensives semblent courir un risque plus élevé de TMS des membres supérieurs principalement au cou et aux épaules (Häkkänen, Viikari-Juntura et Martikainen, 2001). On décèle un taux annuel d'accidents de manutention plus faible chez les travailleurs jugés comme étant experts que sur l'ensemble des employés (0,13 accident par travailleur et par an contre 0,83 pour l'ensemble de l'entreprise) (Häkkänen, Viikari-Juntura et Martikainen, 2001). En conclusion, les stratégies des experts semblent présenter un potentiel de sûreté qui mériterait d'être analysé plus en profondeur afin d'implémenter les stratégies qu'ils emploient chez les nouveaux employés (Gagnon, 2005).

## 2.2 Analyse biomécanique de l'épaule en manutention

Cette section présente les différentes approches d'expérimentation et d'analyse qui permettent d'évaluer l'impact des facteurs de risque sur les différentes articulations. Les méthodes les plus couramment utilisées et ayant démontrés des résultats probants ont été mis de l'avant. Il est raisonnable de croire que les effets physiques néfastes de la manutention pourraient être en partie responsables des postures inappropriées adoptées tout au long du mouvement et des modèles des changements articulaires impliqués (Burgess-Limerick, Abernethy, Neal et Kippers, 1995). Une compréhension du mouvement lors des différentes tâches de manutention est donc nécessaire pour connaître ce qui rend les nouveaux travailleurs plus vulnérables aux facteurs de risque en manutention (Luger, Mathiassen, Srinivasan, Bosch et health, 2017). Plus précisément, une compréhension approfondie du mouvement de l'épaule aiderait les cliniciens et ergonomistes à mieux comprendre les mécanismes des blessures à l'épaule et améliorer les régimes de traitement et d'intervention.

Différentes approches ont été utilisées pour évaluer l'impact des différents facteurs de risque. Une d'entre elles est la biomécanique occupationnelle qui s'avère être la discipline concernée par l'étude de l'interaction physique des travailleurs avec leurs outils, machines et matériaux afin d'améliorer la performance du travailleur tout en minimisant le risque de TMS (Chaffin, 2006). Différentes approches ont été appliquées pour améliorer la compréhension des exigences biomécaniques du haut du corps lors de tâche de manutention, en particulier lors de la manipulation des boîtes (Nogueira et al., 2018). Les techniques d'évaluation de l'exposition aux facteurs de risque de TMS peuvent être classées selon trois catégories de collecte de données soit jugements subjectifs, observations systématiques et mesures directes (Burdorf, Van Der Beek et health, 1999). Les méthodes d'observation et les techniques de mesure directe sont de plus en plus utilisées. En matière d'approche ergonomique, l'observation et l'intervention sont les approches principalement mises de l'avant par contre, l'observation des travailleurs prend beaucoup de temps. D'un point de vue de la biomécanique, les mesures directes s'accompagnent, par contre, de coûts élevés pour l'équipement et de temps et d'expertise pour l'analyse des données (Burdorf et al., 1999). Les recherches actuelles suggèrent que les approches ergonomiques axées sur la prévention sont peu susceptibles d'éviter adéquatement l'exposition aux facteurs de risque (Shanahan et Sladek, 2011). Il est donc important d'utiliser des outils

biomécaniques qui permettraient d'approfondir la compréhension des mécanismes de blessures et par conséquent d'adapter les interventions au niveau des lieux de travail.

Parmi les approches biomécaniques actuellement utilisées, on retrouve l'application de modèles musculosquelettiques. Ces derniers ont été développés pour estimer la charge interne sur le squelette humain à partir de mesures externes comme la cinématique et les forces externes (Bolsterlee, Veeger et Chadwick, 2013). Un modèle musculosquelettique utilise les lois fondamentales de la mécanique au système musculosquelettique humain combinées à des modèles phénoménologiques de muscles (*e.g.* modèle de Hill) afin d'estimer la charge interne à partir de variables mesurables telles que les descriptions de mouvements (cinématique) et des forces exercées sur l'environnement (forces externes) (Bolsterlee et al., 2013). Différentes approches de modélisation musculosquelettique sont souvent proposées pour analyser les tâches de manutention, notamment les modèles assistés par électromyographie (EMG) (Bélaïse, Dal Maso, Michaud, Mombaur et Begon, 2018; Pizzolato et al., 2015), les modèles musculosquelettiques ainsi que les modèles par éléments finis (Kong et al., 2018). Au préalable, une estimation précise de la cinématique des membres supérieurs est essentielle pour des applications ergonomiques et cliniques telles que l'évaluation de pathologies ou de lésions potentielles lors d'élévations du bras (Duprey, Naaim, Moissenet, Begon et Chèze, 2017). En plus de servir dans l'application de modèle, l'EMG peut à elle seule permettre de décrire et comprendre le mouvement. Michener, Elmore, Darter et Timmons (2016) ont montré ainsi que les déficiences biomécaniques à l'épaule peuvent être étudiées en utilisant la cinématique et les techniques d'EMG afin de caractériser son mouvement et son activité musculaire. Pour déterminer la cinématique de l'épaule à l'aide d'un système de capture de mouvement, un modèle spécifique à l'épaule est nécessaire pour relier les trajectoires des marqueurs à la cinématique de l'articulation (Jackson, Michaud, Tétreault et Begon, 2012). Des systèmes de capture de mouvement en combinaison avec des systèmes de marqueurs cutanés peuvent être utilisés pour déterminer de façon non invasive la cinématique (Karduna, McClure, Michener et Sennett, 2001; Šenk et Chèze, 2006). Cette technique a montré une fiabilité jugée bonne pour l'application d'un modèle qui permet de déterminer adéquatement les contributions des articulations au niveau de l'épaule (Michener et al., 2016). En conclusion, la biomécanique est un outil complémentaire aux interventions ergonomiques qui permet de comprendre le

mouvement en décrivant plus précisément l'effet des facteurs de risque sur la cinématique des travailleurs.

## 2.2.1 Contributions des articulations

### 2.2.1.1 Modèles cinématiques

Comme mentionné précédemment, un modèle permet d'avoir une représentation simplifiée de phénomènes complexes dont la complexité a été réduite pour améliorer la compréhension (Chaffin, 2006). Un modèle biomécanique est généralement classé comme étant statique ou dynamique selon les méthodes et les caractéristiques de la tâche à accomplir. Les modèles dynamiques sont intrinsèquement plus complexes que les modèles statiques (Parida et Ray, 2015) vu la nature du mouvement qu'ils permettent de modéliser et sont ceux qui permettront d'estimer les efforts aux articulations voire les forces musculaires comme ils tiennent compte de la vitesse et de l'accélération. Les modèles statiques basés sur une série de postures ne permettent pas d'estimer précisément les contraintes d'une tâche dynamique comme la manutention (Duprey et al., 2017). Les modèles dynamiques doivent optimiser les contraintes articulaires et les degrés de liberté de chaque articulation pour décrire le mouvement adéquatement (Duprey et al., 2017). Cette analyse est nommée optimisation cinématique de systèmes multicorps ou MKO (pour *multibody kinematic optimisation*). Elle a pour but d'obtenir une cinématique articulaire précise en minimisant la différence entre les trajectoires des marqueurs ou capteurs placés sur la peau mesurées et celles dérivées des modèles. Ces trajectoires sont obtenues au moyen d'un algorithme de moindres carrés non linéaires avec ou sans (e.g. Levenberg-Marquard (Moré, 1978)) bornes et/ou contrainte résolu image par image. Une alternative est d'utiliser un filtre de Kalman étendu qui permet d'obtenir une cinématique articulaire sans discontinuité de par son approche prédiction-corrrection en incluant dans les variables d'état les positions, les vitesses, et parfois les accélérations voire le jerk (Begon, Andersen et Dumas, 2018). Ces techniques de reconstruction nécessitent au préalable d'avoir un modèle du corps humain qui définit les longueurs segmentaires et les degrés de liberté articulaires.

Dans le but de mieux comprendre les mécanismes de blessures à l'épaule, des modèles précisément adaptés à ce complexe articulaire ont été développés. Les modèles d'épaule tiennent compte de l'anatomie fonctionnelle en utilisant une série de contraintes cinématiques limitant les combinaisons de mouvements articulaires (Duprey et al., 2017). Les articulations adoptées dans la modélisation des membres supérieurs comprennent généralement une chaîne cinématique incluant des articulations acromioclaviculaire, sternoclaviculaire, le coude et le poignet et une articulation glénohumérale sphérique (Begon et al., 2018). Différents modèles de ceintures scapulaires ont été proposés. Elle peut être représentée comme un seul mécanisme joignant le thorax et l'articulation glénohumérale ou être représentée de façon plus détaillée de la ceinture en séparant les articulations sternoclaviculaire et acromioclaviculaire (Duprey et al., 2017). Bien que la partie la plus importante du mouvement entre le bras et le tronc provienne de la rotation de l'articulation glénohumérale, négliger ou simplifier le mouvement scapulothoracique pourrait conduire à une interprétation de la biomécanique de l'épaule qui limite sérieusement la compréhension de la fonction de l'épaule (Bolsterlee et al., 2013). La relation entre le mouvement tridimensionnel de la scapula sur la thorax permettant le mouvement glénohuméral est plus communément appelé rythme scapulohuméral (McQuade, Wei et Smidt, 1995). L'étude du rythme scapulohuméral permet de comprendre les populations à risque. En analysant la cinématique normale de la scapula, il est possible de définir la mécanique des différents mouvements de l'épaule (Ludewig et Cook, 2000; Michener, McClure et Karduna, 2003). Quelconque dyskinésie portant atteinte au rythme scapulohuméral normal affecte le mouvement et l'analyse de ses changements permet de déterminer les mécanismes de blessures (Ludewig et Cook, 2000). Les articulations acromioclaviculaires et sternoclaviculaires sont le plus souvent modélisées comme des articulations sphériques (Yang, Feng, Kim et Rajulu, 2010). Ce choix de modélisation permet la rotation axiale de la clavicule qui semble jouer un rôle important dans l'élévation des membres supérieurs (Yang et al., 2010), mais qui reste difficile à mesurer. À notre connaissance, seuls Sahara et al. (2007) et Jackson et al. (2012) ont présenté une cinématique acromioclaviculaire et sternoclaviculaire 3D lors de mouvements d'élévations du bras. Ces méthodes d'utilisation de la cinématique permettent une plus grande fiabilité du modèle (Duprey et al., 2017). De plus, il a été mis en évidence que l'utilisation d'un modèle cinématique en chaîne, qui impose des contraintes inhérentes aux mouvements aux

articulations entre elles, permet de surmonter les problèmes de dislocation au sens géométrique du terme (Lu et O'connor, 1999).

Par rapport aux méthodes qui modélisent les segments indépendamment, les contraintes d'une chaîne cinématique réduisent le nombre de degrés de liberté du modèle. Par conséquent, moins de marqueurs sont nécessaires pour estimer la cinématique articulaire et un nombre limité de marqueurs permet dans certains cas des enregistrements avec moins d'obstruction (Begon et al., 2018). Le choix des contraintes aux articulations va toutefois modifier notre interprétation de la cinématique. Dans ce mémoire nous modéliserons indépendamment les articulations sternoclaviculaire, acromioclaviculaire et glénohumérale.

Différents facteurs peuvent affecter la précision de l'estimation de la cinématique osseuse, notamment à cause des artefacts des tissus mous, que sont le nombre et le placement des marqueurs/capteur et l'algorithme choisi. Le mouvement causé par le déplacement des marqueurs placé sur la peau par rapport à l'os sous-jacent se nomme artefact des tissus mous. Il est causé par l'exécution de contraction musculaire des sujets qui mènent à la déformation de la peau lors du mouvement des articulations. Les marqueurs/capteurs cutanés peuvent ne pas suivre avec précision l'évolution du mouvement des os sous-jacents (Duprey et al., 2017; Leardini, Chiari, Della Croce et Cappozzo, 2005) et peuvent entraîner des inexactitudes dans les données cinématiques estimées (Jackson et al., 2012). Les mouvements de la clavicule et de la scapula sont difficiles à mesurer parce qu'une partie importante du mouvement est difficile à suivre en utilisant les méthodes traditionnelles de marqueurs sur la peau (van Andel, van Hutten, Eversdijk, Veeger et Harlaar, 2009). Ainsi, Naaim, Moissenet, Duprey, Begon et Cheze (2017) proposent d'utiliser l'optimisation segmentaire avec des marqueurs individuels placés sur l'acromion, le long de la colonne vertébrale et sur la scapula, car cette approche fournit les résultats les plus précis (Naaim et al., 2017).

La capacité de MKO à estimer avec précision la cinématique articulaire dépend à la fois des modèles (contraintes articulaires, paramètres géométriques, etc.) et des méthodes (filtre de Kalman étendu, algorithme de moindres carrés non linéaires, etc.) pour réduire les effets délétères des artefacts des tissus mous provenant de l'utilisation de marqueurs (Duprey et al., 2017). L'artefact des tissus est une erreur de mesure qui peut se propager d'un bout à l'autre de la chaîne cinématique et donc fausser l'estimation du mouvement. (Blache et Begon, 2018) ont mis en évidence des déplacements importants (plus de 30 mm) des tissus mous à l'épaule lors

de l'exécution de mouvements fonctionnels de l'épaule. Pour réduire l'effet de l'artéfact des tissus mous, des approches numériques et expérimentales ont été développées. Numériquement, la méthode d'optimisation cinématique multicorps est de plus en plus utilisée depuis la première application de l'algorithme de Lu et O'connor (1999) au membre supérieur par Roux, Bouillard, Godillon-Maquinghen et Bouttens (2002) et reste le processus d'estimation de la cinématique osseuse la plus précise (Duprey, Cheze et Dumas, 2010). Expérimentalement, le placement des marqueurs/capteurs sur des repères osseux notamment la partie acromiale de la scapula (Leboeuf et al., 2012) et les épicondyles de l'humérus (Begon, Dal Maso, Arndt et Monnet, 2015; Blache et Begon, 2017) semblent réduire les artéfacts des tissus mous. D'une façon générale, une redondance de marqueurs/capteurs permet de limiter le bruit gaussien. Notre modèle sera donc basé sur des marqueurs placés le bassin, le thorax, la clavicule, l'omoplate, le bras, l'avant-bras, le poignet et la main. L'utilisation d'une redondance de marqueurs permettra une reconstruction par filtre de Kalman étendu.

### 2.2.1.2 Contribution des articulations au mouvement

Bien que le rythme scapulohuméral donne une description générale de la coordination articulaire de l'épaule, l'analyse de la contribution des articulations apporte plus de profondeur à l'analyse du mouvement des épaules (Robert-Lachaine, Marion, Godbout, Bleau et Begon, 2015). L'analyse de la contribution des articulations permet de comprendre quelles articulations sont sollicitées lors des différentes phases de l'exécution du mouvement et leurs différentes implications permettent de comprendre les différents facteurs de risque. La contribution de chaque articulation est calculée selon le degré d'élévation que ces dernières effectuent pendant l'élévation totale du bras. Le calcul est basé sur la contribution combinée des articulations SC et AC. La distinction entre les contributions de ces deux articulations permet de résoudre certains problèmes propres à chaque articulation. L'approche utilisée lors de ce projet nécessite la définition d'une position de référence (Jackson et al., 2012). Cette méthode permet de suivre l'inclinaison scapulaire qui se produit pendant le mouvement et qui influence directement l'implication de l'articulation scapulothoracique et acromioclaviculaire (Robert-Lachaine et al., 2015). De plus, l'utilisation d'une position de référence permet la comparaison des sujets en tenant compte de la variance morphologique.

### 2.2.1.3 Système de capture du mouvement

Comme mentionné précédemment, l'anatomie complexe de l'épaule, ainsi que la grande amplitude de mouvement, rend difficile la description précise du mouvement tridimensionnel (3D) lors de l'exécution de différentes tâches (Jackson et al., 2012). Parmi les méthodes non invasives et capables d'effectuer des mesures tridimensionnelles, le suivi électromagnétique cutané est la plus répandue dans les milieux de recherche pour le membre supérieur (Chu et al., 2012), de par leur coût et ils ne nécessitent que peu d'espace. Toutefois le plus souvent un seul capteur est placé par segment pour obtenir sa position et son orientation. De ce fait, il n'y a aucune redondance ce qui peut nuire à la qualité de la reconstruction cinématique. Par ailleurs ce sont des systèmes filaires qui peuvent être perturbés par le champ magnétique souvent présent dans un contexte de manutention (Schmitz, Ye, Shapiro, Yang et Noehren, 2014). Bien que des approches innovatrices émergent (p. ex., sans marqueurs ou capteurs ou encore caméra) pour l'analyse du mouvement, elles ne sont pas couramment utilisées en biomécanique parce que leur précision dans les mouvements complexes n'a pas encore été bien établie (Schmitz et al., 2014). L'utilisation de marqueurs cutanés qui soient actifs (e.g. diodes) ou passifs (i.e. réfléchissant) semble être une des plus accessible et efficace pour décrire le mouvement avec précision. Cette dernière implique néanmoins l'utilisation de caméras optoélectroniques. C'est pourquoi les études antérieures du laboratoire (Desmoulins, 2017; Martinez et al., 2019) et celle pour ce mémoire vont utiliser un système optoélectronique avec marqueurs passifs.

Pour l'utilisation d'un modèle musculosquelettique ainsi que de l'utilisation des marqueurs cutanés pour suivre le mouvement des segments et des articulations, l'utilisation adéquate d'un système de caméra devient essentielle. Une évaluation précise des mouvements scapulaires est indispensable pour la prévention des blessures, l'identification des facteurs de risque et la conception de la réadaptation et du traitement des sujets ayant des blessures à l'épaule (Chu et al., 2012). L'analyse du mouvement par vidéo, l'une des technologies les plus utilisées dans la recherche cinématique générale, est une technologie sans fil offrant une grande liberté de mouvement (Chu et al., 2012).



**Figure 9.** Capture d'écran du logiciel de traitement des données cinématiques enregistrées avec le système VICON (NEXUS).

Les principales limites de l'utilisation de ces systèmes sont toutefois que le volume de capture de mouvement. Dans le cas de marqueurs actifs, le mouvement du sujet peut être limité en raison des capteurs câblés) et que le mouvement des câbles peut induire du bruit dans les signaux enregistrés (Meyer et al., 2008). Un des désavantages de l'utilisation des caméras est que les chercheurs contrôlent souvent, de par l'espace défini par les caméras et leur visibilité, la méthode de travail des manutentionnaires. Ce contrôle peut altérer la validité de la méthode vu les restrictions qu'imposent les outils de mesure nécessaires à l'analyse biomécanique (Gagnon, 2005). Pour contrer ce problème, il est nécessaire de concevoir des protocoles où les expériences ont été effectuées dans des conditions se rapprochant au maximum de celles rencontrées en milieu de travail (Gagnon, 2005). L'analyse du mouvement par vidéo est largement utilisée dans

les études biomécaniques générales, mais moins au niveau de la recherche en cinématique scapulaire (Chu et al., 2012). Pour les applications industrielles, les systèmes de capture de mouvement sont de plus en plus utilisés pour acquérir les mouvements des travailleurs afin d'obtenir une évaluation objective des risques ergonomiques et d'améliorer les conditions de travail (Monaco et al., 2018). En conclusion, malgré les restrictions sur l'espace de collecte que l'utilisation de système de caméras nécessite, cette méthode d'acquisition pour l'analyse du mouvement permet d'acquérir des données précises sur la cinématique des travailleurs experts et des novices qui pourront ensuite être comparées afin de mieux comprendre les mécanismes de blessures qui sont engendrés.

## 2.3 Objectifs spécifiques

Compte tenu de l'objectif général qui est d'analyser les différences biomécaniques à l'épaule entre des manutentionnaires experts et novices effectuant une tâche de manutention sans contrainte, **les objectifs spécifiques sont de comprendre le mouvement des travailleurs grâce à la contribution des articulations et ensuite de décrire les techniques afin de comparer celles des experts à celles des novices.** Éventuellement, s'ils s'avèrent avoir des différences articulaires entre les experts et les novices, des recommandations sur les techniques à favoriser pourront être émises auprès des employeurs dans le but de réduire le nombre de troubles musculosquelettiques reliés à la manutention.

# **EXPERTISE DIFFERENCES IN UPPER LIMB 3D JOINT CONTRIBUTIONS DURING A LIFTING TASK**

Élodie Monga-Dubreuil, Romain Martinez, Étienne Goubault, Mickael Begon,  
Fabien Dal Maso

*Laboratoire de Simulation et Modélisation du Mouvement, École de kinésiologie et des sciences  
de l'activité physique, Faculté de médecine, Université de Montréal, Laval, Canada*

## INTRODUCTION

Despite several years of public policy on occupational health and safety, occupational accidents, diseases and injuries remain a major public health problem (Estes et al., 2010). Musculoskeletal disorders (MSDs) are the most common form of work disability (Punnett et al., 2004) with 38% of injuries compensated; representing significant compensation and rehabilitation costs for employers and government reaching up \$4.62 billion between 2005 and 2007 in Quebec (CNESST). MSDs occur in particular following practices involving inappropriate postures, high muscle effort and repetitive movements. The shoulder is recognized as a joint complex whose stability can only be maintained by keeping the humeral head in place inside the glenoid through deep muscles and ligaments. Exposure to those risk factors has the potential to render the shoulder complex unstable (Labriola et al., 2005). Moreover, tasks described as overhead in the scientific literature, i.e. involving hands exceeding shoulder height during heavy muscular effort (Grieve et Dickerson, 2008) represent a major risk factor for shoulder disorders (Bernard et Putz-Anderson, 1997; Holmström et al., 1992).

It has been shown that novice workers do not always use the safe work methods they have been taught and expert workers seem to use more advantageous techniques to reduce the effect of exposure to risk factors than novice workers (Authier et al., 1996). Few studies have examined the effect that expertise can have on exposure to different risk factors in lifting tasks. Work techniques are frequently described using simplified postures that occur during the task (Potvin, 2008). This type of common definition is insufficient to understand the biomechanics of dynamic movements. Alternatively, joint coordination has been suggested as a key element for the description of lifting techniques (Burgess-Limerick et al., 1995). For instance, an article by Martinez et al. (2019) supported the perspective of a sex-specific joint contribution strategy of the upper limb during a lifting task. The kinematic analysis done in their paper on joint contributions data allowed for the understanding of the upper limbs to the overall lifting technique. Previous studies have compared expert and novice workers during a lifting task (Abdoli-Eramaki, Agababova, Janabi, Pasko et Damecour, 2019; Chen et Chiou, 2015; Chen, 2014; Lee, Nussbaum et Kyung, 2014a; Lee et al., 2014b; Plamondon, Delisle, Bellefeuille, Denis, Gagnon, Larivière et Group, 2014; Sedighi, Nussbaum et Kinesiology, 2017; Watanabe et al., 2014) yet a large majority of studies have focused on spinal loading, motor variability,

center of pressure position and lower limb techniques during static lifting and the contribution of the upper limb during a dynamic lifting task remains undefined. In addition, few analysis methods have been able to identify differences between upper limb techniques performed by novices and those performed by experts. In a study by Chen (2014), experienced female workers adopted a nearly erect and stiffened-arm posture at higher heights of a lifting task. In a push and pull task, Lee et al. (2014b) assessed difference in elbow moment between experienced and novice workers. Multiple factors can also affect the difference between the two groups as evidenced by Sedighi et al. (2017) who attributed the difference to fatigue instead of level of expertise.

The purpose of this study is to compare the joint contribution between expert handlers and novice in order to characterize the optimal postures and strategies to adopt in the workplace. Based on the results of previous studies that have observed differences in various variables (temporal changes, squat position, effect of sex, exertion height, etc.) analyzed during multiple type of lifting tasks (push and pull, palletizing, static lifting, etc.), it is possible to believe that differences will also be present at the upper arm level. In the same perspective as previous studies, we hypothesize that joint angles will be significantly affected by work experience and that the technique used by experts allows them to limit excessive movement at the shoulder and therefore reduces their risk of injuries.

# METHODS

## 3.1 Participants

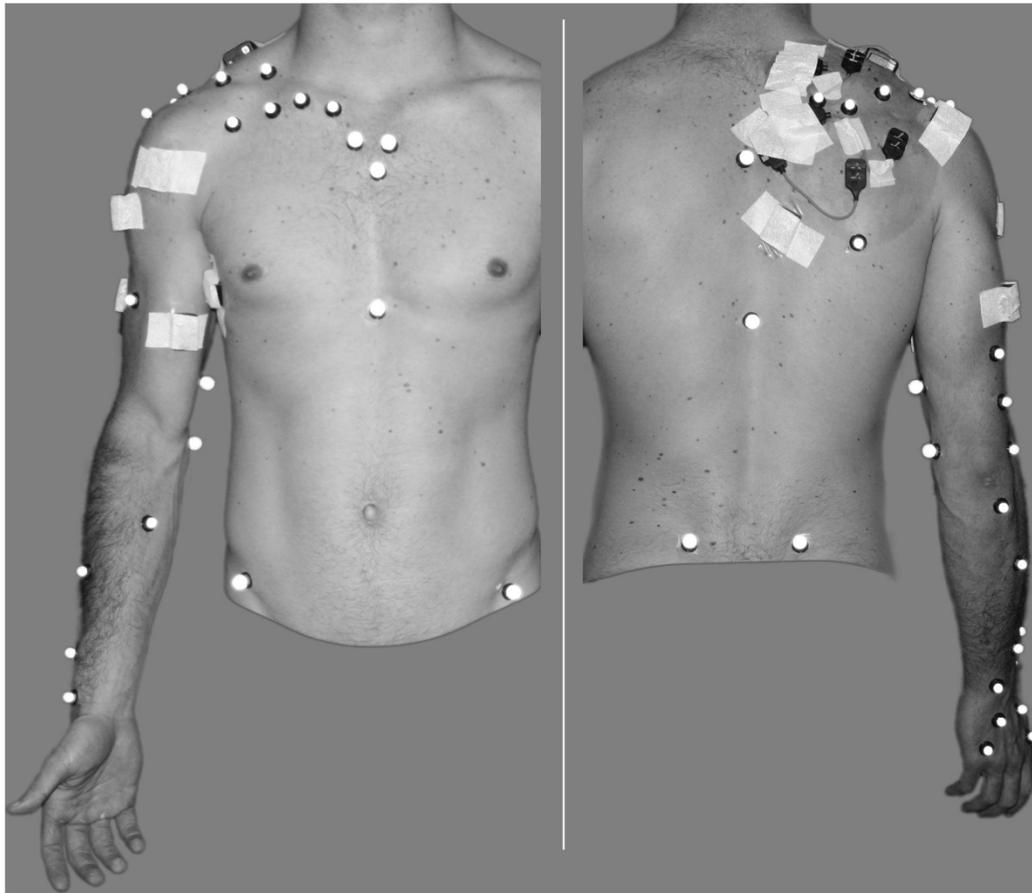
Two groups of 16 men each namely expert handlers and novices took part in this study (Table 1). To be eligible, the participants had to be free from musculoskeletal disorders or any significant disability related to their upper extremity (negative answers for all questions of the Disabilities of the arm, shoulder and hand questionnaire - abbreviated version; QuickDASH (Hudak et al., 1996)) or their back (score <3 at the Quebec Back Pain Disability Scale; QBPDS (Kopeck et al., 1995)). Readiness for physical activity was assessed prior to the experiment using the Physical Activity Readiness Questionnaire (Thomas, Reading et Shephard, 1992). After being explained the full protocol, the participants read and signed a written informed consent. The protocol was approved by the University of Montréal Ethics Committee (16-014-CERES-D).

**Table 1.** Expertise groups characteristics.

	<b>Experts</b>	<b>Novices</b>
<b>Years of expertise</b>	> 5 years	< 3 months
<b>n</b>	16	16
<b>Age</b> (years± sd)	36.4 ± 7.9	25.5 ± 2.4
<b>Weight</b> (kg ± sd)	84.0 ± 13.6	77.5 ± 9.01
<b>Height</b> (cm ± sd)	176.1 ± 6.4	178.3 ± 8.1

## 3.2 Experimental procedures

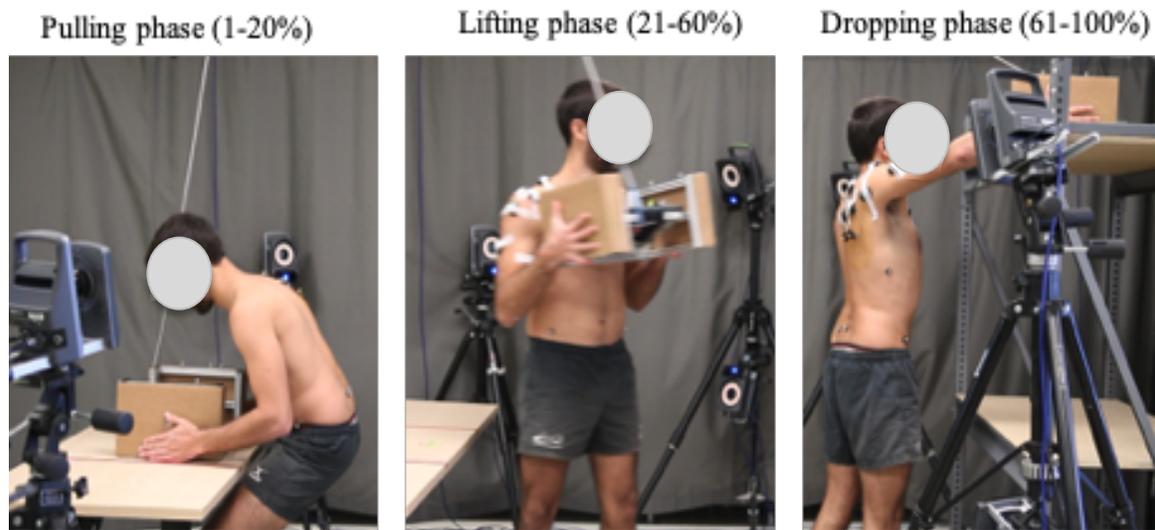
Following the latest updates from Jackson et al. (2012) shoulder model, 34 reflective markers were positioned on the pelvis (4), thorax (6), and on the clavicle (2), scapula (5), upper arm (4), forearm (4), wrist (4), hand (4) of the dominant side and on the non-dominant hand (1). The set requires for some markers to be positioned on bony landmarks to define the model and others to be positioned on areas where the soft tissue artifacts are minimal.



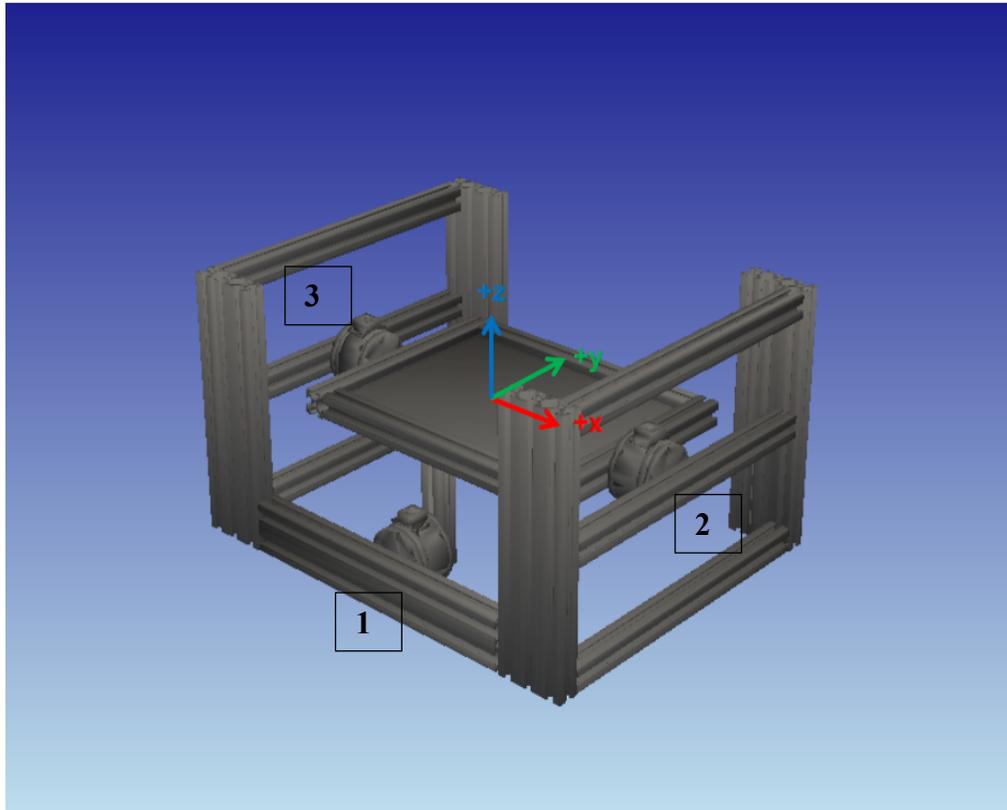
**Figure 10.** Modified marker set of Jackson et al. (2012).

To locate the joint centers and axes of rotation and to personalize the kinematic model of (Jackson et al., 2012) a series of static trial and setup movements including flexion, abduction, rotation and circumduction (SCoRE) (Ehrig, Taylor, Duda et Heller, 2006) were recorded (Begon, Monnet et Lacouture, 2007; Michaud et Begon, 2016). Then participants took place between a table (height: 0.73 m) and an adjustable storage shelf and moved an instrumented box (height  $\times$  width  $\times$  length: 0.205 m  $\times$  0.377 m  $\times$  0.305 m) from the former to the latter with no instructions regarding the technique they should be using. The shelves were positioned either at a standard height of 1.67 m or at the participants' eye level. The instrumented box had no handles and was partially covered in cardboard to replicate the boxes they typically have to lift during their shift. The box weighted either 8 kg or 12 kg. The shelf heights and box weights were determined following unpublished ergonomic observations of load handling at and above

the shoulders in a distribution center (Scherrer, 2017; Goubault et al., 2019). The right, left and anterior sides of the boxes were instrumented with three 6-degree-of-freedom force sensors (Sensix SH26401203A6, SH26531106B3-1, SH26531106B3-2, Poitiers, France). Six trials were performed in each of the four experimental conditions (2 heights x 2 weights) making a total of 24 lifts. A 30-second break was given after each lift. An 18 VICON™ camera motion analysis system (Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) was used to record the movement kinematics at 100 Hz.



**Figure 11.** The three phases of a hips-eyes lifting movement: the pulling (1–20% of the trial duration), lifting (21–60%) and dropping phases (61–100%).



**Figure 12.** Representation of the instrumented box used during the experimental procedures.

### 3.3 Data collection

An 18 VICON™ camera motion analysis system (Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) was used to record the movement kinematics at 100 Hz. Following the latest updates from Jackson et al. (2012) shoulder model, 34 reflective markers were positioned on the pelvis (4), thorax (6), and on the clavicle (2), scapula (5), upper arm (4), forearm (4), wrist (4), hand (4) of the dominant side and on the non-dominant hand (1). The set requires for some markers to be positioned on bony landmarks to define the model and others to be positioned on areas where the soft tissue artifacts are minimal.

### 3.4 Data processing

A 25 degree-of-freedom (DoF) kinematic model was generated from the static and setup trials (pelvis and thorax [6 DoF each], sternoclavicular and acromioclavicular [3 DoF each], glenohumeral [3 DoF], elbow and wrist [2 DoF each]). Briefly, the SCoRE algorithm (Ehrig et

al., 2006) was used to locate the centers of rotation of the pelvis, trunk and wrist joints and the bony landmarks were used to locate the sternoclavicular, acromioclavicular and glenohumeral joints (Michaud et Begon, 2016). The SARA algorithm (Ehrig et al., 2006) was used to define the axes of elbow flexion and prosupination. Generalized coordinates ( $\mathbf{q}$ ) that follow ISB recommendations (Wu et al., 2005) were estimated using an extended Kalman filter algorithm (Fohanno, Colloud, Begon et Lacouture, 2010) The reference ( $\mathbf{q}=\mathbf{0}$ ) configuration of the pelvis, thorax, sternoclavicular and acromioclavicular joints was established from the static position. The reference configuration for the glenohumeral, elbow and wrist joints was determined so that the glenohumeral and elbow longitudinal local axes were aligned with those of the thorax and the glenohumeral, elbow, wrist mediolateral local axes were aligned with those of the scapula.

Lifting movements were quantified according to individual joint contribution to the height achieved by the box. A percentage of the height achieved was attributed to each articulation i.e. the lower limbs, thoraco-pelvic, sternoclavicular-acromioclavicular, glenohumeral joint and elbow + wrist joint. As the heights of the shelves were adjusted according to the anthropometry of each participant for the relative condition, box height was normalized to participant's eye (100%) levels with 0% being 0.73 m i.e. the height of the starting table. An algorithm (Martinez et al., 2019) based on scapulohumeral rhythm was applied to compute the contribution of each joint to the box height by consecutively re-establishing the joint angles to their reference configuration (Martinez et al., 2019). Each trial was time normalized to 1000 data points to compare participants' contributions. Each trial began and ended when participants first applied ( $\geq 5$  N), and first ceased to apply force on the box ( $\leq 5$  N), respectively. The lifting movement was separated and analyzed into three phases; pulling (1-20% of the trial duration), lifting (21-60%) and dropping (61-100%) (Martinez et al., 2019).

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

$$q_{WR/EL} = q_{WR/EL}^{REF}$$

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

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

$$q_{GH} = q_{GH}^{REF}$$

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

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

$$q_{SC/AC} = q_{SC/AC}^{REF}$$

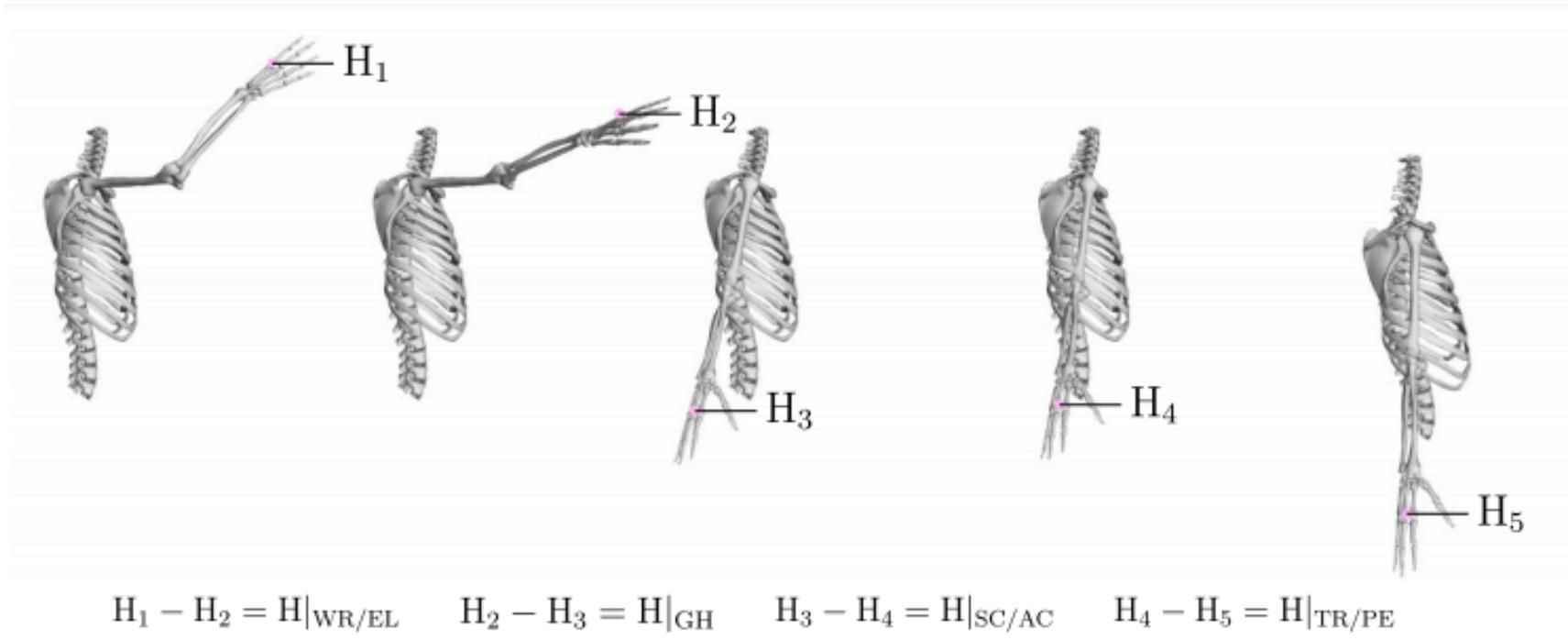
$$\text{calculate height}(\mathbf{q}) = H|_{TR/PE} \quad (4)$$

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

$$q_{TR/PE} = q_{TR/PE}^{REF}$$

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

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



**Figure 13.** Algorithm based on scapulothoracic rhythm by Robert-Lachaine et al. (2015). (Image created using OpenSim)

### 3.5 Statistics

The `spm1d` package (Pataky, 2010) was used to do statistical parametric mapping (SPM). SPM allowed comparing time series of joint contributions between expert and novice workers and t-test were used to determine the statistical difference between the two groups. Using SPM allows multiple comparisons without any loss information compared to standard methods which uses arbitrary data points. Statistical significance was achieved when the p-value was lower than 0.05.

In recent years, SPM, who were initially used for neuroimaging data, were developed to analyse spatiotemporally recorded data. Pataky (2010), introduced SPM into biomechanics and human motion analysis to overcome problems that other methods of analysis were encountering. The main advantage is to be able to analyze with a frequentist approach using time series. (Serrien, Goossens and Baeyens, 2019), this allows for a variety of applications using data types ranging like kinematic and force trajectories. It also handles all data types in a single, consistent statistical framework, which then allows for comparison of results between trials, participants and tasks(Pataky, 2010).

The SPM generates joint contributions statistics based on the initial position of the participant based on the algorithm by Robert-Lachaine et al. (2015). These contributions describe the overall movement. A negative contribution indicates an extension or a flexion bring the segment lower from the original position while a positive contribution indicates that the segment is contributing to the height of the box by being higher than the original position.

# RESULTS

## 4.1 Motion description

The pulling phase (0-20% of the movement) mainly involved the distal joint (includes wrist and elbow; named hand) with an average contribution of 11% for the experts and 14% for the novices (**Table 2**). The lower limbs were the second most involved articulations, but negatively, with contributions of -9% for the novices and -12% for the experts. This negative contribution means the participants executed a slight flexion from the initial anatomical position. The successive joint contributions are the sternoclavicular and acromioclavicular contributions with the novices completing a slight shoulder depression equivalent to -5% and the experts performing a shoulder elevation accounting for 3% of the box height. The trunk and glenohumeral joints were the less used observed articulations with contributions equal to 3% and -2% for the novices and 1% and 0% for the experts.

The lifting phase (21-60% of the movement) was characterized by a change in the contribution of the distal joint with the wrist and elbow still being the most contributing articulations with 27% and 25% for the novices and experts respectively. The glenohumeral joint, which was mostly still in the first phase, is the second most important contribution for both groups increasing to 15% for the novices and 10% for the experts. The experts carried out the shoulder elevation they started in the first phase with sternoclavicular and acromioclavicular contributions of 8% while the novice's movement barely involved that articulation (3%). Both groups resumed their initial position in regard to the lower limbs with an increase in their contributions (-3% for the novices and -4% for the experts) while still assuming a slight flexion. The trunk is the lowest contribution with 1% of the box height being attributed to it for both groups.

In dropping phase (61-100% of the movement), the glenohumeral joint accounted for more than half of the box elevation with a contribution of 54% for the novices and 58% for the experts. The second most important contribution for the experts was the elbow and wrist with the same percentage, 19%, as the second most important contribution of novices which was sternoclavicular and acromioclavicular. That same articulation constituted 16% of the box height for the experts while the hand represented 14% for the novices. Both groups completed

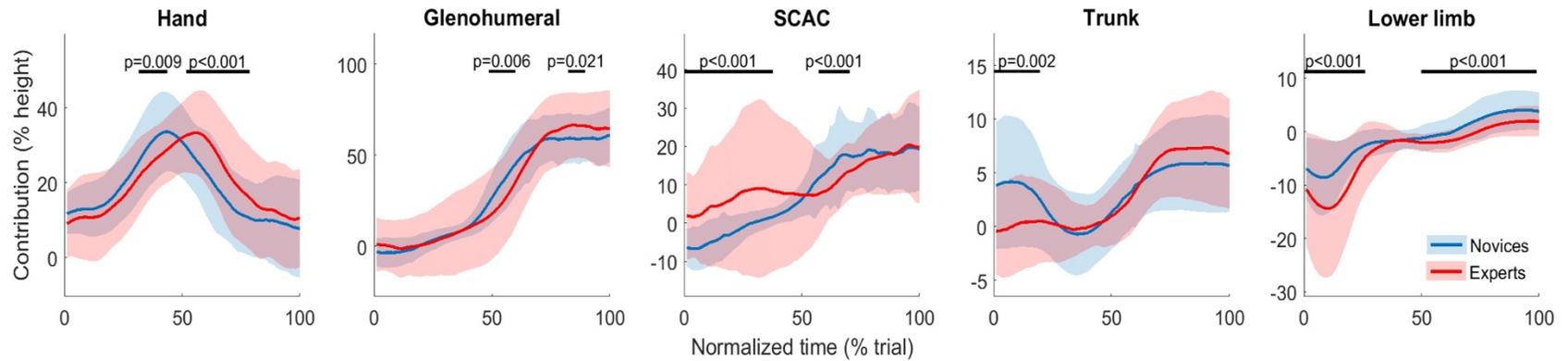
similar minimal trunk flexion with contributions equal to 7% and 6% for the experts and novices respectively. The lower limbs represented the lowest contribution with 3% of the box height for the novices and a limited contribution (1%) being attributed to it for the experts.

**Table 2.** Joint contribution (in percentage) for each condition and all the conditions combined for the three phases of the movement

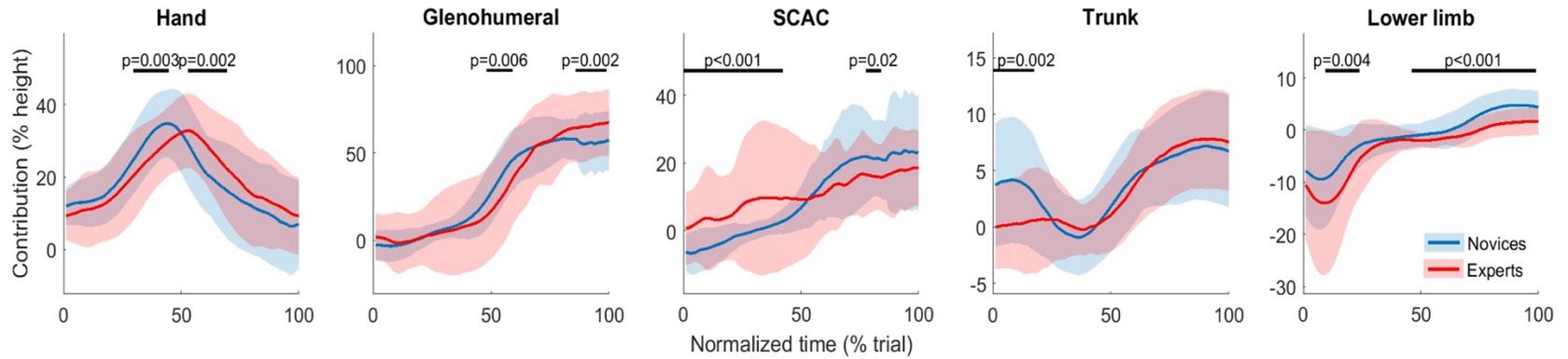
(*s* = standard height; *r* = relative height; 08 = 8 kg; 12 = 12 kg) .

Expertise/ phase	Joints	Conditions					Expertise/ phase	Joints	Conditions				
		s08	r08	s12	r12	all			s08	r08	s12	r12	all
Novice/ Pulling	Hand	13	14	14	15	14	Expert Pulling	Hand	11	11	11	11	11
	GH	-3	-2	-2	-1	-2		GH	0	0	-2	-1	0
	SCAC	-5	-5	-5	-4	-5		SCAC	4	3	5	4	4
	Trunk	4	4	3	3	3		Trunk	0	0	1	1	1
	LowLimb	-7	-8	-10	-13	-9		LowLimb	-13	-12	-15	-13	-13
	Hand	27	28	27	28	27		Hand	26	26	27	26	26
Novice/ Lifting	GH	17	18	13	16	15	GH	13	12	9	11	10	
	SCAC	4	4	3	4	3	Expert Lifting	SCAC	8	9	8	9	8
	Trunk	1	1	1	1	1	Trunk	1	1	1	1	1	
	LowLimb	-2	-2	-3	-3	-3	LowLimb	-3	-3	-5	-4	-4	
	Hand	12	12	15	13	14	Hand	17	17	18	16	17	
	GH	57	55	48	54	54	GH	60	59	58	61	59	
Novice/ Dropping	SCAC	18	21	19	20	19	Expert Dropping	SCAC	16	16	16	16	16
	Trunk	5	6	6	7	6	Trunk	7	7	7	8	7	
	LowLimb	3	3	3	4	3	LowLimb	1	0	1	1	1	

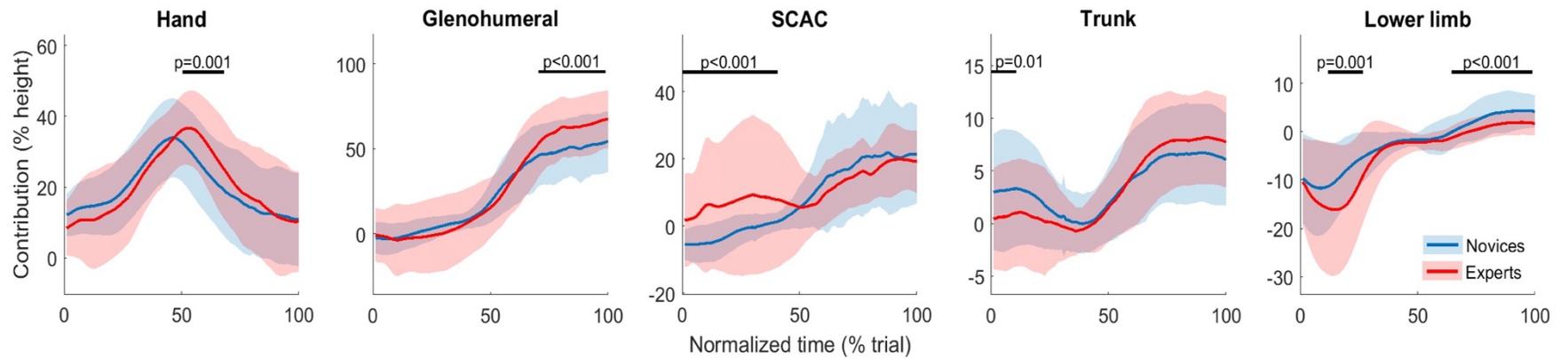
In the following figures, the lines below the p-values relate to the percent time during which there is a significant difference. All the intervals where p-value are significant are then reported in Table 3.



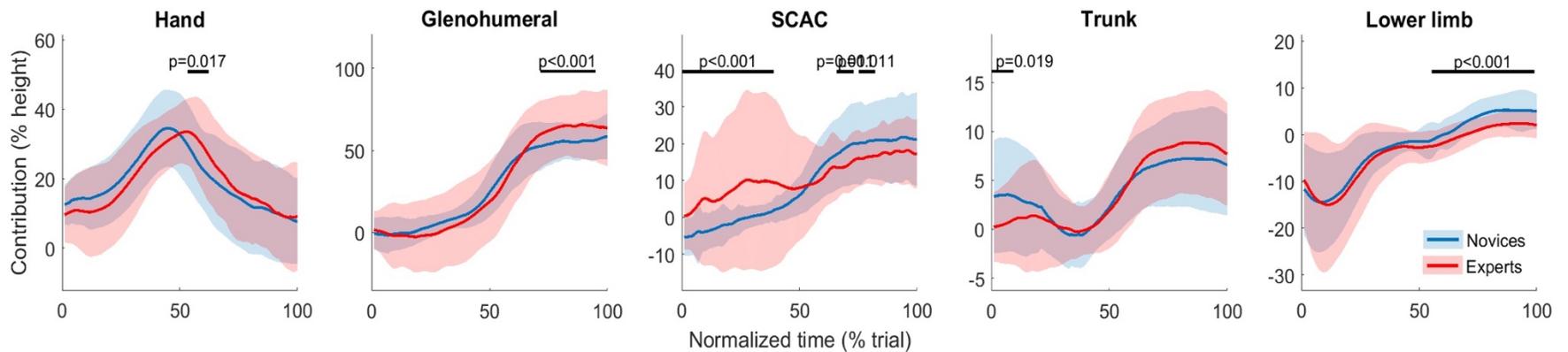
**Figure 14.** Joint contributions and significant differences between groups during the **standard height** and **8kg** condition.



**Figure 15.** Joint contributions and significant differences between groups during the **relative height** and **8kg** condition.



**Figure 16.** Joint contributions and significant differences between groups during the **standard height** and **12kg** condition.



**Figure 17.** Joint contributions and significant differences between groups during the **relative height** and **12kg** condition.

**Table 3.** Significant differences (all conditions combined) between experts and novices with their beginning and end point and individual p-values.

<b>HAND</b>		<b>GH</b>		<b>SC+AC</b>		<b>TRUNK</b>		<b>LOWER LIMB</b>	
[start ; end]	p	[start ; end]	p	[start ; end]	p	[start ; end]	p	[start ; end]	p-values
[ 32 ; 43]	0.009	[48 ; 60]	0.0065	[0 ; 37]	0	[0 ; 19]	0.017	[0 ; 26]	< 0.001
[51 ; 78]	< 0.001	[82 ; 89]	0.0214	[57 ; 70]	< 0.001			[49 ; 99]	< 0.001

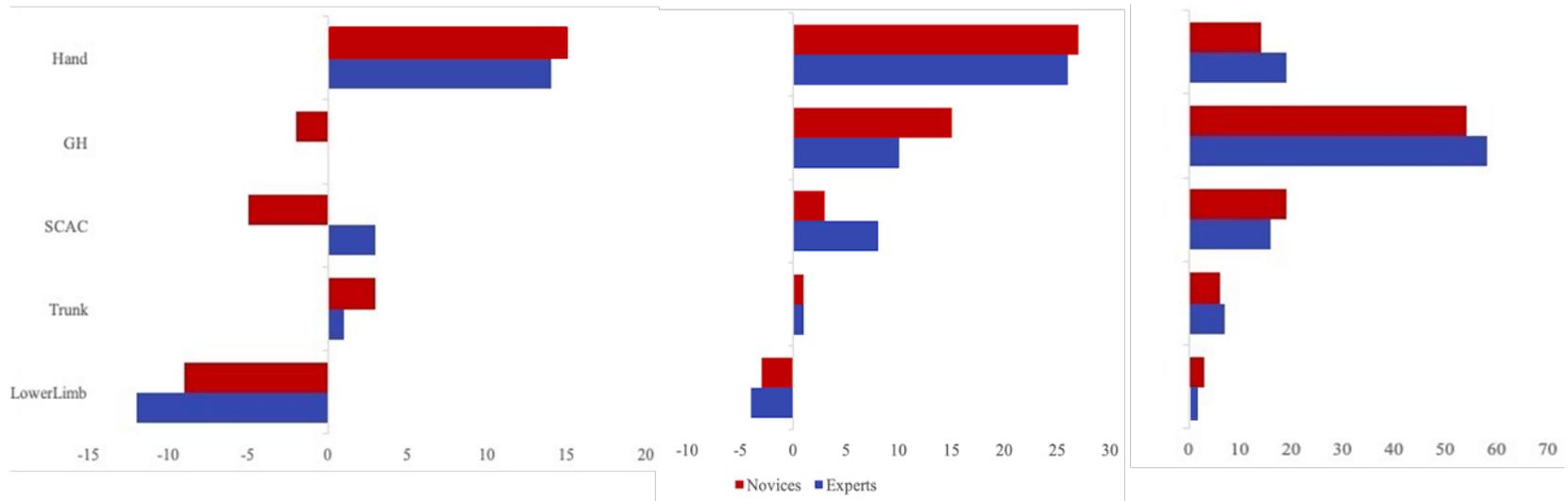
## 4.2 Statistical differences between experts and novices

Individual condition t-test results are presented in Table 3. T-tests results presented below are from all four conditions together. A total of nine intervals showed significant differences across all joints.

For the upper limb, which included the hand, glenohumeral and SC-AC joint contribution, showed a total of six intervals with significant differences between the two groups. Firstly, for the whole pulling phase (0%-37%), a highly significant difference occurred at SC-AC ( $p=0$ ). Secondly, a difference happened at the wrist and hand between the experts and the novices during the first half of the lifting phase (32%-43%) ( $p=0.009$ ). During the second half of the lifting phase (48%-60%), a difference happened at the glenohumeral joint ( $p=0.0065$ ). Simultaneously, a second interval (51%-78%) of wrist and hand difference occurred ( $p < 0.001$ ) and of SC-AC (57%-70%) ( $p < 0.001$ ) that ended during the first half of the dropping phase. Finally, a difference at the upper limb occurred at the glenohumeral joint during 82%-89% of the movement ( $p = 0.0214$ ).

For the trunk, only one interval showed a difference between the experts and the novices. The only significant difference happening at the trunk occurred during the whole pulling phase (0%-19%) with a p-value of 0.017.

Differences between the experts and novices occurred twice at the lower limbs. Firstly, the pulling phase show significant differences from 0%-26% of the movement ( $p < 0.001$ ). Secondly, the last half of the movement, specifically the second half of the lifting and the whole dropping phase (49%-99%) showed a significant difference between the two groups ( $p < 0.001$ ).



**Figure 18.** Comparison of the joint contributions (in %) for experts and novices during the pulling (left), lifting (middle) and dropping (right) phases.

# DISCUSSION

The objective of this study was to identify joint coordination strategies that could enable expert workers to reduce the risk of workplace accidents. As hypothesized, the results highlighted differences between experts and novices across joints of the upper limb during a lifting task involving overhead movement. Particularly, results showed that the group of experts have a similar approach to the box. These results suggest that experts might reduce risk of injuries by always employing the same strategy no matter the difficulty of the task and analysing the contributions of that one strategy might be one of the reasons they are able to not get injured has much as the novices.

## 5.2 Lifting technique and comparison of the joint contributions across phases and tasks

Multiple studies investigated lifting techniques and styles across multiple population including novice and expert workers. It is difficult to directly compare the results to those of other studies since different heights and weights and joints were analyzed with different metrics used to assess the techniques. Regardless it is interesting to discern differences across all phases and conditions between novice and expert workers. These technique differences represent a first step in understanding the higher risk of injury among novices than experts.

Foremost, analysing differences between men and women during a lifting task similar to the one in this experimental procedures, Martinez et al. (2019) noted that participants have a different joint contribution strategy depending on the phase of the movement. With a different population, our results align with those of that study. Both experts and novices had the distal joints (wrist and elbow) contributed the most to the height achieved by the box during the first half of the movement while proximal joints (pelvo-thoracic, sternoclavicular and acromioclavicular joints but especially the glenohumeral joint) contributed more during the second half of the movement. Despite similar changes from phase to phase of the lifting movement, significant differences did occur during each phase between the two groups.

Most of the significant differences occurred at the beginning of the task indicating that the way workers approach the box is an important aspect of how they will interact with the load

during the lift. Our results were somewhat similar to those of Chen (2014) who revealed that, at lifting height higher than 100 cm, shoulder angle was affected by expertise. The experts seemed to flex and fix their upper arms and move their trunk forward while lifting (Chen, 2014). The results of our study reinforce finding of Chen (2014), since the experts involved mostly their lower limbs by executing an important knee flexion to lower themselves closer to the initial height of the box. Also, the experts seem to want to stabilize the shoulder and the trunk by mobilizing SC and AC joints to keep them in a neutral position (Figure 18). SC and AC joints are among the most important element of stabilizing the scapula during arm elevation. (Ludewig et al., 2009). The alignment and stabilization of the scapula is necessary for the function of the glenohumeral and acromioclavicular joints (Kibler, Sciascia et Wilkes, 2012). Shoulder impingement, rotator cuff disease, labral injury, AC joint pathology and instability are some of the shoulder injury that can result from abnormal scapular movement (Kibler et al., 2012). The novices brought their hands closer to the box by executing wrist, elbow, shoulder and trunk flexion to reach the box while the experts brought their whole body closer to the box by involving their lower limbs. These results are in conjunction with the findings of Plamondon, Delisle, Bellefeuille, Denis, Gagnon, Larivière et Group (2014), who also indicated that the experts brought the box closer to them than the novices during a palletizing task. This posture limits the contribution from the whole arm and maintain the trunk in a neutral position. Our result highlights the fact that even if the experts do not have to lift the box from the ground or carry it, they still employ this technique. Indeed, this technique shortens the moment arm by bringing the weight closer to the body and therefore might reduce the stress on the shoulder and the elbow. Since the technique seems to be the same across different tasks, it is possible to believe that the experts standardize their approach regardless of the task to be performed and that this technique is most likely a safer approach than the one employed by the novices. Plamondon et al. (2014) analyzed a static lift with female workers but the expertise differences and work technique seem to be the same for a dynamic lift with male workers. This technique contributed to reducing spinal loading as emphasized by Marras et al. (2006) but might also be an important factor in reducing shoulder injuries by limiting the exertion of force in the extremes of the joint's range of motion.

Even though we did not record lower limbs kinematics since the marker included the pelvis, the trunk and the upper limb, we can presume that the experts are closer to the right use

of the squat technique than the novices due to the smaller contribution (Table 2) of the trunk. The results are hypothesized from the position hip markers that account for the lower limbs. During the pulling phase, both the experts and novices bent their knees as they approached the box with the experts significantly bending more during the whole phase. This use of this technique by both groups was highlighted by Overton et al. (2016) who reported that bending the knee was understood by both expert and novice workers as a good and universally used lifting technique. Abdoli-Eramaki et al. (2019) indicated that this type of lift i.e. a squat lift, requires a knee flexion of approximately  $45^\circ$  between the thigh and the lower leg and that the right use of this technique also implies a near vertical trunk.

During the dropping phase, both groups seemed to over extend their trunk to reach the higher shelves. This technique was also noticed by Kim et al. (2003). This might allow both groups to reduce stress at the shoulder by gaining more height just by extending the trunk. Authier et al. (1996) noted that the experts tend to face the dropping shelf while the novice will execute more of a twisting motion to reach it. This technique might explain why the novices had to contribute more heavily with their shoulder (GH and SC-AC) than the experts and therefore be more at risk for injuries especially following repetitive lifting.

Contrarily to the results of Chen et Chiu (2015) where the participants opted for different posture strategies during various experimental conditions, both groups seemed to use a similar technique across all four conditions. This might be due to the smaller difference in lifting height between the standard and relative heights that were used. Secondly, (Kim et al., 2003) analysed the lifting phase as a multi-joint movement that includes the wrist, the elbow and the shoulder and indicated that posture with a shoulder flexion of  $90^\circ$  and  $120^\circ$  were the most vulnerable. In our study, the novices had the box further away from their body and had higher contributions from the shoulder (GH and SC-AC) indicating that they were most likely closer to those vulnerable postures than the experts.

In conclusion, the main differences take place in the position of the knee and trunk at the beginning of the movement as well as the position of the arms and shoulder at the beginning and end of the lift. Our results confirm that experts developed specific joint contribution strategy of the upper limb during a lifting task. To compare both techniques to normal scapular movement will allow to understand the mechanisms that predispose the novices to more injuries than experts.

### 5.3 Effect of expertise and risk of injuries

For around 70% of the movement, the experts seem to involve SC-AC more than the novices (Table 2.). That contribution being significantly different from the novices can be one of the reasons why they are able to sustain extended hours without getting injured. The more stable their shoulder is, the more stable and in control their movement can be carried out. The shoulder facilitate force transfer to the arm and the hand during a lifting task and when hip and trunk strength and stability is maximized this transfer from the proximal to the distal part of the arm is facilitated (Kibler et al., 2012). The experts showed significantly higher contributions for the lower limb and the trunk and the lower limb for both the pulling and dropping phase, which can be one of the main reasons why they are able to protect the shoulder from injuries more efficiently than novices (Table 2.). The more stable base allows them to carry out more control shoulder movement especially during long and repetitive hours. Moreover, the experts demonstrated significantly higher contribution for the wrist and the elbow at the end of the movement, indicating that the transfer of the weight from the box was relying not only on the shoulder but also on the more distal joint of the arm. This distribution of the weight can be attributed to a more stable GH due to a higher contribution of SCAC and can allow them to reduce the incidence of injury.

In conclusion, scapulohumeral rhythm being often associated with shoulder injury, understanding how the rhythm of the experts and novices differ is a first step in the detection of injury mechanism (Dome et Kibler, 2006). Dysfunction in the rhythm can be caused by a problem in the coordination and activation of the muscles. The scapula is the base for muscle activation and acts as a link between the trunk. While doing any lifting movement, the trunk is where the force is developed and the arm is where the force is delivered. Looking into muscle activation could give more insight into how the novices' and the experts' movement differs from normal activations and therefore exposes them to injuries (Kibler et al., 2012). For example, the rotator cuff muscles rely on a stable scapula to generate the appropriate force to maintain the humeral head in the glenoid fossa (Dome et Kibler, 2006).

## 5.4 Future directions and limitations

The kinematic adaptations most probably occur in a non-linear manner with increased load to adapt the joint coordination to the increasing muscular demands (Martinez et al., 2019). During a lifting task, the technique executed by workers seems to be chosen to reduce muscular effort at the expense of inter-joint coordination (Burgess-Limerick et al., 1995). Measuring maximal strength of both groups would allow to verify at which relative load the changes occur. Using electromyography to measure muscular activity would allow us to assess these changes. Electromyography could also be used to investigate muscle fatigue and understand its effect on posture during prolonged working hours. Lee et al. (2014a) denoted that the work techniques adopted by novice and experienced workers differed post fatigue. It would be interesting to assess if fatigue increases the differences between the two groups. Efficient ergonomic interventions should ensure that workers are not close to the limit of his or her muscular strength when performing a lifting task (Chen et Chiou, 2015). Gagnon, Plamondon et Larivière (2016) also noted that the experts relied more on active muscular effort compare to novice who relied more on passive muscle force and ligaments. Investigating muscle activity might help understand how this affects the shoulder. As mentioned by Plamondon, Delisle, Bellefeuille, Denis, Gagnon, Larivière et Group (2014), both groups might have modified their usual work technique due to the context of the task chosen for the experiment.

## **CONCLUSION**

Our results showed that experts have developed specific joint contribution strategies of the upper limb during a lifting task. The experts lifting technique limits the use of the shoulder by bringing the box closer to them with contribution from the distal joints being more important than those of the novices who seem to rely more on the range of motion at the shoulder to execute a lifting task.

# PERSPECTIVES

## 7.1 Recherche connexes en manutention

Ce projet de recherche fait partie d'un continuum de recherche en manutention qui s'est intéressé entre autres à différentes articulations, tâches et populations. Parmi les travaux publiés au cours des dernières années, certains peuvent être rapprochés à la recherche effectuée dans le cadre de cette maîtrise. Suite à la revue de nombre d'entre eux, trois articles sont ressortis comme étant complémentaires à ce projet : Plamondon, Delisle, Bellefeuille, Denis, Gagnon, Larivière et Group (2014) qui ont comparé des travailleurs experts et novices lors d'une tâche de palettisation; Gagnon et al. (2016) qui se sont intéressés aux différences dues à l'expertise au niveau de la colonne lombaire; et Martinez et al. (2019) qui ont effectué une tâche et ainsi que des analyses similaires à celles effectuées lors de ce projet pour déterminer les différences articulaires dues au sexe. Les résultats importants dans la définition du mouvement des experts par rapport à celui des novices sont répertoriés dans le Tableau 4. La description et pertinence des articles ciblés est présentée dans les paragraphes suivants.

Premièrement, une comparaison de travailleurs experts et novices a été effectuée selon les stratégies qu'ils employaient lors d'une tâche de palettisation. Comme le projet de ce mémoire, l'étude est effectuée dans l'optique de réduire la variabilité entre les techniques des deux groupes et ainsi réduire l'exposition aux facteurs de risque. De plus, suite à une étude antérieure effectuée par Plamondon et al. (2010), l'effet de la fatigue est ressorti comme étant une variable importante à introduire dans la procédure, ils ont donc décidé d'effectuer une tâche de fatigue pour voir si cette dernière allait accentuer les différences aux articulations ainsi qu'au moment et à la distance horizontale entre L5 et S1, facteur étant ressorti comme primordial dans l'exécution d'une technique fiable de manutention. Plusieurs variables sont ressorties comme étant différentes entre les deux groupes d'expertise et ces dernières peuvent venir s'ajouter à celles trouvées au niveau du membre supérieur dans ce projet. Parmi les variables qui ont été retrouvées dans notre étude, on retrouve la distance des mains par rapport à L5/S1 était plus petite chez les experts que chez les novices (boîte plus proche du corps lors de la phase de levée et de dépôt). Selon Hoozemans et al. (2008), le positionnement vertical de la boîte par rapport

au corps est un critère important dans la réduction de la charge au dos. Ces résultats signifient que, peu importe la tâche de manutention, une attention particulière est portée au positionnement de la boîte par rapport au corps chez les experts qui ne semble pas être autant ancrée dans la technique des novices. Cet aspect de la technique semble d'autant plus important suite à une période prolongée de levée et serait une possible façon de réduire les blessures non seulement au dos, mais aussi au niveau de l'épaule soit les deux types de blessures les plus fréquentes chez les manutentionnaires.

Deuxièmement, Gagnon et al. (2016) ont aussi évalué les différences experts/novices mais d'un point de vue musculaire où l'hypothèse était que les experts utilisaient majoritairement la force active lors d'une tâche de manutention alors que les novices dépendaient davantage de la résistance de la colonne ainsi que de la force passive. Ayant utilisé les mêmes données que Plamondon et al. (2010) et Plamondon, Delisle, Bellefeuille, Denis, Gagnon, Larivière et Group (2014), les résultats sont donc une continuité de ces études. Une fois de plus, les résultats par rapport à la flexion du tronc plus dominante chez les novices ressortent. De plus, les novices semblent s'appuyer davantage sur des forces passives, notamment au niveau du dos. Un constat semblable pourrait être émis au niveau de l'épaule par rapport aux contributions rapportées dans notre article. Une compréhension plus approfondie des activations musculaires pourrait permettre de confirmer cette hypothèse.

Troisièmement, malgré qu'ils se soient intéressés aux différences hommes/femmes, Martinez et al. (2019) ont tout de même mis en évidence des éléments clés dans la description de l'épaule lors du mouvement de manutention qui peuvent être applicable dans la compréhension du mouvement expert et novice. De plus, leurs tâches et analyses s'avèrent être les plus semblables à ce que nous avons effectué et des résultats similaires permettent de renforcer l'acceptation de nos hypothèses. L'étude des contributions articulaires permet de combiner les différents degrés de liberté des différentes articulations et amène à une approche différente de l'analyse du mouvement de manutention. Les contributions observées lors de leur tâche de manutention sont similaires à celles obtenues lors de notre tâche. De plus, les deux études ayant évalué une tâche en hauteur contrairement aux précédentes qui se rapprochaient plus niveau du sol, il est intéressant de voir que les contributions continuent de différer entre les différents groupes d'expertise dans tous types de conditions.

Enfin, on remarque que les différentes approches mettent en évidence plusieurs facteurs permettant de différencier les techniques des travailleurs experts et novices et qu'il est légitime d'approfondir les recherches dans le domaine pour augmenter la compréhension des mécanismes de blessures chez les deux groupes et ainsi prévenir les blessures à long terme.

**Tableau 4.** Caractéristiques définissant le mouvement de manutention

Articles ciblés	Informations clés dans la définition du mouvement experts et novices
Plamondon et al. (2014)	<ul style="list-style-type: none"><li>• Les experts ont exercé une plus petite flexion lombaire, une plus petite inclinaison du tronc et ont des indices de flexibilité lombaire plus petits que les novices</li><li>• Les experts ont effectué une plus grande flexion des genoux lors de la phase de levée que les novices (surtout lors de levées de caisses proche du niveau du sol)</li><li>• La distance des mains par rapport à L5/S1 était plus petite chez les experts que chez les novices (boîte plus proche du corps lors de la phase de levée et de dépôt)</li></ul>
Gagnon et al. (2016)	<ul style="list-style-type: none"><li>• L'expertise a modifié de façon significative les parties actives et passives du moment musculaire agoniste ainsi que la résistance de la colonne lombaire. Les experts utilisent jusqu'à 10% plus de force musculaire active, 9% moins de moments musculaires passifs ainsi que 3% moins de résistance passive de la colonne lombaire. Les novices dépendant plus des contributions passives et exerçant plus de flexion subissent davantage d'étirement des tissus et des ligaments les exposants plus au risque de blessure.</li><li>• Les experts ont exercé une plus petite flexion du tronc. Ils ont donc moins besoin de solliciter les extenseurs de la colonne.</li><li>• Les experts contrôlent mieux la phase de dépôt de la boîte.</li></ul>
Martinez et al. (2019)	<ul style="list-style-type: none"><li>• La contribution des articulations distales (poignet et coude) a augmenté pendant la première moitié du mouvement, tandis que celle des articulations proximales (articulation pelvothoracique, sternoclaviculaire et acromioclaviculaire mais surtout l'articulation glénohumérale) a augmenté pendant la seconde moitié du mouvement.</li></ul>
Monga-Dubreuil et al. (2019)	<ul style="list-style-type: none"><li>• Les experts privilégient une technique dans laquelle ils rapprochent la boîte de leur corps en favorisant une plus grande flexion des articulations distales du bras et une position neutre au niveau du tronc et de l'épaule.</li><li>• Les novices quant à eux semblent mobiliser l'épaule plus amplement et ce tout au long du mouvement</li></ul>

## 7.2 Analyses subséquentes

Dans l'optique de préciser la description du mouvement, différents indicateurs peuvent être mis en place lors d'analyses subséquentes. En premier lieu, une compréhension des activations musculaires permettrait de comprendre la provenance des patrons articulaires. L'utilisation d'électromyographie pourrait aussi, par l'entremise d'enregistrement de contractions musculaires maximales, déterminer dans quel pourcentage d'activation les groupes se trouvent et détecter et comparer l'apparition et l'évolution de la fatigue musculaire. L'enregistrement des muscles à l'aide d'électromyographie de surface et intramusculaire supporterait les données de contributions et à eux deux permettraient d'alimenter un modèle musculosquelettique qui estimerait la charge interne sur le squelette à partir de ces mesures externes. L'utilisation de capteur de force sur la caisse permettrait aussi de comprendre les moments articulaires à l'épaule.

En deuxième lieu, il serait important de s'attarder à l'effet de la fatigue sur les différences cinématiques et musculaires. On s'attendrait à avoir une diminution de la variabilité suite à une tâche de fatigue. Par contre, il serait intéressant de savoir si cette diminution augmenterait les différences due à l'expertise ou les diminuerait.

En troisième lieu, on remarque que l'approche de la boîte à une influence significative sur la suite du mouvement. Il serait donc important d'effectuer des analyses sur les différentes prises de la boîte et voir s'il existe vraiment une approche manuelle différente entre les deux groupes. L'utilisation de *heatmap*, une représentation graphique des données où les valeurs obtenues sont représentées en couleurs, permettrait de rapidement et visuellement déterminer si effectivement la prise de la boîte change avec l'expertise.

En quatrième lieu, certaines données de temps peuvent aussi en révéler plus sur l'efficacité des techniques selon l'expertise. Outre le temps d'exécution de la tâche, sachant l'implication de la position des mains au-dessus du niveau de la tête, il serait intéressant de s'attarder à la différence de temps passé dans cette position entre les deux groupes.

Finalement, dans le but de compléter les résultats déjà obtenus lors des études présentées précédemment, il serait pertinent d'évaluer la position verticale du bassin lors de l'exécution de la tâche pour confirmer l'implication de la flexion des genoux. De plus, la

distance tronc-boîte serait un outil pertinent et facile à calculer avec l'utilisation de marqueurs placés sur le tronc ainsi que sur la caisse. Toutes ces analyses serviraient de support aux études précédentes et ne pourraient qu'améliorer la compréhension de la cinématique que nous avons calculée dans ce projet.

### 7.3 Implications ergonomiques

D'un point de vue clinique, la compréhension du mouvement est un pas crucial vers la vulgarisation de techniques de travail sécuritaires auprès des employeurs et des employés. Différentes approches peuvent être prises dans l'optique de prévenir les blessures. La première s'avère à adapter les tâches et les conditions dans lesquelles elles s'exécutent en s'assurant que les exigences quotidiennes ne mettent pas les travailleurs à risque de blessure. Ceci passerait notamment par un suivi de la fatigue à l'aide de différents outils plus accessibles, tels que les capteurs inertiels. Adapter les hauteurs de travail, soit en abaissant les étagères ou en permettant aux travailleurs d'accéder mécaniquement aux hauteurs qui les mettraient autrement en posture plus risquée. Finalement, l'utilisation des résultats de cette étude pourra permettre de mieux expliquer les techniques à prévaloir lors de la formation de nouveaux employés ainsi que de mieux détecter les comportements à risque et de ce fait prévenir un maximum de blessures.

## CONCLUSION

Ce mémoire avait pour objectif général d'analyser les différences cinématiques à l'épaule entre des manutentionnaires experts et novices effectuant une tâche de manutention sans contrainte.

Ce travail a permis de mettre en lumière les différences dues à la technique qui rendent les travailleurs novices plus vulnérables aux troubles musculosquelettiques à l'épaule. Notre tâche a mis en évidence que les experts privilégient une technique dans laquelle ils rapprochent la boîte de leur corps en favorisant une plus grande flexion des articulations distales du bras et une position neutre au niveau du tronc et de l'épaule. Les novices quant à eux semblent mobiliser l'épaule plus amplement, et ce tout au long du mouvement les rendant plus sujets aux différentes atteintes musculosquelettiques que l'utilisation prolongée de l'amplitude articulaire de l'épaule peut engendrer.

L'application de ces résultats expérimentaux à la formation et à la prévention en milieu de travail constitue une étape essentielle dans ce processus de réduction de blessure chez les manutentionnaires.

## RÉFÉRENCES

- Abdoli-Eramaki, M., Agababova, M., Janabi, J., Pasko, E. et Damecour, C. (2019). Evaluation and comparison of lift styles for an ideal lift among individuals with different levels of training. *Applied Ergonomics*, 78, 120-126.
- Andersson, H. I., Ejlertsson, G., Leden, I. et Rosenberg, C. (1993). Chronic pain in a geographically defined general population: studies of differences in age, gender, social class, and pain localization. *The Clinical journal of pain*, 9(3), 174-182.
- Anton, D., Shibley, L. D., Fethke, N. B., Hess, J., Cook, T. M. et Rosecrance, J. (2001). The effect of overhead drilling position on shoulder moment and electromyography. *Ergonomics*, 44(5), 489-501.
- Authier, M., Lortie, M. et Gagnon, M. J. I. J. o. I. E. (1996). Manual handling techniques: Comparing novices and experts. *17(5)*, 419-429.
- Beaulac, J., Population, C. et Division, P. H. B. S. P. D. P. R. (2002). *Economic Burden of Illness in Canada, 1998*. Policy Research Division, Strategic Policy Directorate, Population and Public Health Branch, Health Canada.
- Begon, M., Andersen, M. S. et Dumas, R. (2018). Multibody kinematics optimization for the estimation of upper and lower limb human joint kinematics: a systematized methodological review. *Journal of biomechanical engineering*, 140(3), 030801.
- Begon, M., Dal Maso, F., Arndt, A. et Monnet, T. (2015). Can optimal marker weightings improve thoracohumeral kinematics accuracy? *Journal of biomechanics*, 48(10), 2019-2025.
- Begon, M., Monnet, T. et Lacouture, P. (2007). Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait & Posture*, 25(3), 353-359.
- Bélaïse, C., Dal Maso, F., Michaud, B., Mombaur, K. et Begon, M. (2018). An EMG-marker tracking optimisation method for estimating muscle forces. *Multibody Syst Dyn*, 42(2), 119-143.

- Bernard, B. P. et Putz-Anderson, V. (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.
- Blache, Y. et Begon, M. (2017). Influence of shoulder kinematic estimate on joint and muscle mechanics predicted by musculoskeletal model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(4), 715-722.
- Blache, Y. et Begon, M. (2018). Influence of shoulder kinematic estimate on joint and muscle mechanics predicted by musculoskeletal model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(4), 715-722.
- Bodin, J., Ha, C., Chastang, J. F., Descatha, A., Leclerc, A., Goldberg, M., . . . Roquelaure, Y. J. A. J. o. I. M. (2012). Comparison of risk factors for shoulder pain and rotator cuff syndrome in the working population. 55(7), 605-615.
- Bolsterlee, B., Veeger, D. H. et Chadwick, E. K. (2013). Clinical applications of musculoskeletal modelling for the shoulder and upper limb. *Medical & biological engineering & computing*, 51(9), 953-963. doi: 10.1007/s11517-013-1099-5
- Boone, D. C. et Azen, S. P. (1979). Normal range of motion of joints in male subjects. *JBJS*, 61(5), 756-759.
- Breslin, F. C. et Smith, P. J. A. j. o. i. m. (2005). Age-related differences in work injuries: A multivariate, population-based study. 48(1), 50-56.
- Burdorf, A., Van Der Beek, A. J. S. j. o. w., environment et health. (1999). Exposure assessment strategies for work-related risk factors for musculoskeletal disorders. 25-30.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., Neal, R. J. et Kippers, V. J. H. F. (1995). Self-selected manual lifting technique: functional consequences of the interjoint coordination. 37(2), 395-411.
- Chaffin, D. B. (2006). Occupational biomechanics. *Wiley Interscience*, 37-51.
- Chen, S.-K., Simonian, P. T., Wickiewicz, T. L., Otis, J. C. et Warren, R. F. (1999). Radiographic evaluation of glenohumeral kinematics: a muscle fatigue model. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 8(1), 49-52.
- Chen, Y.-L. et Chiou, W.-K. J. W. (2015). Comparison of static lifting capacity between experienced and novice Taiwanese female workers. 52(3), 549-558.

- Chen, Y.-L. J. I. J. o. I. E. (2014). Effects of work experience and exertion height on static lifting strengths and lift strategies of experienced and novice female participants. *44(5)*, 607-614.
- Chu, Y., Akins, J., Lovalekar, M., Tashman, S., Lephart, S. et Sell, T. J. J. o. b. (2012). Validation of a video-based motion analysis technique in 3-D dynamic scapular kinematic measurements. *45(14)*, 2462-2466.
- Cohen, R. B. et Williams, J. G. (1998). Impingement syndrome and rotator cuff disease as repetitive motion disorders. *Clinical orthopaedics and related research(351)*, 95-101.
- Desmoulins, L. (2017). Modélisation et analyses cinématiques de l'épaule lors de levers de charges en hauteur.
- Dome, D. C. et Kibler, W. B. (2006). Evaluation and management of scapulothoracic disorders. *Current Opinion in Orthopaedics, 17(4)*, 321-324.
- Dufour, M. (2016). Rafrâichissement de mémoire sur l'anatomo-biomécanique de l'épaule. *Kinesithérapie, la revue, 16(171)*, 24-34.
- Duguay., P. (2012). Lésions professionnelles indemnisées au Québec en 2005-2007: profil statistique par industrie/categorie professionnelle. *Etudes et recherches/Rapport R749, Montreal: IRSST.*
- Duprey, S., Cheze, L. et Dumas, R. (2010). Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization. *Journal of biomechanics, 43(14)*, 2858-2862.
- Duprey, S., Naaïm, A., Moissenet, F., Begon, M. et Chèze, L. (2017). Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation: an overview. *Journal of Biomechanics, 62*, 87-94.
- 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
- Ellenbecker, T. et Derscheid, G. (1989). Rehabilitation of overuse injuries of the shoulder. *Clinics in sports medicine, 8(3)*, 583-604.
- Engholm, G. et Holmström, E. (2005). Dose-response associations between musculoskeletal disorders and physical and psychosocial factors among construction workers. *Scandinavian journal of work, environment & health, 31*, 57-67.

- Ericsson, K. A. (2006). The influence of experience and deliberate practice on the development of superior expert performance. *The Cambridge handbook of expertise and expert performance*, 38, 685-705.
- Estes, C., Jackson, L., Castillo, D. J. M. et Report, M. W. (2010). Occupational injuries and deaths among younger workers-United States, 1998-2007. *59(15)*, 449-455.
- Faber, G., Kingma, I., Kuijer, P., Van der Molen, H., Hoozemans, M., Frings-Dresen, M. et Van Dieen, J. J. E. (2009). Working height, block mass and one-vs. two-handed block handling: the contribution to low back and shoulder loading during masonry work. *52(9)*, 1104-1118.
- Felstead, A. J., Ricketts, D. J. O. et Trauma. (2017). Biomechanics of the Shoulder and Elbow. *31(5)*, 300-305.
- Fohanno, V., Colloud, F., Begon, M. et Lacouture, P. (2010). Estimation of the 3D kinematics in kayak using an extended Kalman filter algorithm: a pilot study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(S1), 55-56.
- Frost, P. et Andersen, J. H. (1999). Shoulder impingement syndrome in relation to shoulder intensive work. *Occupational and Environmental Medicine*, 56(7), 494-498.
- 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. (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.
- Grieve, J. R. et Dickerson, C. R. J. O. E. (2008). Overhead work: Identification of evidence-based exposure guidelines. *8(1)*, 53-66.
- 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.
- Häkkänen, M., Viikari-Juntura, E., Martikainen, R. J. O. et medicine, e. (2001). Job experience, work load, and risk of musculoskeletal disorders. *58(2)*, 129-135.

- Halder, A. M., Itoi, E. et An, K.-N. J. O. C. (2000). Anatomy and biomechanics of the shoulder. *31*(2), 159-176.
- Hill, K. L. (2014). *Occupational Injury, Employment Experiences and Inner City Emerging Adults*. (University of California, San Francisco).
- Holmström, E., 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.
- Hoozemans, M. J., Kingma, I., de Vries, W. H. et van Dieën, J. H. (2008). Effect of lifting height and load mass on low back loading. *Ergonomics*, *51*(7), 1053-1063.
- Hudak, P. L., Amadio, P. C., Bombardier, C., Beaton, D., Cole, D., Davis, A., . . . Marx, R. G. (1996). Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder, and head). *American journal of industrial medicine*, *29*(6), 602-608.
- Inman, V. T. et Abbott, L. C. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *JBJS*, *26*(1), 1-30.
- Jackson, M., Michaud, B., Tétreault, P. et Begon, M. J. J. o. b. (2012). Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *45*(12), 2180-2183.
- Jeong, H. et Ohno, Y. (2018). Classification of Skilled Experts through Center-of-Pressure Velocity. (Proc), 61-62.
- Jeong, H., Ohno, Y. J. T. o. J. S. f. M. et Engineering, B. (2018). Classification of Skilled Experts through Center-of-Pressure Velocity. (Proc), 61-62.
- Karduna, A. R., McClure, P. W., Michener, L. A. et Sennett, B. J. J. o. b. e. (2001). Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. *123*(2), 184-190.
- Kibler, B. W. et McMullen, J. (2003). Scapular dyskinesia and its relation to shoulder pain. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, *11*(2), 142-151.
- Kibler, B. W., Sciascia, A. et Wilkes, T. (2012). Scapular dyskinesia and its relation to shoulder injury. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, *20*(6), 364-372.

- 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.
- 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.
- Kraatz, S., Lang, J., Kraus, T., Münster, E. et Ochsmann, E. (2013). The incremental effect of psychosocial workplace factors on the development of neck and shoulder disorders: a systematic review of longitudinal studies. *International archives of occupational and environmental health*, 86(4), 375-395.
- Labriola, J. E., Lee, T. Q., Debski, R. E. et McMahon, P. J. (2005). Stability and instability of the glenohumeral joint: the role of shoulder muscles. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 14(1), S32-S38.
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U. et Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & posture*, 21(2), 212-225.
- Lebeau, M., Duguay, P. et Boucher, A. (2013). *Les coûts des lésions professionnelles au Québec, 2005-2007*. Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail.
- Leboeuf, F., Schwartz, C., Brochard, S., Lempereur, M., Burdin, V. et Rémy-Néris, O. (2012). Relevance of skin deformation to track the scapula during forward humeral elevations. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(sup1), 365-367.
- Lee, J., Nussbaum, M. A. et Kyung, G. J. E. (2014a). Effects of work experience on fatigue-induced biomechanical changes during repetitive asymmetric lifts/lowers. 57(12), 1875-1885.
- Lee, J., Nussbaum, M. A. et Kyung, G. J. I. J. o. I. E. (2014b). Effects of work experience on work methods during dynamic pushing and pulling. 44(5), 647-653.
- Lippel, K. (2009). Le droit québécois et les troubles musculo-squelettiques: règles relatives à l'indemnisation et à la prévention. *Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé*(11-2).

- Loew, M., Doustdar, S., Drath, C., Weber, M.-A., Bruckner, T., Porschke, F., . . . Akbar, M. (2019). Could long-term overhead load in painters be associated with rotator cuff lesions? A pilot study. *PloS one*, *14*(3), e0213824.
- Lu, T.-W. et O'connor, J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of biomechanics*, *32*(2), 129-134.
- Ludewig, P. M. et Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical therapy*, *80*(3), 276-291.
- Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J. et LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume.*, *91*(2), 378.
- 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.
- Luger, T., Mathiassen, S. E., Srinivasan, D., Bosch, T. J. A. o. w. e. et health. (2017). Influence of work pace on upper extremity kinematics and muscle activity in a short-cycle repetitive pick-and-place task. *61*(3), 356-368.
- Luttmann, A., Jäger, M., Griefahn, B., Caffier, G., Liebers, F. et Organization, W. H. (2004). La prévention des troubles musculo-squelettiques sur le lieu de travail.
- Marras, W., Parakkat, J., Chany, A., Yang, G., Burr, D. et Lavender, S. (2006). Spine loading as a function of lift frequency, exposure duration, and work experience. *Clinical Biomechanics*, *21*(4), 345-352.
- 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*, 1-12.
- Mayer, J., Kraus, T. et Ochsmann, E. (2012). Longitudinal evidence for the association between work-related physical exposures and neck and/or shoulder complaints: a systematic review. *International archives of occupational and environmental health*, *85*(6), 587-603.
- McClure, P. W., Michener, L. A., Sennett, B. J. et Karduna, A. R. (2001). Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of shoulder and elbow surgery*, *10*(3), 269-277.

- McQuade, K., Wei, S. H. et Smidt, G. (1995). Effects of local muscle fatigue on three-dimensional scapulohumeral rhythm. *Clinical Biomechanics*, 10(3), 144-148.
- Meyer, K. E., Saether, E. E., Soiney, E. K., Shebeck, M. S., Paddock, K. L. et Ludewig, P. M. (2008). Three-dimensional scapular kinematics during the throwing motion. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(1), 24-34.
- Michaud, B. et Begon, B. (2016). *Thorax ellipsoid optimization based on scapula movements' area improves kinematic reconstruction of the scapula*. Communication présentée Digital Human Modeling Congress.
- Michener, L. A., Elmore, K. A., Darter, B. J. et Timmons, M. K. J. M. t. (2016). Biomechanical measures in participants with shoulder pain: intra-rater reliability. 22, 86-93.
- Michener, L. A., McClure, P. W. et Karduna, A. R. (2003). Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical biomechanics*, 18(5), 369-379.
- Miranda, H., Punnett, L., Viikari-Juntura, E., Heliövaara, M. et Knekt, P. (2008). Physical work and chronic shoulder disorder. Results of a prospective population-based study. *Annals of the rheumatic diseases*, 67(2), 218-223.
- Monaco, M. G. L., Fiori, L., Marchesi, A., Greco, A., Ghibaudo, L., Spada, S., . . . Draicchio, F. (2018). *Biomechanical Overload Evaluation in Manufacturing: A Novel Approach with sEMG and Inertial Motion Capture Integration*. Communication présentée Congress of the International Ergonomics Association.
- Moré, J. J. (1978). The Levenberg-Marquardt algorithm: implementation and theory (*Numerical analysis* (p. 105-116): Springer.
- Naaïm, A., Moissenet, F., Duprey, S., Begon, M. et Cheze, L. J. J. o. b. (2017). Effect of various upper limb multibody models on soft tissue artefact correction: A case study. 62, 102-109.
- Nogueira, H. C., Locks, F., Barbieri, D. F. et Oliveira, A. B. (2018). How does the biomechanical exposure of the upper body in manual box handling differ from exposure in other tasks in the real industrial context? *International Journal of Industrial Ergonomics*, 68, 8-14.
- Oliveira, A., Silva, L., Pálinkás, E., Padula, R. et Coury, H. (2012). How is a box handled when all surfaces can be freely held? *Ergonomics*, 55(1), 78-86.

- Parida, R. et Ray, P. K. (2015). Biomechanical modelling of manual material handling tasks: a comprehensive review. *Procedia Manufacturing*, 3, 4598-4605.
- Pataky, T. C. (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*, 43(10), 1976-1982.
- Phadke, V., Camargo, P. et Ludewig, P. (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.
- 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.
- Plamondon, A., Delisle, A., Bellefeuille, S., Denis, D., Gagnon, D., Larivière, C. et ergonomics, I. M. R. G. J. A. (2014). Lifting strategies of expert and novice workers during a repetitive palletizing task. 45(3), 471-481.
- Plamondon, A., Delisle, A., Bellefeuille, S., Denis, D., Gagnon, D., Larivière, C. et Group, I. M. R. (2014). Lifting strategies of expert and novice workers during a repetitive palletizing task. *Applied ergonomics*, 45(3), 471-481.
- Plamondon, A., Denis, D., Delisle, A., Larivière, C., Salazar, E. et group, I. M. r. (2010). Biomechanical differences between expert and novice workers in a manual material handling task. *Ergonomics*, 53(10), 1239-1253.
- Potvin, J. R. (2008). Occupational spine biomechanics: a journey to the spinal frontier. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(6), 891-899.
- Provencher, J., Blouin, S., Barbeau, A. et Gélinas, P. Statistiques sur les lésions attribuables aux TMS en milieu de travail 2012-2015. *Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail du Québec (CNESSST), Québec2016*.
- Punnett, L., Wegman, D. H. J. J. o. e. et kinesiology. (2004). Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. 14(1), 13-23.
- 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.

- Roux, E., Bouilland, S., Godillon-Maquinghen, A.-P. et Bouttens, D. (2002). Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *Journal of biomechanics*, 35(9), 1279-1283.
- Sahara, W., Sugamoto, K., Murai, M. et Yoshikawa, H. (2007). Three-dimensional clavicular and acromioclavicular rotations during arm abduction using vertically open MRI. *Journal of Orthopaedic Research*, 25(9), 1243-1249.
- Schmitz, A., Ye, M., Shapiro, R., Yang, R. et Noehren, B. (2014). Accuracy and repeatability of joint angles measured using a single camera markerless motion capture system. *Journal of biomechanics*, 47(2), 587-591.
- Sedighi, A., Nussbaum, M. A. J. J. o. E. et Kinesiology. (2017). Temporal changes in motor variability during prolonged lifting/lowering and the influence of work experience. 37, 61-67.
- Šenk, M. et Chèze, L. (2006). Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clinical biomechanics*, 21, S3-S8.
- Serrien, B., Goossens, M., & Baeyens, J.-P. (2019). Statistical parametric mapping of biomechanical one-dimensional data with Bayesian inference. *International Biomechanics*, 6(1), 9-18.
- Shanahan, E. M. et Sladek, R. (2011). Shoulder pain at the workplace. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 25(1), 59-68.
- 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.
- Silverstein, B. A., Bao, S. S., Fan, Z. J., Howard, N., Smith, C., Spielholz, P., . . . Viikari-Juntura, E. (2008). Rotator cuff syndrome: personal, work-related psychosocial and physical load factors. *Journal of occupational and environmental medicine*, 50(9), 1062-1076.
- Simoneau, S., St-Vincent, M. et Chicoine, D. (2013). Les TMS des membres supérieurs: mieux les comprendre pour mieux les prévenir. *Québec: IRSST*.

- Sood, D., Nussbaum, M. A. et Hager, K. (2007). Fatigue during prolonged intermittent overhead work: reliability of measures and effects of working height. *Ergonomics*, 50(4), 497-513.
- Statistics, B. o. L. (2010). *Nonfatal Occupational Injuries and Illnesses Requiring Days Away From Work*. US Government: USA.
- Stattin, M. et Järholm, B. (2005). Occupation, work environment, and disability pension: a prospective study of construction workers. *Scandinavian journal of public health*, 33(2), 84-90.
- Svendsen, S. W., Gelineck, J., Mathiassen, S. E., Bonde, J. P., Frich, L. H., Stengaard-Pedersen, K. et Egund, N. (2004). Work above shoulder level and degenerative alterations of the rotator cuff tendons: a magnetic resonance imaging study. *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology*, 50(10), 3314-3322.
- Swaen, G., Van Amelsvoort, L., Bültmann, U. et Kant, I. (2003). Fatigue as a risk factor for being injured in an occupational accident: results from the Maastricht Cohort Study. *Occupational and environmental medicine*, 60(suppl 1), i88-i92.
- Teece, R. M., Lunden, J. B., Lloyd, A. S., Kaiser, A. P., Cieminski, C. J. et Ludewig, P. M. (2008). Three-dimensional acromioclavicular joint motions during elevation of the arm. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 38(4), 181-190.
- Thomas, S., Reading, J. et Shephard, R. J. (1992). Revision of the physical activity readiness questionnaire (PAR-Q). *Canadian journal of sport sciences*.
- U.S. Department of Labor, B. o. L. S. (2008). *Current population survey, 1998--2007 (microdata files) and labor force, employment, and unemployment from the current population survey*. Washington, DC.
- van Andel, C., van Hutten, K., Eversdijk, M., Veeger, D. et Harlaar, J. (2009). Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait & posture*, 29(1), 123-128.
- Van der Helm, F. C. (1994). Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*, 27(5), 527-550.
- Van Der Molen, H. F., Foresti, C., Daams, J. G., Frings-Dresen, M. H. et Kuijer, P. P. F. J. O. E. M. (2017). Work-related risk factors for specific shoulder disorders: a systematic review and meta-analysis. 74(10), 745-755.

- 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.
- Veeger, H. et Van Der Helm, F. (2007). Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. *Journal of biomechanics*, 40(10), 2119-2129.
- Vézina, M., Cloutier, E., Stock, S., Lippel, K., Fortin, É., Delisle, A., . . . Vézina, S. (2011). Enquête québécoise sur des conditions de travail, d'emploi, et de santé et de sécurité du travail (EQCOTESST): Québec: Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail-Institut national de santé publique du Québec et Institut de la statistique du Québec.
- Watanabe, S., Torigai, K., Hayashi, M., Jeong, H., Shimizu, S., Kido, M., . . . Ohno, Y. (2014). *A difference of human posture between beginner and expert during lifting a heavy load*. Communication présentée Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), 2014 7th.
- Wilkins, K. et Mackenzie, S. G. J. H. R. (2007). Work injuries. *18(3)*, 25-42.
- Woolf, A. D. et Pfleger, B. (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the World Health Organization*, 81, 646-656.
- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., . . . Wang, X. (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.
- Yamamoto, N. et Itoi, E. (2015). A review of biomechanics of the shoulder and biomechanical concepts of rotator cuff repair. *Asia-Pacific journal of sports medicine, arthroscopy, rehabilitation and technology*, 2(1), 27-30.
- Yang, J., Feng, X., Kim, J. H. et Rajulu, S. (2010). Review of biomechanical models for human shoulder complex. *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, 1(3), 271-293.