

**Université de Montréal**

**Développement d'indicateurs biomécaniques en  
manutention et leur application dans l'étude des  
différences entre les sexes lors de levers de charges en  
hauteur**

par

**Romain Martinez**

École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique

Faculté de Médecine

Thèse présentée en vue de l'obtention du grade de

Philosophiæ Doctor (Ph.D.)

en Sciences de l'Activité Physique

24 Septembre 2020



# Université de Montréal

Faculté des études supérieures et postdoctorales

Cette thèse intitulée

## **Développement d'indicateurs biomécaniques en manutention et leur application dans l'étude des différences entre les sexes lors de levers de charges en hauteur**

présentée par

**Romain Martinez**

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

*Jeffrey Caron*

---

(président-rapporteur)

*Mickaël Begon*

---

(directeur de recherche)

*Fabien Leboeuf*

---

(membre du jury)

*Adriana Savescu*

---

(examineur externe)

*Phaedra Royle*

---

(représentant du doyen de la Faculté de médecine)



## Résumé

---

Les blessures musculo-squelettiques du membre supérieur représentent un problème de santé publique dans le secteur de la manutention. En plus d'affecter la qualité de vie du travailleur, ces lésions entraînent une perte de temps de travail et une augmentation des coûts de production. Alors que nous avons des évidences épidémiologiques que les femmes manutentionnaires sont plus nombreuses que les hommes à souffrir de douleurs à l'épaule, la littérature fait défaut d'indices biomécaniques qui expliquent l'origine de cette différence.

L'objectif général de cette thèse était d'améliorer l'évaluation des techniques de manutention du membre supérieur, avec trois objectifs spécifiques : (1) développer des indices cinématiques, électromyographiques et musculo-squelettiques synthétiques pour évaluer et différencier des techniques de manutention du membre supérieur ; (2) développer un logiciel libre d'analyse biomécanique ; et (3) utiliser les indices et le logiciel développés pour décrire les différences biomécaniques entre des femmes et des hommes manutentionnaires.

Nous avons récolté des données de cinématique, d'électromyographie et de force sur 30 femmes et 30 hommes réalisant une tâche de manutention qui consistait à déplacer une boîte de 6 et 12 kg entre la hauteur des hanches et la hauteur des yeux. À partir de ces données, nous avons développé des indicateurs synthétiques : un indicateur cinématique utile pour identifier des techniques de manutention problématiques et plus généralement les fonctions articulaires ; des indicateurs électromyographiques qui permettent d'estimer la quantité d'activation musculaire et la co-contraction musculaire ; et des indicateurs

musculo-squelettiques qui permettent d'estimer les contraintes musculaires totales et les contraintes appliquées à l'articulation glénohumérale.

Nous avons implémenté ces indicateurs avec *pyomeca*, notre logiciel libre d'analyse biomécanique. Mis à disposition de la communauté biomécanique, *pyomeca* supporte des tâches utiles dans le quotidien d'un chercheur biomécanique, mais également des routines biomécaniques plus avancées, axées sur la mécanique du corps rigide et le traitement de signal. Ce dernier se démarque des logiciels biomécaniques existants parce que c'est une solution libre, conviviale, spécialisée et sûre.

Nous avons ensuite appliqué les indices synthétiques pour décrire les différences biomécaniques entre les femmes et les hommes participant à notre expérimentation. L'indicateur cinématique a montré que les femmes employaient une technique de manutention moins sécuritaire, avec une plus grande contribution glénohumérale, une faible contribution des membres inférieurs et une boîte plus éloignée du tronc. Ces différences de technique se sont répercutées sur les indicateurs électromyographiques et musculo-squelettiques, avec des activations musculaires deux fois plus importantes comparative-ment aux hommes et une moindre stabilité de l'articulation glénohumérale. Ces différences pourraient contribuer à expliquer la prévalence de blessure du membre supérieur plus élevée chez les femmes manutentionnaires.

Cette thèse a donc permis de développer des indicateurs synthétiques et un logiciel libre d'analyse biomécanique qui pourraient permettre aux ergonomes d'évaluer l'exposition aux risques de blessures du membre supérieur pendant une tâche de travail dynamique. Appliqués à une population spécifique, ces indicateurs suggèrent qu'il est crucial d'accorder une attention particulière au sexe pendant l'évaluation d'une tâche de travail au-dessus des épaules.

**Mots-clés** : membre supérieur, manutention, cinématique, électromyographie, modélisation musculo-squelettique, effet du sexe, logiciel libre, programmation.

# Abstract

---

Work-related upper limb musculoskeletal disorders represent a public health challenge in the material handling industry. In addition to affecting the worker's quality of life, these injuries result in lost work time and increased production costs. While we have epidemiological evidence that more female material handlers suffer from shoulder pain than men, the literature is lacking biomechanical indicators that explain the origin of this difference.

The general objective of this thesis was to improve the evaluation of upper limb handling techniques, with three specific objectives : (1) to develop synthetic kinematic, electromyographic and musculoskeletal indicators to evaluate and differentiate upper limb handling techniques ; (2) to develop an open source biomechanical analysis software ; and (3) to use the developed indicators and software to describe the biomechanical differences between female and male workers.

We collected kinematics, electromyography and force data on 30 women and 30 men performing a handling task that consisted in lifting a 6 and 12 kg box from hip to eye level. From these data, we developed synthetic indicators : a kinematic indicator useful to identify poor handling techniques and more generally joint functions ; two electromyographic indicators to quantify the amount of muscle activation and muscle co-contraction ; and two musculoskeletal indicators to estimate total muscle stress and stress applied to the glenohumeral joint.

We have implemented these indicators with *pyomeca*, our open-source biomechanical analysis software. Available to the biomechanical community, *pyomeca* provide basic

operations useful in the daily workflow of a biomechanical researcher, but also more advanced biomechanical routines geared towards rigid body mechanics and signal processing. *pyomeca* stands from existing biomechanical software because it is an open-source, user-friendly, specialized and secure solution.

We then applied our synthetic indicators to describe the biomechanical differences between the women and men participating in our experiment. The kinematic indicator showed that women used a poor handling technique, with a higher glenohumeral contribution, a low contribution from the lower limbs and a box further away from the trunk. These differences in technique affected the electromyographic and musculoskeletal indicators, with twice as much muscle activation compared to men and less glenohumeral stability. These results may contribute to the sex difference in the prevalence of upper limb musculoskeletal disorders.

This thesis has enabled the development of biomechanical indicators and an open-source software that could allow ergonomists to assess the upper limb exposure during a dynamic lifting task. Applied to a specific population, these indicators argue for a careful consideration of sex during ergonomics intervention, particularly during overhead work.

**Keywords** : upper limb, manual material handling, kinematics, electromyography, musculoskeletal modeling, sex-related differences, open-source software, programming.



# Table des matières

---

<b>Résumé</b> .....	v
<b>Abstract</b> .....	vii
<b>Liste des tableaux</b> .....	xiii
<b>Liste des figures</b> .....	xv
<b>Liste des sigles et des abréviations</b> .....	xix
<b>Liste des publications et communications</b> .....	xxi
Revue scientifique à comité de lecture.....	xxi
Congrès internationaux.....	xxii
Conférences locales.....	xxiii
Chapitres de livre et rapports de recherche.....	xxiv
<b>Remerciement</b> .....	xxv
<b>Introduction</b> .....	1
<b>Chapitre 1. Revue de littérature</b> .....	5
1.1. Épidémiologie des blessures du membre supérieur en manutention.....	6
1.1.1. Anatomie fonctionnelle du membre supérieur.....	7
1.1.2. Pathologies communes du membre supérieur.....	11
1.1.3. Facteurs de risque de blessures.....	15

1.2.	Analyses biomécaniques du membre supérieur en manutention .....	22
1.2.1.	Analyses cinématiques .....	24
1.2.2.	Analyses électromyographiques .....	39
1.2.3.	Analyses musculo-squelettiques .....	49
1.3.	Logiciel libre d'analyse biomécanique .....	67
1.3.1.	Des solutions propriétaires .....	70
1.3.2.	Des langages de programmation non-adaptés .....	71
1.3.3.	Une convivialité limitée .....	73
1.3.4.	Des pratiques logicielles limitées .....	76
1.4.	Objectifs spécifiques .....	78
<b>Chapitre 2. Développement d'indicateurs cinématiques en manutention .....</b>		<b>79</b>
2.1.	Article n.º1 .....	79
2.1.1.	Context: upper-limb musculoskeletal disorders, an economic and social challenge .....	81
2.1.2.	The shoulder, a complex joint to measure and model .....	82
2.1.3.	Shoulder biomechanical experiments .....	85
2.1.4.	Case study: overhead lifting tasks .....	88
2.1.5.	Conclusion .....	94
2.2.	Article n.º2 .....	96
2.2.1.	Introduction .....	98
2.2.2.	Methods .....	99
2.2.3.	Results .....	104
2.2.4.	Discussion .....	110
2.2.5.	Appendix .....	115

<b>Chapitre 3. Développement d'indicateurs électromyographiques en manutention</b>	<b>117</b>
3.1. Article n.º3 .....	117
3.1.1. Introduction .....	119
3.1.2. Methods .....	122
3.1.3. Results.....	127
3.1.4. Discussion.....	130
3.1.5. Conclusion.....	136
3.1.6. Appendix.....	136
<b>Chapitre 4. Développement d'indicateurs musculo-squelettique en manutention</b>	<b>141</b>
4.1. Article n.º4 .....	141
4.1.1. Introduction .....	143
4.1.2. Materials and methods.....	144
4.1.3. Results.....	147
4.1.4. Discussion .....	151
4.1.5. Appendix.....	158
<b>Chapitre 5. Développement d'un logiciel libre d'analyse biomécanique.....</b>	<b>163</b>
5.1. Article n.º5 .....	163
5.1.1. Statement of Need .....	164
5.1.2. Summary .....	165
5.1.3. Features .....	166
5.1.4. Research Projects Using pyomeca .....	171
5.1.5. Acknowledgements.....	171
<b>Chapitre 6. Discussion générale .....</b>	<b>173</b>
6.1. Développement d'indicateurs biomécaniques en manutention.....	175

6.1.1. Indicateur cinématique.....	175
6.1.2. Indicateurs EMG .....	179
6.1.3. Indicateurs musculo-squelettiques .....	182
6.2. Développement d'un logiciel libre d'analyse biomécanique.....	185
6.2.1. Un logiciel biomécanique libre et convivial .....	185
6.2.2. Vers un écosystème de logiciels biomécaniques.....	187
6.2.3. Futurs développements .....	189
6.3. Différences biomécaniques du membre supérieur selon le sexe pendant une tâche de manutention.....	190
6.3.1. Description générale de la tâche de manutention .....	191
6.3.2. Interaction entre le sexe et la masse.....	193
6.3.3. Stabilisation du membre supérieur .....	195
6.3.4. Considérations méthodologiques.....	197
6.4. Pertinences ergonomiques et perspectives.....	202
<b>Conclusion .....</b>	<b>209</b>
<b>Références bibliographiques .....</b>	<b>211</b>

## Liste des tableaux

---

2	Dépendances et validations de l'approche directe.....	61
3	Dépendances et validations de l'approche inverse.....	62
4	Solutions logicielles biomécaniques existantes.....	69
5	Sample size for each variable.....	124
6	Composite variable descriptions.....	126
7	Muscle abbreviations used in the Wu et al. [435] shoulder model.....	160



## Liste des figures

---

1	Structures osseuses et articulaires composant le complexe de l'épaule.....	8
2	Muscles constituant le complexe de l'épaule.....	9
3	L'espace sous-acromial diminue avec l'élévation de l'humérus.....	12
4	Illustration d'une force de compression.....	14
5	Modèle conceptuel de la différence de prévalence de blessures chez les femmes.	18
6	Occlusions de marqueurs. ....	25
7	Configuration de caméras standard pour une analyse cinématique 3D. ....	26
8	Le système de coordonnées local du pelvis. ....	28
9	Exemple illustrant un artéfact de tissus mous.....	31
10	Illustration de la cinématique inverse.....	32
11	Séquence d'angle de Cardan XYZ.....	33
12	Exemple d'un ellipsoïde géométrique. ....	37
13	Schéma simplifié de la contraction musculaire.....	40
14	La sommation des potentiels d'action. ....	41
15	Processus standard de traitement du signal EMG.....	43
16	Publications en lien avec la modélisation musculo-squelettique.....	49
17	Illustration d'une trajectoire musculaire de triceps.....	51
18	Modèle musculo-tendineux de Hill.....	52
19	Relations force-longueur d'un muscle de type Hill.....	52

20	Relations force-vitesse d'un muscle de type Hill. ....	53
21	Diagramme de l'approche directe. ....	53
22	Diagramme de l'approche inverse. ....	55
23	Le continuum de complexité d'un modèle musculo-squelettique. ....	58
24	La personnalisation d'un modèle musculo-squelettique. ....	59
25	Exemple de la personnalisation d'un modèle générique. ....	59
26	Exemple de données biomécaniques. ....	68
27	Intérêt de recherche <i>Google</i> relatif pour Python et Matlab. ....	73
28	Sélection, calcul et visualisation de données de marqueurs. ....	74
29	Illustration of shoulder joint constraints and skin markers. ....	83
30	Setup of upper-body marker set and EMG. ....	90
31	Joint contributions over time to arm elevation. ....	92
32	Joint contributions over time to the height reached by women and men. ....	93
33	The three phases of a hips-eyes movement. ....	100
34	Positions of the reflective markers according to Jackson et al. [197]. ....	101
35	Joint contributions over the time to the box height. ....	105
36	Sex-mass interaction, sex and mass main effect on the joint contribution. ....	106
37	Joint contribution and post hoc analysis for the two mass-related comparisons. ....	107
38	Joint contribution and post hoc analysis for the four sex-related comparisons. .	109
39	Scatter plot of the mean joint contribution against the relative mass of the box. ....	110
40	Joint contribution of men (18 kg) and women (12 kg) over the time. ....	116
41	Experimental set-up and representative subject during the box lifting task. ....	123
42	Individual muscle activations when men and women lifted a 6- or a 12-kg box. ....	128



43	Effect size averaged across significant clusters and effect duration. ....	129
44	SumEMG <sub>delt</sub> and MF <sub>delt</sub> when men and women lifted a 6- or a 12-kg box. ....	131
45	The pulling, lifting and dropping phases of the lifting task.....	145
46	Sum of muscle activations and forces over time.....	148
47	Empirical cumulative distribution function of muscle activations and forces. ...	149
48	Distribution of muscle activations and forces for each muscle.....	150
49	Sum of muscle activations and forces with the sex and mass main effects. ....	151
50	Empirical cumulative distribution function of muscle activations and forces. ...	152
51	Boxplot of the relative time spent beyond a shear-compression dislocation ratio.	153
52	Framework to link the biomechanical evidences and the sex-related differences.	156
53	Box-thorax distance by sex with a 6 kg and 12 kg box.....	161
54	Hip vertical displacement distance by sex with a 6 kg and 12 kg box.....	161
55	An example of musculoskeletal biomechanical data with skin marker positions.	165
56	pyomeca offers several ways to create specialized data structures.....	167
57	pyomeca data-processing capabilities. ....	168
58	Plotting raw data with pyomeca.....	168
59	EMG data analysis carried with pyomeca. ....	169
60	Data aggregation performed with pyomeca. ....	170
61	Visualisation with pyomeca and pandas.....	170
62	Example of statistical methods in pandas. ....	171
63	Illustration de la contribution des articulations à la hauteur de la boîte. ....	178
64	<i>Muscle Focus</i> pour les participants de l'Article 3. ....	180

65	Somme des activations musculaires et somme des activations EMG. ....	184
66	Dépendances des projets développés sous l'égide de pyomeca. ....	189
67	Interaction entre les indicateurs synthétiques. ....	192
68	Nouvelle conception de la boîte instrumentée. ....	199

## Liste des sigles et des abréviations

---

API	<i>application programming interface</i>
DHM	<i>digital human modeling</i>
DOF	<i>degree of freedom</i>
ECDF	<i>empirical cumulative distribution function</i>
ED	<i>effect duration</i>
EMG	électromyographie
ES	<i>effect size</i>
WR/EL	<i>wrist/elbow</i>
GB	gigabyte
GH	<i>glenohumeral</i>
IO	<i>input-output</i>
IRM	imagerie par résonance magnétique
ISB	<i>international society of biomechanics</i>
ISO	<i>international organization for standardization</i>
MF	<i>muscle focus</i>
MMH	<i>manual material handling</i>
MSD	<i>musculoskeletal disorders</i>
MSK	<i>musculoskeletal</i>
MVA	<i>maximal voluntary activation</i>
MVC	<i>maximal voluntary contraction</i>
NIOSH	<i>United States institute for occupational safety and health</i>

TR/PE	<i>trunk/pelvis</i>
ROB	<i>rest of body</i>
ROM	<i>range of motion</i>
RULA	<i>rapid upper limb assessment</i>
SARA	<i>symmetrical axis of rotation approach</i>
SC/AC	<i>sterno-clavicular/acromio-clavicular</i>
SCORE	<i>symmetrical centre of rotation estimation</i>
SD	<i>standard deviation</i>
SENIAM	<i>surface EMG for non-invasive assessment of muscles</i>
SHR	<i>scapulohumeral rhythm</i>
SPM	<i>statistical parametric mapping</i>
ULMD	<i>upper limb musculoskeletal disorders</i>

# Liste des publications et communications

---

## Revue scientifique à comité de lecture

- (1) **Martinez R.**, Bouffard J., Michaud B., Plamondon B., Côté J. N. and Begon M. 2019. "Sex Differences in Upper Limb 3D Joint Contributions during a Lifting Task." *Ergonomics*. publié
- (2) **Martinez R.**, Assila N., Goubault E., and Begon M. 2020. "Sex differences in upper limb musculoskeletal biomechanics during a lifting task." *Applied Ergonomics*. publié
- (3) **Martinez R.**, Michaud B., and Begon M. 2020. "Pyomeca: An Open-Source Framework for Biomechanical Analysis." *Journal of Open-Source Software*. publié
- (4) Bouffard J.<sup>1</sup>, **Martinez R.**<sup>1</sup>, Plamondon A., Côté J. N. and Begon M. 2019. "Sex Differences in Glenohumeral Muscle Activation and Coactivation during a Box Lifting Task." *Ergonomics*. publié
- (5) Goubault E., **Martinez R.**, Assila N., Monga-Dubreuil E., Dowling-Medley J., Dal Maso F., and Begon M. 2020. "Effect of expertise on shoulder and upper limb kinematics, electromyography and estimated muscle forces during a lifting task." *Human Factors*. publié
- (6) Allard P., **Martinez R.**, Deguire S., and Tremblay J. 2020. "In-Season Session Training Load Relative to Match Load in Professional Ice Hockey." *The Journal of Strength and Conditioning Research*. publié
- (7) Turpin A. N., **Martinez R.** and Begon M. 2020. "Shoulder muscle activation strategies differ when lifting or lowering a load." *European Journal of Applied Physiology*. publié
- (8) Turpin A. N., **Martinez R.** and Begon M. 2020. "Shoulder muscles coordination during eccentric actions." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (44th Congress of the Société de Biomécanique). publié

---

<sup>1</sup>Co-premier auteur

- (9) Assila N., Pizzolato C., **Martinez R.**, Lloyd D. and Begon M. 2020. "EMG-Assisted Algorithm to Account for Shoulder Muscles Co-Contraction in Overhead Manual Handling." *Applied Sciences*. publié
- (10) **Martinez R.**, Monga-Dubreuil E., Assila N., Desmyttere G., and Begon M. 2019. "Predicting eggbeater kick performances from hip joint testing in artistic swimming." *International Journal of Sports Physiology and Performance*. soumis
- (11) Haering D., **Martinez R.**, Begon M., Bideau N., Nicolas G., Dumont G., and Pontonnier C. 2019. "How to adapt shoulder configuration to manual task characteristics in order to reduce elbow risks." *Applied Ergonomics*. soumis
- (12) Deguire S., **Martinez R.**, Allard P., and Tremblay J. 2019. "Associations between external load, wellness and treatment frequency with injury incidence in professional ice hockey." *British Journal of Sports Medicine*. soumis
- (13) Goubault E., **Martinez R.**, Bouffard J., Downing-Medley J., Monga-Dubreuil E., Begon M., and Dal Maso F. 2020. "Muscle fatigue detection using electromyography during a manual handling activity." *Applied Ergonomics*. soumis
- (14) Aizen K., Bailly F., **Martinez R.**, Tremblay J., and Begon M. 2020. "Predicting skating performance in youth ice hockey using lower-limb isometric strength." *International Journal of Sports Physiology and Performance*. soumis
- (15) **Martinez R.**, Begon M., Degrave V. and Dal Maso F. 2020. "A predictive approach to estimate the maximum voluntary activation of the shoulder muscles." *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. en cours

## Congrès internationaux

- (1) **Martinez R.**, Begon M., and Dal Maso F. July 2018. "Machine learning reduces the amount of necessary maximum voluntary isometric contractions tests of the shoulder muscles." World Congress of Biomechanics. Dublin, Ireland.
- (2) **Martinez R.**, Michaud B., and Begon M. July 2018. "Sex-specific scapulo-humeral rhythm during a lifting task." World Congress of Biomechanics. Dublin, Ireland.

- (3) **Martinez R.**, Bouffard J., and Begon M. August 2017. "*Sex differences in upper limb joints contributions during a lifting task.*" American Society of Biomechanics. Boulder, USA.
- (4) Turpin, N., **Martinez R.**, and Begon M. October 2019. "*Shoulder muscle coordination during eccentric actions.*" Congrès de la Société de Biomécanique. Poitiers, France.
- (5) Monga-Dubreuil E., **Martinez R.**, and Begon M. August 2018. "*Relationship between hip function and performance in elite artistic swimmers.*" International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming. Tsukuba, Japan.

## Conférences locales

- (1) **Martinez R.** June 2020. "*Pyomeca: une librairie Python d'analyse biomécanique.*" 10<sup>ème</sup> café scientifique TransMedTech, Montreal, Canada.
- (2) **Martinez R.** November 2019. "*Développement d'indicateurs de risque de TMS à l'épaule.*" Inauguration du Laboratoire International Associé. Montreal, Canada.
- (3) **Martinez R.** March 2019. "*Estimation du risque de blessure en hockey professionnel: une approche bayésienne innovante.*" Journée de la recherche du département de kinésiologie de l'Université de Montréal. Montreal, Canada.
- (4) **Martinez R.** March 2018. "*Normalisation de signaux électromyographiques à l'aide de l'apprentissage automatique.*" Journée de la recherche du département de kinésiologie de l'Université de Montréal. Montreal, Canada.
- (5) **Martinez R.** March 2017. "*L'effet du sexe sur la contribution des articulations du membre supérieur lors d'une tâche de manutention.*" Congrès de l'Association québécoise des sciences de l'activité physique (AQSAP). Sherbrooke, Canada.
- (6) **Martinez R.** March 2017. "*L'effet du sexe sur la contribution des articulations du membre supérieur lors d'une tâche de manutention.*" Journée de la recherche du département de kinésiologie de l'Université de Montréal. Montreal, Canada.
- (7) **Martinez R.** June 2016. "*L'effet du sexe sur l'activation des muscles de l'épaule lors d'une tâche de manutention.*" Symposium de l'axe Maladies Musculosquelettiques et Réadaptation de l'hôpital Sainte-Justine. Montreal, Canada.

## Chapitres de livre et rapports de recherche

- (1) Goubault E.<sup>1</sup>, **Martinez R.**<sup>1</sup>, Assila N., Dowling-Medley J., Monga-Dubreuil E., Scherrer S. A., Plamondon A., Begon M. *“Effet Du Sexe et de L’expertise Sur Les Contraintes à L’épaule En Manutention.”* Institut Robert-Sauvé en Santé et Sécurité du Travail (IRSST). **Rapport Prévention duration en SST et environnement de travail.** publié
- (2) Blache Y., **Martinez R.**, Dumas R., Begon M., Hagemeister N., and Duprey S. 2019. *“Chapter 20 - Motion Analysis and Modeling of the Shoulder: Challenges and Potential Applications.”* Academic Press. **DHM and Posturography.** publié
- (3) Marion P., Aizen K., Desmyttere G., Monga-Dubreuil E., **Martinez R.**, Assila N., and Begon M. 2019. *“Développer des valeurs normatives des rations et asymétries de force maximale isométrique des muscles de la hanche pour des athlètes élités.”* Institut National du Sport. publié



## Remerciement

---

Nous sommes actuellement le 24 septembre 2020, il est 06:48 et un immense sentiment d'accomplissement m'envahit alors que je rédige les dernières lignes de cette thèse. Il y a quatre ans, je me lançais dans cette aventure et, un peu naïvement, j'imaginai la formation doctorale comme "une autre étape", un simple marathon de 3 ans sur une route sans embûches. Comme j'avais tort ! Je réalise maintenant que la thèse est une expérience riche et unique, nécessitant plusieurs milliers d'heures de travail et constellée de (beaucoup) de moments de doute et de joie, de rencontres et d'apprentissages. Bien que ce soit un travail solitaire, la thèse ne saurait pour autant être menée à bout sans aide et sans soutien. C'est pourquoi je tiens à dédier ces remerciements aux personnes qui ont contribué à ce projet, de près ou de loin, et sans qui ce doctorat n'aurait pas été possible.

En premier lieu, je tiens à remercier mon directeur de thèse, Mickaël Begon, pour la confiance qu'il m'a accordée, pour ses multiples conseils et pour les nombreuses heures qu'il a consacrées à diriger ce travail doctoral. Armé de sa passion pour le mouvement humain, d'une solide dose de patience et d'une grande disponibilité, Mickaël m'a guidé tout au long des quatre dernières années et m'a permis d'achever ce travail dans un délai raisonnable et sans trop "perdre ma jeunesse." Je lui suis aussi reconnaissant de m'avoir laissé explorer de nombreuses pistes de recherche et de développement, qui n'ont pas toujours abouties et qui n'ont pas toujours accéléré l'accomplissement de cette thèse, mais qui m'auront permis de découvrir mes intérêts et mes désintérêts.

Merci à mes collègues du S2M, passés ou présents, qui ont su rendre cette aventure plus plaisante. Cette belle équipe de recherche chaleureuse et dynamique, avec qui j'ai

partagé des moments parfois singuliers. Une pensée particulière pour Ariane, Benjamin, Sylvain, Jason, Benoît, Élodie, Julien et Gauthier.

À toutes les personnes, proches ou lointaines, qui m'ont accompagnée pendant cette tranche de vie, merci du fond du cœur. Merci à mes parents, pour m'avoir encouragé à poursuivre mes intérêts et m'avoir fourni tous les outils nécessaires pour y parvenir. Merci Marie et Michel de m'avoir permis de m'évader du monde universitaire et d'avoir contribué à ce que ma mère me trouve définitivement moins maigre. Merci Arnaud, pour continuer de me faire rire à des milliers de kilomètres et partager des aventures autour du monde, que ce soit à pieds, en vélo ou en ski. Daphné, ma meilleure amie, ma partenaire et ma confidente, merci de ton amour et de ton support inconditionnels.

## Introduction

---

Les troubles musculo-squelettiques représentent la forme la plus fréquente d'incapacité de travail [358, 334, 395]. Au Québec, par exemple, 63% des travailleurs ressentent des douleurs musculo-squelettiques et environ les trois quarts estiment que ces douleurs sont attribuables à leur travail [383]. Parmi cette proportion de travailleurs, 39% des indemnisations pour troubles musculo-squelettiques étaient associées à un travail de manutention. Les membres supérieurs représentaient 30% des cas déclarés et acceptés au Québec de 1998 à 2007 [278] et se positionnaient ainsi à la deuxième place après le dos. En plus d'affecter la qualité de vie du travailleur, ces lésions entraînent une perte de temps de travail et une augmentation des coûts de production [134, 218, 305, 330]. Chaque blessure à l'épaule occasionne un coût d'environ 12,500\$CA et 120 jours indemnisés, soit l'atteinte la plus sévère en termes de jours de travail perdus [369, 120]. Le coût moyen directement associé aux blessures de la coiffe des rotateurs atteint par exemple 3 millions de dollars par an dans l'état de Washington [369]. Dans un contexte où les blessures à l'épaule deviennent un véritable problème de santé publique, il semble nécessaire de mieux comprendre la biomécanique de l'épaule lors d'une tâche de manutention.

Bien que la prévalence de blessures à l'épaule soit élevée, peu de recommandations en santé et sécurité du travail ont émergé des dernières décennies. Les innovations en biomécanique occupationnelle sont conditionnelles à une bonne compréhension des troubles musculo-squelettiques et des nombreux facteurs de risques associés [92, 409]. L'exposition à des contraintes psychosociales sur le lieu de travail, telles que la détresse psychologique [22], le manque de support moral [294] ou une forte demande de travail, a été

associée avec un risque de blessure à l'épaule [242]. L'environnement physique est cependant le modulateur le plus rapporté dans la littérature. Plusieurs facteurs de risques physiques ont été associés avec les lésions de la coiffe des rotateurs, notamment le travail en hauteur [254], la fatigue [364], le travail répétitif [353, 404], les vibrations [70] et de fortes charges de travail [362]. En plus de ces facteurs de risques physiques, des facteurs de risques individuels ont été identifiés, tels que l'âge [49], l'expertise [15] ou le sexe [164]. Dans le cas du sexe, par exemple, nous savons que la prévalence de blessures chez les femmes manutentionnaires est plus élevée que celle des hommes [110, 301, 335, 164, 186, 282, 391, 416], malgré le fait qu'elles soient sous-représentées dans ce secteur de l'industrie (11% de la main d'œuvre [380]). Il est donc crucial de prendre en compte l'effet du sexe. Depuis 2015, Les Instituts de recherche en santé du Canada sensibilisent davantage les scientifiques canadiens à intégrer le sexe comme variable dans leurs travaux. Une chaire en science du sexe et du genre a été créée, avec l'objectif de "*développer la science du sexe et du genre par la conception et la mise en pratique de nouvelles méthodes d'étude des mécanismes liés au sexe et au genre qui déterminent les risques et l'incidence de différentes affections et la réponse aux traitements, afin de guider la création de nouveaux programmes et de nouvelles politiques, thérapies et interventions*". Il n'est cependant pas suffisant de différencier la prévalence de blessure entre femmes et hommes, car, de cette façon, nous ajustons pour d'autres facteurs non mesurés tels que la répartition des tâches de travail. Dans l'entretien paysager, par exemple, alors que l'incidence de blessures est deux fois plus élevée chez les femmes comparativement aux hommes, Messing et al. [273] ont montré que les femmes réalisaient des tâches qui étaient plus exigeantes sur le plan physique (e.g., désherbage, bêchage). Il est donc nécessaire de différencier ces deux populations pour une même exposition physique. Dans le cas de la manutention, nous savons que les femmes sont plus fréquemment blessées au membre supérieur et que les différences biologiques en sont certainement la raison. Mais de quelle façon les femmes réalisent-elles une tâche de manutention compte tenu de ces différences ? Des techniques de travail différentes [324, 243, 367], des activations musculaires plus élevées [170] et des contraintes

mécaniques relatives supérieures [257, 258] au niveau du dos ont été rapportés chez des femmes réalisant une tâche de manutention. Mais qu'en est-il pour le membre supérieur ? Malheureusement, les différences reliées au sexe sur des variables biomécaniques du membre supérieur pendant une tâche de manutention restent inconnues.

Compte tenu de la complexité de l'articulation de l'épaule, les premières tentatives de préventions de blessures à l'épaule se sont basées sur des évaluations posturales statiques [265, 375], des questionnaires [99] ou des modèles musculo-squelettiques simplifiés [68, 219]. Des revues de littératures et des enquêtes réalisées auprès d'ergonomes révèlent que les questionnaires autoadministrés et les évaluations statiques sont encore les méthodes les plus utilisées [104, 64]. Bien que ces méthodes d'évaluations statiques offrent des avantages en termes de simplicité, de coût et de rapidité, elles ont tendance à sous-estimer les contraintes musculo-squelettiques car elles ne tiennent pas compte des vitesses et des accélérations qui se produisent lors de tâches dynamiques [149, 148, 240] et peuvent donc occasionner des erreurs significatives dans l'évaluation ergonomique d'une tâche de travail [285, 423, 113]. Cependant, il n'existe pas de méthode dynamique standard pour évaluer l'exposition de l'épaule lors d'une tâche de travail. Une approche dynamique qui intègre la mécanique unique et complexe de l'épaule est pourtant essentielle pour évaluer et différencier des techniques de travail.

Les analyses dynamiques que nous souhaitons réaliser dans le cadre de cette thèse nécessitent et génèrent une grande quantité de données. Ces données, comme c'est le cas pour la plupart des données biomécaniques caractérisant le mouvement, apparaissent sous la forme de variables temporelles composées de matrices multidimensionnelles. En effet, bien que les sujets de recherche en biomécanique soient variés, les données sont remarquablement similaires. Le traitement, l'analyse et la visualisation de ces données pourraient donc être unifiés dans un même logiciel permettant de conduire une analyse biomécanique de façon simple, logique et concise. Malheureusement, les logiciels de biomécanique existants partagent plusieurs limites qui rendent leur utilisation difficile dans un contexte de recherche.

Fort de ce qui précède, **l'objectif général de cette thèse était d'améliorer l'évaluation des techniques de manutention du membre supérieur en développant des indicateurs biomécaniques dynamiques qui permettent de décrire les différences biomécaniques entre des femmes et des hommes manutentionnaires.** En plus de proposer une méthode pour évaluer et différencier des techniques de manutention du membre supérieur, ceci nous aidera à comprendre la différence épidémiologique de blessures à l'épaule selon le sexe et, ultimement, permettra la formulation ou la confirmation de recommandations pour réduire le risque de blessure au membre supérieur, comme cela a été fait pour le dos et les membres inférieurs [324, 325]. Les analyses seront implémentées dans un nouveau logiciel libre développé avec l'objectif de rendre l'analyse biomécanique plus accessible, efficace et agréable.

Nous commencerons cette thèse par une revue de littérature (chapitre 1). Dans cette dernière, nous donnerons d'abord un aperçu de l'épidémiologie des lésions professionnelles de l'épaule chez les manutentionnaires et des facteurs de risques associés (section 1.1). Puis, nous présenterons les analyses biomécaniques qui permettent d'obtenir des mesures quantitatives de la technique et des contraintes musculo-squelettiques lors d'une tâche dynamique (section 1.2). Enfin, nous décrirons les logiciels biomécaniques existants et discuterons de leurs limites (section 1.3). Le cœur de cette thèse réside dans les cinq études qui constituent les quatre chapitres subséquents. Les deux premières études portent sur l'indicateur cinématique que nous avons développé (chapitre 2), suivies de la troisième étude sur des indicateurs électromyographiques (chapitre 3) et la quatrième étude sur des indicateurs musculo-squelettiques (chapitre 4). L'ensemble de ces indicateurs biomécaniques a été appliqués dans les études correspondantes pour décrire les différences entre des femmes et des hommes manutentionnaires. La cinquième étude, quant à elle, traite de notre logiciel libre d'analyse biomécanique (chapitre 5). Nous achèverons cette thèse avec une discussion générale (chapitre 6), dans laquelle nous tenterons de faire les liens entre les différentes études et nous présenterons un second regard sur la portée des résultats et leurs limites.

# Chapitre 1

---

## Revue de littérature

## 1.1. Épidémiologie des blessures du membre supérieur en manutention

Les troubles musculo-squelettiques font référence à un ensemble de symptômes et de lésions inflammatoires ou dégénératives de l'appareil locomoteur, du cou, du dos, des membres supérieurs ou des membres inférieurs. Ces lésions atteignent diverses structures musculo-squelettiques, telles que les articulations, les tendons, les muscles ou les ligaments. Les conséquences sont souvent manifestées par des douleurs ou la perte de fonction. Dans la majorité des cas, ces blessures évoluent de façon progressive et proviennent d'un cumul de dommages causés par le dépassement de la capacité d'adaptation et de réparation des structures [383]. Les troubles musculo-squelettiques représentent la forme la plus fréquente d'incapacité de travail [358, 334, 395]. Au Québec, par exemple, 63% des travailleurs ressentent des douleurs musculo-squelettiques et environ les trois quarts estiment que ces douleurs sont attribuables à leur travail [383]. Parmi cette proportion de travailleurs, 39% des indemnisations pour troubles musculo-squelettiques étaient associées à un travail de manutention. Les membres supérieurs représentaient 30% des cas déclarés et acceptés au Québec de 1998 à 2007 [278] et se positionnent ainsi à la deuxième place après le dos. En plus d'affecter la qualité de vie du travailleur, ces lésions entraînent une perte de temps de travail et une augmentation des coûts de production [134, 218, 305, 330]. Chaque blessure à l'épaule occasionne un coût d'environ 12,500\$CA et 120 jours indemnisés, soit l'atteinte la plus sévère en termes de jours de travail perdus [369, 120]. Le coût moyen directement associé aux blessures de la coiffe des rotateurs atteint par exemple 3 millions de dollars par an dans l'état de Washington [369]. Dans un contexte où les blessures à l'épaule deviennent un véritable problème de santé publique, il semble nécessaire de mieux comprendre la biomécanique de l'épaule lors d'une tâche de manutention. Dans cette section de la revue de littérature, nous aborderons l'**Anatomie fonctionnelle du membre supérieur** (sous-section 1.1.1), les **Pathologies communes du membre supérieur** (sous-section 1.1.2) et enfin les **Facteurs de risque de blessures** (sous-section 1.1.3). Cette description nous permettra de mieux comprendre les analyses biomécaniques présentées dans les sections subséquentes.

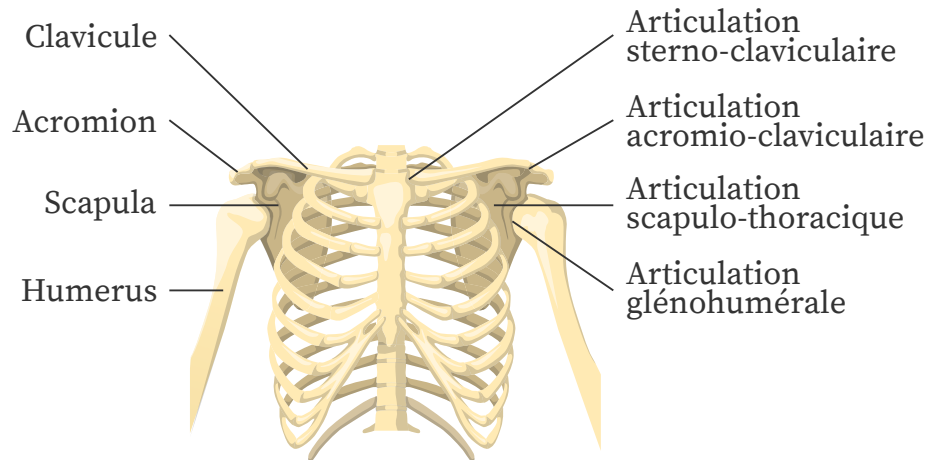


### 1.1.1. Anatomie fonctionnelle du membre supérieur

Avant d'identifier les origines biomécaniques des lésions professionnelles du membre supérieur, une brève description de l'anatomie de l'épaule est d'abord nécessaire. Dans cette sous-section, nous allons décrire l'anatomie fonctionnelle du complexe de l'épaule et montrer comment sa structure permet une fonction biomécanique normale. Cette description nous permettra de mieux interpréter les mécanismes de blessure présentés dans la prochaine sous-section.

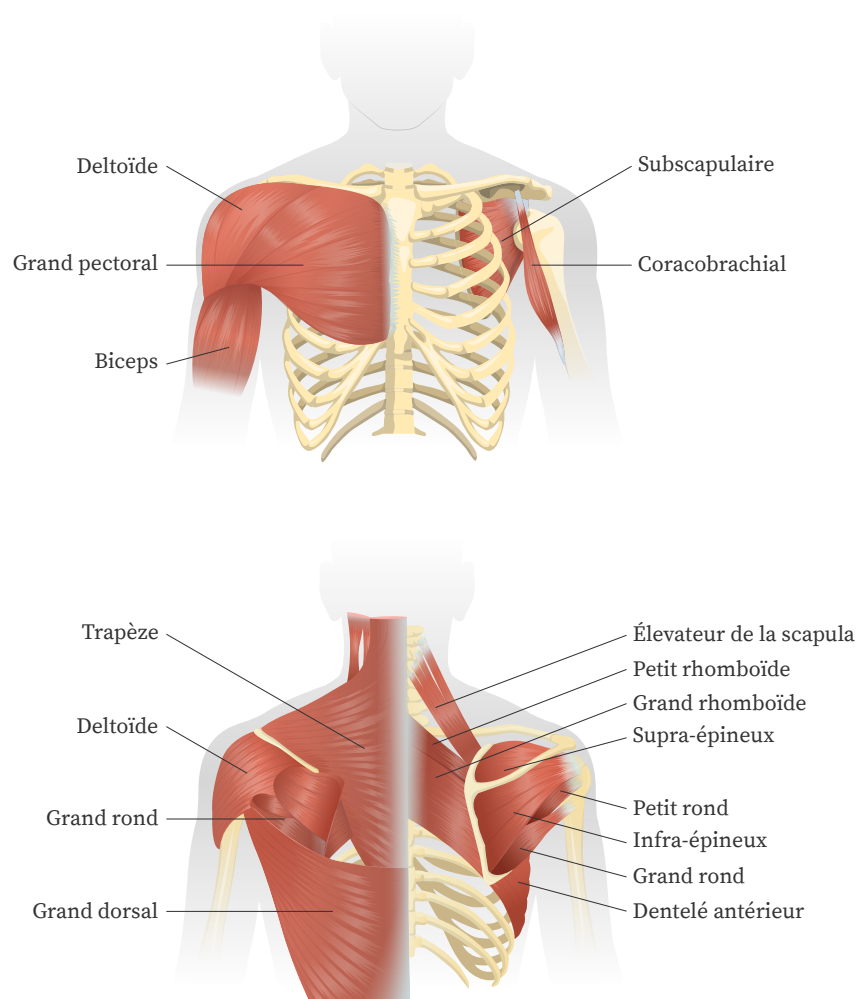
À l'interaction du tronc et du membre supérieur, le complexe de l'épaule agit en conjonction avec le coude pour positionner la main dans l'espace. C'est le complexe articulaire le plus mobile du corps humain. Il est constitué de quatre articulations (Figure 1), dont trois articulations synoviales (sterno-claviculaire, acromio-claviculaire et glénohumérale) et une interface de glissement (scapulo-thoracique). L'articulation sterno-claviculaire est constituée de la partie la plus latérale du manubrium et de l'extrémité médiale de la clavicule. L'articulation acromio-claviculaire se situe entre l'extrémité latérale de la clavicule et l'acromion et est soumise à de fortes contraintes mécaniques transmises par la musculature thoracique. L'articulation scapulo-thoracique fait l'interaction entre le thorax et la scapula, un os plat et triangulaire qui se trouve entre la deuxième et la septième côte. Bien que les trois autres articulations soient essentielles au fonctionnement du complexe de l'épaule, l'articulation glénohumérale est le principal contributeur au mouvement. Pour exécuter les mouvements complexes nécessaires pour positionner la main dans l'espace, ces quatre articulations interagissent et produisent ensemble une mobilité supérieure à celle d'une articulation individuelle. L'élévation du bras, par exemple, implique une contribution de l'articulation glénohumérale et du complexe sterno-claviculaire (composé des articulations sterno-claviculaire et scapulo-thoracique) avec un rapport de contribution estimé à 2:1 [96].

Cette mobilité étendue associée à l'absence de contraintes osseuses engendre un compromis entre la flexibilité cinématique et la stabilisation articulaire, en particulier pour l'articulation glénohumérale [407]. La glénoïde, une fosse articulaire peu profonde située



**Fig. 1.** Structures osseuses (gauche) et articulaires (droite) composant le complexe de l'épaule.

sur la scapula, est en contact avec seulement un tiers de la tête humérale. Elle permet ainsi une faible restriction cinématique, mais expose l'articulation à une stabilité précaire. La description détaillée de cette stabilité est nécessaire pour permettre l'implémentation de contrainte physiologique dans des modèles musculo-squelettiques [115]. Certaines études cadavériques ont caractérisé la stabilisation glénohumérale [245]. L'activité musculaire semble être le principal contributeur, suivi de mécanismes complémentaires assurés par les ligaments, le labrum ainsi que la pression et l'adhésion intra-articulaire [262]. Les nombreux muscles du complexe de l'épaule assurent ainsi à la fois la mobilité et la stabilisation dynamique. Compte tenu de son rôle essentiel, il est nécessaire de décrire la musculature du complexe de l'épaule (Figure 2). La couche externe est constituée du deltoïde et du grand pectoral. La partie antérieure du deltoïde agit comme un fléchisseur et rotateur externe de l'humérus, la partie médiale comme abducteur, et la partie postérieure comme extenseur et rotateur externe. Le grand pectoral, quant à lui, agit sur l'adduction et la rotation interne de l'humérus. Sous cette couche externe se trouve la coiffe des rotateurs, constituée du supra-épineux, de l'infra-épineux, du subscapulaire et du petit rond. Ceux-ci servent à l'abduction et à la rotation de l'humérus et jouent un rôle important de stabilisation de l'articulation glénohumérale. Le supra-épineux est un abducteur et puissant stabilisateur de l'humérus. L'infra-épineux et le petit rond agissent



**Fig. 2.** Vue antérieure (gauche) et postérieure (droite) des muscles constituant le complexe de l'épaule.

comme rotateurs externes tandis que le subscapulaire est un important rotateur interne et stabilisateur à 45° d'abduction. Le grand rond, bien qu'il ne fasse pas partie de la coiffe des rotateurs, contribue à l'adduction et à la rotation interne. Le biceps est également un contributeur majeur de la mobilité du membre supérieur. Il permet la flexion et la supination de l'avant-bras et participe aussi à la flexion de l'humérus. Il agit aussi comme un dépresseur de la tête humérale et, à ce titre, joue un rôle dans la stabilisation de l'articulation glénohumérale [196]. Finalement, la partie postérieure de la musculature du complexe de l'épaule est constituée du trapèze, qui permet l'élévation, la rétraction et la rotation de la scapula, et du grand dorsal qui sert à l'extension, l'adduction et la rotation

interne de l'humérus. En dessous de ces muscles se situent l'élévateur de la scapula et les muscles rhomboïdes qui assistent le dentelé antérieur dans la rétraction et la rotation de la scapula.

L'électromyographie — un outil qui sera présenté en détail dans la section **Analyses électromyographiques** — permet de quantifier l'activité musculaire dans des conditions dynamiques. Cela permet d'estimer la contribution de chacun des muscles dans une tâche complexe comme un geste de manutention et cela même pour une articulation aussi complexe que l'épaule. Dans sa forme la plus basique, cette tâche requiert une flexion [441] et une rotation interne de l'humérus [36]. Les deltoïdes antérieur et médial sont par conséquent les principaux muscles moteurs [35, 38], assistés par le grand pectoral [6]. L'articulation sterno-claviculaire permet de maintenir une tension optimale du deltoïde pendant toute la flexion. Pour cela, un couple de force entre le trapèze supérieur, l'élévateur de la scapula, le dentelé antérieur et le trapèze inférieur entraîne la rotation scapulaire nécessaire pour la flexion complète du bras [371]. La stabilité de l'articulation glénohumérale, quant à elle, est assurée essentiellement par le supra-épineux, l'infra-épineux et le grand dorsal [371, 38] qui fournissent une force de dépression humérale pour éviter la dislocation [195]. Il conviendra de noter que cette description des contributions musculaires du complexe de l'épaule est, par nature, superficielle car celles-ci dépendent fortement de la posture en raison de la combinaison de courts bras de levier, d'insertions musculaires proches des axes de rotation et de l'extrême mobilité de cette articulation. Il a par exemple été mis en évidence que le bras de levier maximal du supra-épineux apparaît à des degrés d'élévation faibles ( $<5^\circ$ ) tandis que ceux des deltoïdes antérieur et médial augmentent avec des degrés d'élévation plus élevés [2, 246]. En conséquence de cette sensibilité posturale, l'interprétation des mécanismes de blessures à l'épaule est un processus complexe car nous ne pouvons pas assumer une fonction musculaire constante tout au long d'un mouvement. Cela souligne la nécessité d'entreprendre des analyses biomécaniques lors de tâches dynamiques pour parvenir à une meilleure prévention des blessures du membre supérieur.

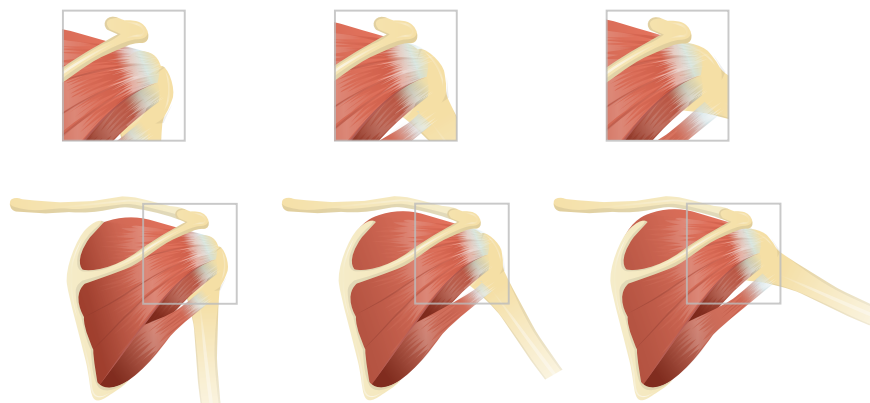
Cette sous-section a mis en évidence la complexité de l'épaule. Celle-ci est composée de quatre articulations et de structures musculaires qui agissent sur elles pour permettre une grande mobilité. L'articulation glénohumérale est intrinsèquement instable et sa stabilisation est assurée par les structures musculaires, capsulaires et ligamentaires qui l'entourent. Les muscles importants à considérer dans l'analyse d'un geste de manutention ont également été présentés dans cette sous-section. Pendant cette tâche, la coiffe des rotateurs stabilise l'articulation glénohumérale tandis que le deltoïde fournit le couple nécessaire pour effectuer le mouvement. Cette description sera suffisante pour comprendre les mécanismes de blessure présentés dans la prochaine section. Elle est en revanche limitée pour parvenir à une meilleure prévention des blessures du membre supérieur. Pour cela, des analyses biomécaniques de tâches dynamiques sont nécessaires.

### **1.1.2. Pathologies communes du membre supérieur**

En raison de sa complexité soulignée dans la sous-section précédente, les mécanismes de blessure de la région de l'épaule sont très spécifiques. Les mécanismes de blessures connus pour d'autres parties du corps, telles que le dos ou le membre inférieur, ne sont donc pas applicables pour comprendre les blessures du complexe de l'épaule. Dans cette sous-section, nous décrivons les principales blessures qui surviennent à cette articulation ainsi que les mécanismes sous-jacents. Ceci nous permettra de mieux comprendre les facteurs de risque de blessures présentés dans la prochaine section.

Dans leur revue de littérature, Shanahan and Sladek [362] classent les pathologies de l'épaule en trois catégories. La première contient les diagnostics de syndrome de la coiffe des rotateurs, capsulite de l'épaule et syndrome de douleur. La deuxième est constituée d'autres pathologies dont le diagnostic et l'origine sont encore controversés telles que la tendinite du biceps ou la bursite du deltoïde. La troisième, quant à elle, est composée des lésions sans diagnostic. Étant donné la controverse et l'incertitude de la deuxième et troisième catégorie, cette sous-section se limitera à la première catégorie. C'est aussi

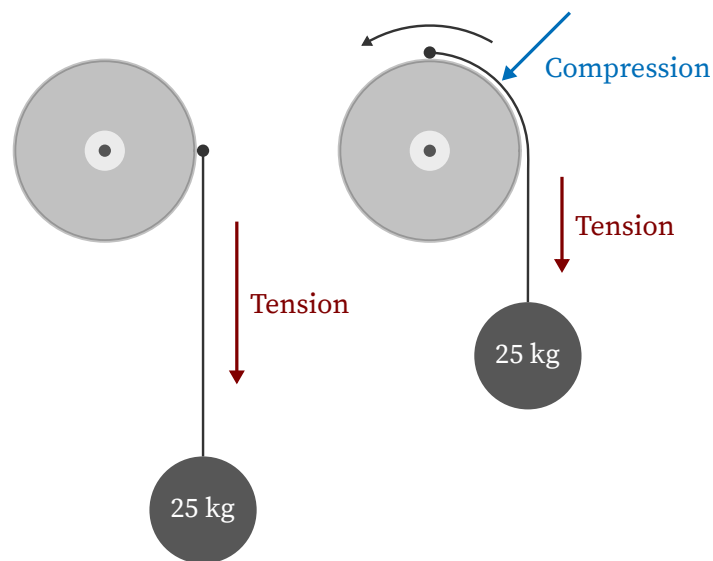
la catégorie qui regroupe le plus de cas. Dans celle-ci, les blessures de la coiffe des rotateurs représentent 65 à 70% des problèmes de douleur à l'épaule, suivis de la capsulite qui représente seulement 2% des cas. Les muscles de la coiffe des rotateurs sont en effet vulnérables aux lésions en raison des contraintes mécaniques qu'ils subissent pour mobiliser et stabiliser le membre supérieur. Pour comprendre les mécanismes de blessures de la coiffe des rotateurs, il est d'abord nécessaire d'introduire l'espace sous-acromial. Cet espace est formé par l'intersection de l'humérus, la scapula et la clavicule [296]. Plusieurs tissus se situent dans cet espace, notamment le tendon du supra-épineux, la bourse sous-acromiale, le tendon du biceps et la capsule humérale [279]. Chez des individus sains et dans une position neutre, ces tissus peuvent occuper plus de la moitié de l'espace disponible [279]. Dans cette même position, la hauteur mesurée de l'espace sous-acromial varie de 6 à 14 mm, et se réduit à seulement 2 à 5 mm lors d'une flexion de l'humérus [34, 155]. La réduction de cet espace peut présenter un risque élevé de compression tissulaire qui peut, à terme, conduire à une tendinopathie du supra-épineux (Figure 3). Cette compression est particulièrement problématique car la structure d'un tendon est vulnérable à des forces transversales [90]. Le diagnostic de syndrome d'accrochage de l'épaule est fréquemment associé avec ce mécanisme de blessure [295].



**Fig. 3.** Dans une position anatomique (gauche), l'espace sous-acromial varie de 6 à 14 mm. Cependant, il se réduit pendant la flexion ou l'abduction de l'humérus (centre) et peut donc représenter un risque de compression tissulaire (droite).

Le diagnostic du syndrome d'accrochage a cependant été l'objet de récentes controverses dans la littérature [114, 53, 359] et plusieurs limites ont été associées avec cette théorie. La première concerne la position de la tendinopathie. Si les lésions de la coiffe des rotateurs étaient effectivement causées par une irritation de la surface inférieure de l'acromion, cela devrait aboutir à une abrasion de la surface supérieure du supra-épineux. Payne et al. [315] ont cependant rapporté que 91% des déchirures partielles se trouvaient sur la partie inférieure du supra-épineux, avec seulement 4% sur la partie supérieure. D'autres études supportent cette conclusion avec des pourcentages légèrement inférieurs [143, 130]. La deuxième limite porte sur la forme de l'acromion. Si la théorie était vraie, les personnes ayant un acromion crochu [382] auraient une prévalence de lésions tissulaire plus élevée. Gill et al. [152] n'ont cependant trouvé aucune association significative entre la forme de l'acromion et la pathologie de la coiffe des rotateurs chez 523 patients. La troisième et dernière limite concerne l'acromioplastie. Cette chirurgie consiste à enlever une épaisseur de l'acromion pour éviter la compression tissulaire. Celle-ci devrait certainement conduire à de meilleurs résultats si l'acromion était effectivement à l'origine de la tendinopathie. Un récent essai clinique réalisé avec 313 patients, 32 hôpitaux et 51 chirurgiens a cependant montré que l'acromioplastie n'entraîne pas de meilleurs résultats sur le *Oxford Shoulder Test* [106] par rapport à une chirurgie placebo ou à l'absence de traitement [23]. De récentes revues de la littérature supportent cette conclusion [204, 222]. Des hypothèses alternatives ont été formulées pour expliquer la tendinopathie de la coiffe des rotateurs. Pour expliquer la présence de tendinopathie sur la face inférieure du tendon, Cook and Purdam [90] énonce l'hypothèse de charges compressives entre le tendon et la tête humérale. Il peut être difficile de visualiser comment un tendon peut subir une force de compression. Nous pouvons utiliser un câble et une poulie pour l'illustrer (Figure 4). Lorsque le câble est fixé à la poulie et un poids est attaché au câble, une force de tension est appliquée au câble. Si la poulie tourne et que le câble s'enroule autour de la poulie, une force de compression est appliquée entre le câble et la poulie. Celle-ci est proportionnelle aux forces de tensions appliquées et à l'angle formé

avec la poulie. Cette simple analogie permet de mieux comprendre la présence de force de compression lorsque le tendon du supra-épineux s'enroule autour de la tête humérale. Une augmentation du volume et de l'intensité de ces forces de compression peut conduire à une tendinopathie, car le tendon est une structure faite pour subir des forces de tension et non de compression [194, 433]. Pour réduire les forces de compression, la diminution de la masse soulevée ou la modification de la technique de manutention peuvent être envisagées pour minimiser les contraintes musculo-squelettiques sous-jacentes. Ainsi, alors que l'hypothèse du syndrome d'accroche dépend de la hauteur de travail et du nombre de répétitions, l'hypothèse des forces de compression implique que d'autres paramètres doivent également être pris en compte lors de l'évaluation d'une tâche de travail, comme la masse soulevée ou les contraintes musculo-squelettiques sous-jacentes [90]. Nous pouvons donc retenir que le mécanisme de blessure est encore incertain et qu'il n'est pas suffisant d'évaluer seulement la hauteur de travail ou le nombre de répétitions pour quantifier l'exposition physique à l'épaule, mais plutôt d'entreprendre une analyse biomécanique plus complète.



**Fig. 4.** Une poulie et un câble permettent de mieux comprendre la présence de force de compression sur le tendon du supra-épineux. Une force de tension est appliquée au câble lorsqu'un poids est attaché au câble (gauche). Une force de compression est appliquée entre le câble et la poulie si le câble s'enroule autour de la poulie (droite).



Dans cette sous-section, nous avons constaté que la tendinopathie de la coiffe des rotateurs est la blessure la plus fréquemment associée aux douleurs d'épaules. La réduction de l'espace sous-acromial à longtermes était considérée comme un des facteurs mécaniques à l'origine de cette blessure. À la lumière de nombreuses limites associées à cette théorie, des hypothèses alternatives impliquant des forces de compressions ont émergé. Bien que la blessure doit être considérée comme un processus multifactoriel complexe, cette physiopathologie encore incertaine souligne l'importance de quantifier l'exposition physique par le biais de l'analyse biomécanique.

### 1.1.3. Facteurs de risque de blessures

Bien que la prévalence de blessures du complexe de l'épaule soit élevée, peu de recommandations en santé et sécurité du travail ont émergé des dernières décennies. Les innovations en biomécanique occupationnelle sont conditionnelles à une bonne compréhension des troubles musculo-squelettiques et des nombreux facteurs de risque associés. Après avoir mis en évidence la complexité de l'anatomie et de la physiopathologie de l'épaule dans les deux sous-sections précédentes, nous décrirons les principaux facteurs de risque dans cette dernière sous-section. Ces derniers ont été classés en deux catégories : les facteurs de risque physiques et les facteurs de risque individuels.

#### 1.1.3.1. *Facteurs de risque physiques*

L'exposition à des contraintes psychosociales sur le lieu de travail, telles que la détresse psychologique [22], le manque de support moral [294] ou une forte demande de travail, a été associée avec un risque de blessure à l'épaule [242]. L'environnement physique est cependant le modulateur le plus rapporté dans la littérature. La prévalence de troubles musculo-squelettique est d'abord dépendante de la profession exercée. Dans leur revue systématique, Mayer et al. [263] rapportent que l'exposition à des tâches de manutention manuelle est associée avec l'apparition de blessures à l'épaule et au cou. Certaines études

examinant l'association entre l'environnement physique et les lésions de la coiffe des rotateurs ont identifié plusieurs facteurs de risque, notamment le travail en hauteur [254], la fatigue [364], le travail répétitif [353, 404], les vibrations [70] et de fortes charges de travail [362]. La combinaison simultanée de plusieurs de ces facteurs semble particulièrement augmenter le risque de blessure [242, 330]. Alors que la plupart de ces facteurs augmentent directement les contraintes mécaniques appliquées sur les structures de l'épaule, ils peuvent aussi accélérer l'apparition de la fatigue [145]. La fatigue musculaire a été identifiée comme un modulateur de la cinématique de l'épaule [392, 77]. Tsai et al. [392] rapportent une corrélation entre la dyskinésie scapulaire, c'est-à-dire la cinématique anormale de la scapula, et le niveau de fatigue. Ce résultat n'est cependant pas systématiquement observé et plusieurs auteurs ont rapporté une grande variabilité inter- et intra-personnelle dans la cinématique scapulaire en réponse à la fatigue [79, 290, 300]. La dyskinésie humérale, quant à elle, a été rapportée de façon plus systématique. Plusieurs auteurs ont observé une translation supérieure de la tête humérale pendant une élévation du bras avec fatigue musculaire [72, 78, 79, 94, 389]. La dyskinésie scapulaire et la dyskinésie humérale ont été corrélées avec la réduction de l'espace sous-acromial [392, 77]. Bien que la sous-section précédente souligne que la physiopathologie de la coiffe des rotateurs est encore incertaine, l'élévation humérale répétée avec la présence de fatigue semble ainsi favoriser la compression des tissus et les lésions qui en découlent.

Un autre modulateur de la cinématique est, bien évidemment, la tâche à effectuer. De nombreuses études ont contextualisé les blessures du complexe de l'épaule avec des scénarios spécifiques comme le travail de bureau [11, 200], les efforts de tirer-pousser [147, 241] et particulièrement le travail en hauteur [44]. Ce dernier facteur de risque est le plus fréquemment associé avec des douleurs d'épaule [406]. Plusieurs revues de la littérature concluent que l'exposition à des travaux avec les bras en hauteur constitue un facteur de risque important pour l'apparition de douleurs [29, 420, 263] et de lésions spécifiques à l'épaule [401, 404]. Différents aspects de cette exposition ont cependant été mélangés dans ces études. Certaines traitent du bras surélevé en général, d'autres des mains au-dessus

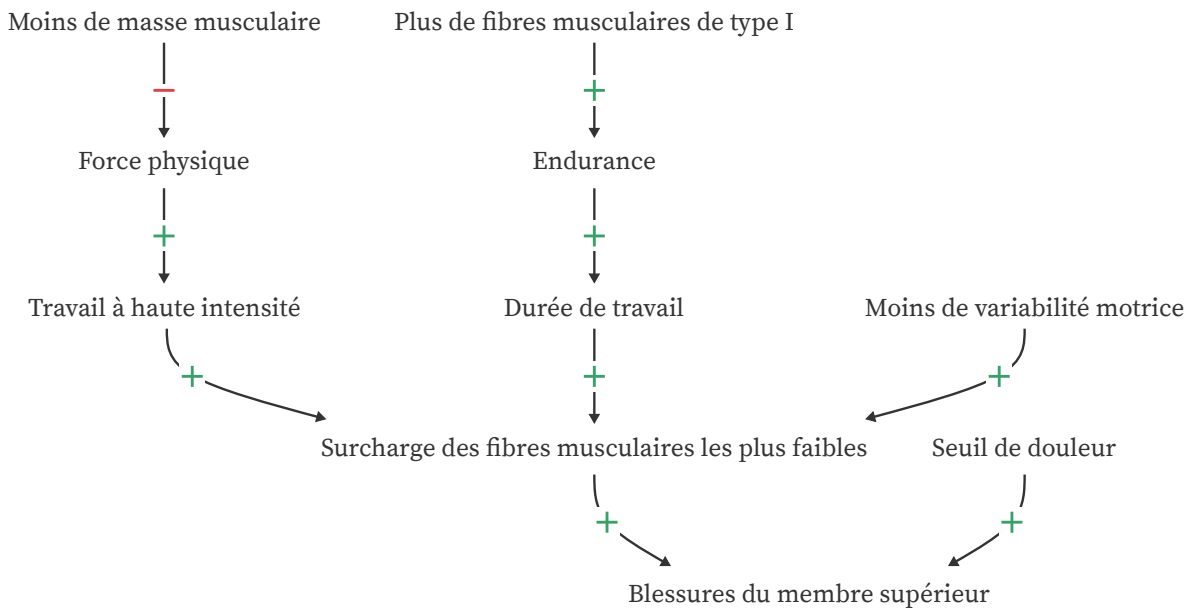
des épaules et le reste du coude au-dessus des épaules. Bien que, d'une façon générale, les sollicitations musculaires et la pression intra-articulaire augmentent avec l'élévation du bras [335], les contraintes mécaniques sont significativement différentes dans ces trois positions [36]. Pour cette même raison, Wærsted et al. [415] a conduit une revue de littérature qui prend en considération les contraintes à l'épaule afin de trouver une éventuelle relation de cause à effet. Les résultats pointent vers une association limitée entre l'élévation du bras et les douleurs ou blessures à l'épaule ainsi qu'une association modérée avec une élévation importante du bras ( $>90^\circ$ ). Ainsi, le fait d'effectuer régulièrement des travaux en hauteur semble augmenter le risque de blessure à l'épaule.

Les interventions ergonomiques doivent nécessairement intervenir sur les aspects modifiables de l'espace de travail et de l'exécution des tâches. Par conséquent, la majorité des études en biomécanique occupationnelle se sont concentrées sur les facteurs de risque physiques de blessures. Pour le complexe de l'épaule, elles ont mis en évidence des associations entre les lésions de la coiffe des rotateurs et le travail en hauteur, la fatigue et le travail répétitif.

#### 1.1.3.2. *Facteurs de risque individuels*

L'occurrence de blessure à l'épaule est associée avec des facteurs de risque physiques (*c.f.* paragraphe précédent), mais également à des facteurs de risque individuels, tels que l'âge [49], l'expertise [15] ou le sexe [164]. L'augmentation de l'âge, par exemple, est associée avec une plus forte prévalence de déchirures de la coiffe des rotateurs [44, 281, 352]. Plus de la moitié de la population souffre d'une déchirure à l'âge de 60 ans [280] et la prévalence de douleurs à l'épaule est près de trois fois plus élevée par rapport à des groupes d'âge plus jeunes [281]. La majorité des auteurs attribuent cette plus forte prévalence à la dégénérescence liée à l'âge. Le paradigme expert-novice a été utilisé dans plusieurs études dans le but de souligner les adaptations requises aux novices — plus à risque de développer des troubles musculo-squelettiques [164] — pour devenir des experts. Ces adaptations sont principalement cinématiques. Les experts semblent utiliser des techniques plus sécuritaires que les novices, ce qui réduit leur exposition aux facteurs de

risque physiques [15]. L'effet du sexe, quant à lui, est moins documenté dans la littérature. Nous savons pourtant que, bien que les femmes soient sous-représentées dans les travaux de manutention manuelle (seulement 11% de la main d'œuvre [380]), la prévalence de leurs blessures aux membres supérieurs est plus élevée que celle des hommes [110, 301, 335, 164, 186, 282, 391, 416]. Les caractéristiques biologiques qui peuvent expliquer cette différence sont partiellement documentées et concernent principalement l'anthropométrie, la composition musculaire et la différence de force [91]. Dans sa revue de littérature, Côté [91] propose un modèle conceptuel pour tenter de résumer ces différences (Figure 5).



**Fig. 5.** Modèle conceptuel selon Côté [91] visant à expliquer la plus forte prévalence de blessures professionnelles à l'épaule chez les femmes comparativement aux hommes.

Selon *Statistics Canada*, les femmes canadiennes sont plus petites (163 cm) et plus légères (71 kg) que les hommes (178 cm et 87 kg) [61]. Cette différence se traduit par une masse musculaire inférieure et une force du membre supérieure équivalente à 30%–60% de celle des hommes [135, 166, 118]. Les femmes travaillent donc, en moyenne, plus près de leur capacité musculaire maximale pour une même charge de travail [133]. De multiples facteurs biologiques peuvent expliquer la force physique plus faible des femmes par rapport aux hommes, tels qu'une masse musculaire et des bras de levier plus petits ainsi

qu'un nombre absolu et relatif de fibres musculaires de type II plus faible [91]. Une diminution de force participe au mécanisme de blessure car elle altère la capacité fonctionnelle de réaliser une tâche [374, 186]. Bien que les hommes sont plus forts, plusieurs études ont montré une plus grande résistance à la fatigue chez les femmes [116, 177, 192]. Des biopsies de certains muscles du membre inférieur, du dos et de l'épaule révèlent une plus grande proportion de fibres musculaires de type I [255, 373, 372, 379, 199, 351, 436, 244]. Les fibres musculaires de type I sont typiquement plus endurantes, mais sont néanmoins plus faibles, sont associées avec des unités motrices plus petites et sont généralement plus susceptibles aux surcharges entraînant des blessures [91]. Au niveau articulaire, on constate une plus grande laxité antérieure de l'articulation glénohumérale associée à une faible rigidité chez les femmes, ce qui peut compromettre la stabilité de cette articulation [50, 19, 354]. Le sexe semble avoir aussi un effet sur le contrôle moteur. Svendsen and Madeleine [386] rapportent moins de variabilité de force chez les femmes, sous-entendant des mécanismes de contrôles et de compensation différents entre des populations de sexe différent. Une faible variabilité motrice peut se traduire par un risque plus élevé de surcharge des mêmes structures entraînant une adoption périphérique associée à des blessures [91]. Finalement, le sexe semble avoir un effet sur la douleur [30, 193], avec un seuil de douleur plus faible chez les femmes [345, 171].

Nous savons maintenant que les femmes sont plus fréquemment blessées au membre supérieur et que les différences biologiques précédemment énoncées en sont certainement la raison. Mais de quelle façon les femmes réalisent-elles une tâche de manutention compte tenu de ces différences ? Des techniques de travail différentes [324, 243, 367], des activations musculaires plus élevées [170] et des contraintes mécaniques relatives supérieures [257, 258] au niveau du dos ont été rapportés chez des femmes réalisant une tâche de manutention. Mais qu'en est-il pour le membre supérieur ? Malheureusement, les différences reliées au sexe sur des variables biomécaniques du membre supérieur pendant une tâche de manutention restent inconnues. Compte tenu des différences précédemment

rapportées, nous pouvons faire l'hypothèse que des différences existent, mais des études biomécaniques sont nécessaires pour le confirmer.

Cette troisième et dernière sous-section a abordé les principaux facteurs de risque de blessure du complexe de l'épaule pendant une tâche de manutention. Ces derniers peuvent être classés en deux catégories : les facteurs de risque physiques et individuels. Le travail en hauteur, la fatigue et le travail répétitif ont été associés avec les lésions de la coiffe des rotateurs et sont donc des facteurs de risque physiques à considérer dans une intervention ergonomique. Bien qu'ils soient moins rapportés, les facteurs individuels sont tout aussi importants. Des facteurs individuels tels que l'âge et l'expertise ont déjà été identifiés. L'effet du sexe, quant à lui, est moins documenté malgré la plus forte prévalence de blessures chez les femmes. Les principales différences biologiques avancées par la littérature concernent l'anthropométrie, la composition musculaire et la différence de force. L'effet de ces différences sur des variables biomécaniques a été rapporté pour des tâches de manutention impliquant le dos, mais leur effet sur le membre supérieur reste inconnu. Des études biomécaniques sont nécessaires pour mieux expliquer la différence de prévalence de blessure à l'épaule entre des travailleurs de sexe différent.

## Conclusion

Cette première section de la revue de littérature nous a donné un aperçu de l'épidémiologie des lésions professionnelles de l'épaule chez des manutentionnaires. Nous avons d'abord constaté la complexité de l'anatomie de l'épaule dans la première sous-section (1.1.1). Dans celle-ci, nous avons appris que la mobilité offerte par cette articulation se paye au prix d'une stabilité précaire. Les muscles importants à considérer dans l'analyse d'un geste de manutention ont également été énumérés, notamment les muscles de la coiffe des rotateurs qui participent à la stabilisation dynamique de l'articulation glénohumérale. Dans la deuxième sous-section (1.1.2), nous avons constaté que la tendinopathie de la coiffe des rotateurs est la blessure la plus fréquemment associée aux douleurs d'épaules. Celle-ci a longtemps était associée avec une compression tissulaire qui se produit avec la réduction de l'espace sous-acromiale. Des hypothèses alternatives impliquant des forces de compressions ont cependant émergé en réponse aux nombreuses limites liées à cette théorie. Finalement, les principaux facteurs de risque ont été abordés dans la troisième sous-section (1.1.3). Des facteurs de risque physiques ont été identifiés, tels que le travail en hauteur, la fatigue et le travail répétitif, ainsi que des facteurs de risques individuels, tels que l'âge, l'expertise ou le sexe. Alors que nous avons des évidences épidémiologiques que les femmes sont plus nombreuses à souffrir de douleurs à l'épaule, la littérature fait défaut d'indices biomécaniques qui expliquent pourquoi elles sont plus susceptibles d'être blessées. Que ce soit pour décrire l'anatomie fonctionnelle, la physiopathologie ou les facteurs de risque, des analyses biomécaniques sont encore nécessaires pour mieux comprendre l'épaule, une articulation qui représente un défi scientifique majeur. Mis ensemble, ces trois sous-sections constituent la base pour guider les analyses biomécaniques qui seront présentées dans les prochaines sections et, ultimement, amener à des recommandations permettant des interventions ergonomiques plus efficaces et surtout plus personnalisées.

## 1.2. Analyses biomécaniques du membre supérieur en manutention

La section précédente a mis en évidence que les blessures d'épaules sont un problème de santé publique et que des analyses biomécaniques sont nécessaires pour comprendre la différence de prévalence de blessures entre des femmes et des hommes manutentionnaires. Compte tenu de la complexité de l'articulation de l'épaule — qui a déjà été souligné dans la section précédente — les premières tentatives de préventions de blessures à l'épaule se sont basées sur des évaluations posturales statiques [265, 375], des questionnaires [99] ou des modèles musculo-squelettiques simplifiés [68, 219]. Des revues de littératures et des enquêtes réalisées auprès d'ergonomes révèlent que les questionnaires autoadministrés et les évaluations statiques sont encore les méthodes les plus utilisées [104, 64]. Dans sa revue de littérature, David [104] a décrit les différentes méthodes d'évaluations ergonomiques statiques, telles que l'équation du NIOSH [422] qui permet d'établir une charge de travail recommandée ou l'évaluation RULA [265] pour le risque de blessure du membre supérieur. Ces méthodes d'évaluations statiques semblent offrir les niveaux de simplicité, de coût, de rapidité et de précision les mieux adaptés aux besoins des ergonomes et des professionnels qui disposent d'un temps et de ressources limités pour établir les priorités d'intervention [104]. Elles sont donc particulièrement adaptées pour évaluer des tâches de travail sur le terrain et présenter les résultats immédiatement. Malgré ces avantages, les méthodes d'évaluations statiques ont tendance à sous-estimer les contraintes musculo-squelettiques car elles ne tiennent pas compte des vitesses et des accélérations qui se produisent lors de tâches dynamiques [149, 148, 240] et peuvent donc occasionner des erreurs significatives dans l'évaluation ergonomique d'une tâche de travail [285, 423, 113]. Dans un autre contexte, les analyses réalisées en laboratoire nécessitent plus de temps, de matériels et de compétences techniques. Elles permettent cependant une meilleure estimation des variables biomécaniques et restent donc nécessaires pour identifier les paramètres importants à considérer pour évaluer une tâche de travail. Pour cette raison, cette section décrit des **Analyses cinématiques** (sous-section 1.2.1), des **Analyses électromyographiques** (sous-section 1.2.2) et des **Analyses**



**musculo-squelettiques** (sous-section 1.2.3) qui nous permettront d'obtenir des mesures quantitatives des contraintes musculo-squelettiques lors de notre tâche dynamique. Ceci nous aidera à comprendre la différence épidémiologique de blessures à l'épaule selon le sexe et, ultimement, permettra la formulation ou la confirmation de recommandations pour réduire le risque de blessure au membre supérieur, comme cela a été fait pour le dos et les membres inférieurs [324, 325].

### 1.2.1. Analyses cinématiques

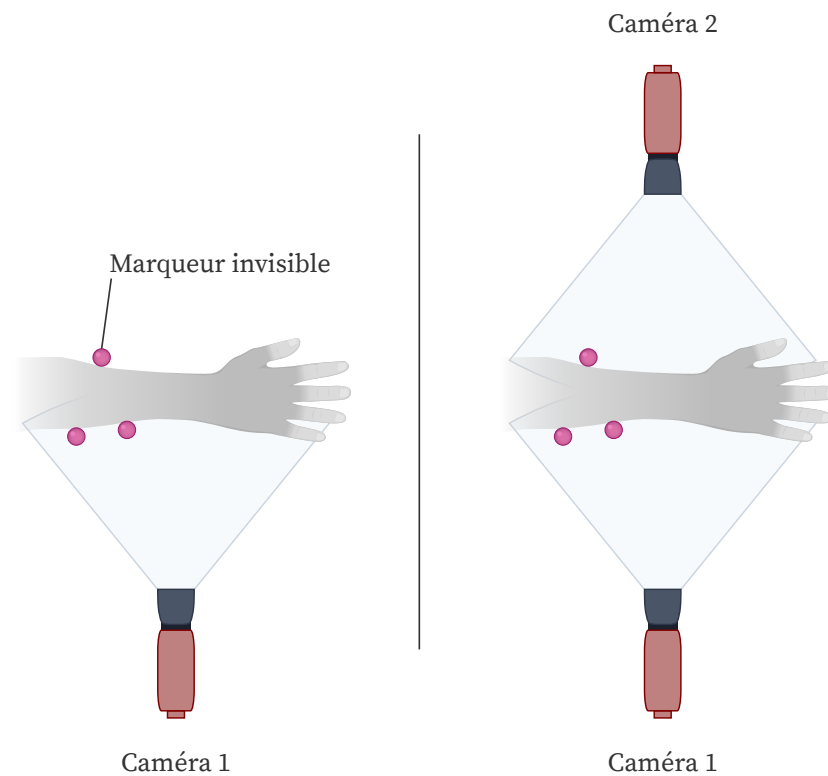
La cinématique étudie les mouvements en fonction du temps, sans tenir compte de leurs causes. En biomécanique occupationnelle, nous utilisons la cinématique pour évaluer et différencier des techniques de travail. La cinématique est aussi la première étape de certaines analyses qui seront présentées dans la sous-section **Analyses musculo-squelettiques**. Qu'elle soit une fin en soi ou une étape intermédiaire, la cinématique doit être quantifiée avec précision. Dans cette sous-section, nous décrirons d'abord comment enregistrer des données cinématiques (1.2.1.1). Nous aborderons ensuite la composition d'un modèle cinématique (1.2.1.2) et le traitement de données cinématiques (1.2.1.3). Enfin, nous donnerons un aperçu des applications de l'analyse cinématique en biomécanique et discuterons de leurs limites (1.2.1.4).

#### 1.2.1.1. Enregistrement de la cinématique

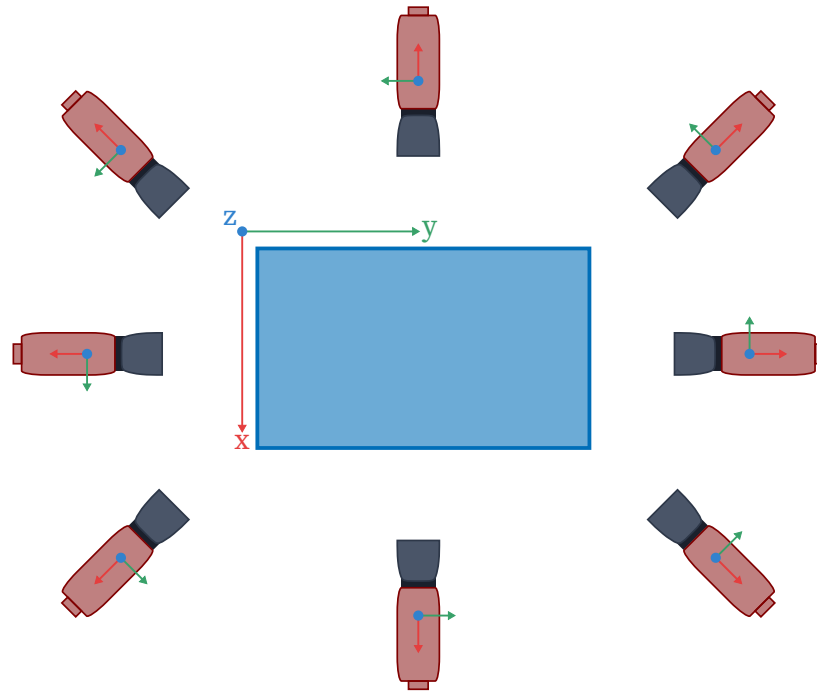
Alors que l'enregistrement de données cinématiques était une tâche laborieuse dans le passé, les progrès technologiques ont permis d'automatiser une grande partie du processus de capture des données. La méthode d'enregistrement cinématique la plus répandue se base sur un système de capture du mouvement optoélectronique pour enregistrer le mouvement de marqueurs cutanés fixés sur un participant en mouvement [62]. Une numérisation manuelle ou automatique permet ensuite d'obtenir les coordonnées de ces marqueurs. Un traitement — qui sera décrit dans la section 1.2.1.3 — est ensuite appliqué sur ces coordonnées pour obtenir les variables cinématiques qui décrivent le mouvement.

Certains mouvements, comme une tâche de manutention, sont trop complexes pour être décrits avec de simples coordonnées 2D. La description de ces mouvements requiert l'enregistrement de données 3D. Alors que, théoriquement, seulement deux caméras sont nécessaires pour la localisation de données 3D, plusieurs caméras sont généralement utilisées pour éviter l'occlusion de marqueurs (Figure 6). Chaque caméra offre une vue unique de la scène et enregistre les coordonnées 2D des marqueurs dans un système de coordonnées local (Figure 7). Les coordonnées 3D globales sont ensuite estimées à partir

des données de l'ensemble des caméras et des algorithmes de géométrie multivues [169]. Ce type d'algorithme peut être utilisé pour estimer les coordonnées 3D globales à partir d'un ensemble de coordonnées 2D. Cette méthode suppose une relation linéaire entre les coordonnées 2D d'un marqueur dans un repère local et les coordonnées 3D globales de ce même marqueur. Elle nécessite néanmoins une calibration statique pour définir l'origine du repère global et une calibration dynamique pour établir l'emplacement relatif de chaque caméra. Cette procédure est généralement détaillée par le distributeur du système de caméras utilisé. Plusieurs types de systèmes existent. Les plus répandus utilisent de la lumière infrarouge pour capturer le mouvement de marqueurs recouverts de ruban réfléchissant, comme le système Nexus (Vicon Inc., Oxford). Cette procédure permet d'amplifier la luminosité du marqueur par rapport au reste de la scène et ainsi obtenir des données cinématiques de meilleure qualité.



**Fig. 6.** Un nombre de caméras insuffisant peut occasionner des occlusions de marqueurs (gauche). Dans ce cas, il convient d'augmenter le nombre de caméras (droite), si possible. Une calibration et un réglage adéquat du focus et de l'exposition restent cependant les premiers ajustements à réviser pour une capture de données de qualité.



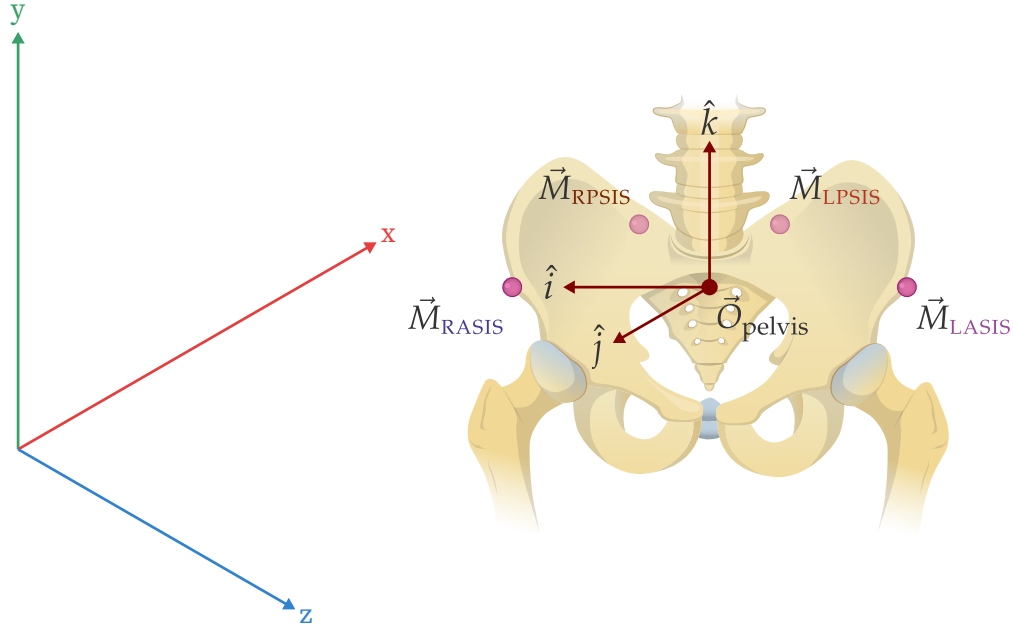
**Fig. 7.** Configuration de caméras standard pour une analyse cinématique 3D. Chaque caméra offre une vue différente du volume de capture calibré (zone bleue) et enregistre des coordonnées 2D dans leur repère local. En connaissant l'origine du repère global et l'emplacement relatif de chaque caméra, il est possible d'estimer les coordonnées 3D dans le repère global.

Résumons maintenant les ingrédients nécessaires pour une collecte de données cinématique de qualité. Un système composé de plusieurs caméras est doit d'abord être ajusté afin que la totalité du champ calibré soit couverte et que les occlusions de marqueurs soient minimisées. Chaque caméra enregistre les coordonnées 2D des marqueurs cutanés fixés sur le participant et les coordonnées 3D globales de chaque marqueur sont ensuite estimées par des algorithmes de géométrie multivues. Plusieurs systèmes de caméra existent. Les plus populaires utilisent de la lumière infrarouge pour augmenter la luminosité des marqueurs, et donc la précision du système. Quel que soit le système, une calibration et un réglage adéquat du focus et de l'exposition sont nécessaires pour obtenir des données de qualité. Ces recommandations seront à garder en tête lors de nos collectes de données.

### 1.2.1.2. Composition d'un modèle cinématique

Avant d'identifier les composantes d'un modèle cinématique, il est nécessaire de définir comment la position d'un point ou d'un segment est décrite. Pour cela, nous utilisons des systèmes de coordonnées cartésiens. Dans cette thèse, nous adhérons à la convention adoptée par l'*International Society of Biomechanics* [434] (Figure 8). Le système de coordonnées global nous permet de décrire les coordonnées  $[X, Y, Z]$  des marqueurs cutanés fixés sur le participant. Des informations supplémentaires sont cependant nécessaires pour caractériser la position d'un corps rigide. Tout d'abord, nous devons définir les coordonnées d'un point spécifique sur le corps rigide, tel que le centre de masse, l'extrémité distale ou proximale. Comme le corps rigide a un volume et une forme constante, nous devons aussi décrire son orientation par rapport au système de coordonnées global. Pour ce faire, nous établissons un système de coordonnées local associé au corps rigide (Figure 8). Les coordonnées relatives du système de coordonnées local par rapport au système de coordonnées global définissent l'orientation du corps rigide ou du segment. Ainsi, la description complète d'un corps rigide nécessite les coordonnées de son origine et les trois angles de rotation qui définissent son orientation. Ces six informations sont communément désignées comme les degrés de liberté du corps rigide. Les modèles cinématiques que nous utilisons sont un ensemble de corps rigides joints par des contraintes articulaires permettant de zéro à six degrés de liberté.

Les marqueurs cutanés positionnés sur le participant permettent de définir le système de coordonnées local de chacun des corps rigides, généralement appelés segment dans le cas d'un modèle cinématique. Prenons l'exemple du pelvis (Figure 8) — un segment qui constitue généralement la racine des modèles du membre supérieur — pour décrire cette procédure qui sera répétée pour chacun des segments. Des marqueurs sont positionnés sur les structures anatomiques suivantes : les épines iliaques antéro-supérieures droite et gauche ( $\vec{M}_{RASIS}$  et  $\vec{M}_{LASIS}$ ) et les épines iliaques postéro-supérieures droite et gauche ( $\vec{M}_{RPSIS}$  et  $\vec{M}_{LPSIS}$ ).



**Fig. 8.** Le système de coordonnées global (gauche) suit les recommandations de l'ISB [434]. L'origine du système de coordonnées local du pelvis ( $\vec{O}_{\text{pelvis}}$ ) se situe entre les épines iliaques antéro-supérieures. Les épines iliaques antéro-supérieur droite et gauche ( $\vec{M}_{\text{RASIS}}$  et  $\vec{M}_{\text{LASIS}}$ ) et les épines iliaques postéro-supérieures droite et gauche ( $\vec{M}_{\text{RPSIS}}$  et  $\vec{M}_{\text{LPSIS}}$ ) peuvent être utilisées pour définir le système de coordonnées local du pelvis.

L'origine du système de coordonnées local  $\vec{O}_{\text{pelvis}}$  se situe entre  $\vec{M}_{\text{RASIS}}$  et  $\vec{M}_{\text{LASIS}}$  :

$$\vec{O}_{\text{pelvis}} = 0.5 \times (\vec{M}_{\text{RASIS}} + \vec{M}_{\text{LASIS}}). \quad (1)$$

Le vecteur unitaire  $\hat{i}$  est ensuite calculé pour déterminer l'axe  $x$  du pelvis :

$$\hat{i} = \frac{\vec{M}_{\text{RASIS}} - \vec{O}_{\text{pelvis}}}{|\vec{M}_{\text{RASIS}} - \vec{O}_{\text{pelvis}}|}. \quad (2)$$

Puis, le vecteur unitaire  $\hat{v}$  est calculé à partir de  $\vec{O}_{\text{pelvis}}$  et le point situé entre  $\vec{M}_{\text{RPSIS}}$  et  $\vec{M}_{\text{LPSIS}}$  :

$$\hat{v} = \frac{\vec{O}_{\text{pelvis}} - 0.5 \times (\vec{M}_{\text{RPSIS}} + \vec{M}_{\text{LPSIS}})}{|\vec{O}_{\text{pelvis}} - 0.5 \times (\vec{M}_{\text{RPSIS}} + \vec{M}_{\text{LPSIS}})|}. \quad (3)$$

Le vecteur unitaire  $\hat{k}$  est créé à partir du produit vectoriel de  $\hat{i}$  et  $\hat{v}$  :

$$\hat{k} = \hat{i} \times \hat{v}. \quad (4)$$

Finalement, le produit vectoriel de  $\hat{k}$  et  $\hat{i}$  définit le vecteur unitaire  $\hat{j}$  :

$$\hat{j} = \hat{k} \times \hat{i}. \quad (5)$$

Ensemble,  $\hat{i}$ ,  $\hat{j}$  et  $\hat{k}$  définissent la matrice de rotation  $R_{\text{pelvis}}$  qui détermine l'orientation du pelvis par rapport au système de coordonnées global :

$$R_{\text{pelvis}} = \begin{bmatrix} \hat{i}_x & \hat{i}_y & \hat{i}_z \\ \hat{j}_x & \hat{j}_y & \hat{j}_z \\ \hat{k}_x & \hat{k}_y & \hat{k}_z \end{bmatrix}. \quad (6)$$

Ce procédé est répété pour chacun des segments du modèle cinématique et souligne donc l'importance du choix du modèle de marqueurs et des degrés de liberté utilisés.

Les étapes que nous venons de décrire permettent de personnaliser la définition des degrés de liberté pour chaque participant. Une autre étape de personnalisation est cependant nécessaire pour déterminer la position des centres et des axes articulaires. Pour cela, il est possible d'utiliser des méthodes prédictives ou fonctionnelles. Les méthodes prédictives consistent à utiliser deux ou trois marqueurs anatomiques positionnés sur des repères osseux palpables [107] ou à utiliser des modèles de régression linéaire basés sur des mesures anthropométriques [271]. Les approches fonctionnelles, quant à elles, sont préférées pour des articulaires ayant des repères osseux palpables éloignés du centre articulaire, comme c'est le cas pour les articulations glénohumérale, sterno-claviculaire et acromio-claviculaire [111, 429]. Ehrig et al. [127] ont décrit la méthode fonctionnelle SCORE pour déterminer le centre de rotation d'une articulation sphéroïde à trois degrés de liberté tandis que la méthode SARA, utilisée pour caractériser l'axe de rotation, est décrite par Ehrig et al. [128]. Ces deux méthodes nécessitent des essais qui mobilisent le segment distal par rapport au segment proximal [321] pour trouver le point commun aux deux repères formés par ces deux segments [231]. La méthode SCORE, par exemple, est

basée sur une optimisation par moindres carrés :

$$f_{\text{SCORE}}(c_1, c_2) = \min \sum_{i=1}^n \|R_i c_1 + t_i - (S_i c_2 + d_i)\|^2, \quad (7)$$

pour  $n$  images avec  $c_1$  et  $c_2$  les centres de rotation des deux segments et  $(R_i, t_i)$ ,  $(S_i, d_i)$  les transformations de systèmes de coordonnées local vers le système de coordonnées global. Ainsi, la position des centres et axes articulaires est généralement déterminée à partir de méthodes prédictives ou fonctionnelles dans le but de rendre les paramètres articulaires plus spécifiques au participant. Les méthodes prédictives sont recommandées pour les articulations ayant des repères anatomiques palpables. Quand ce n'est pas le cas, comme pour les articulations du complexe de l'épaule, les méthodes fonctionnelles comme SCORE ou SARA peuvent être utilisées.

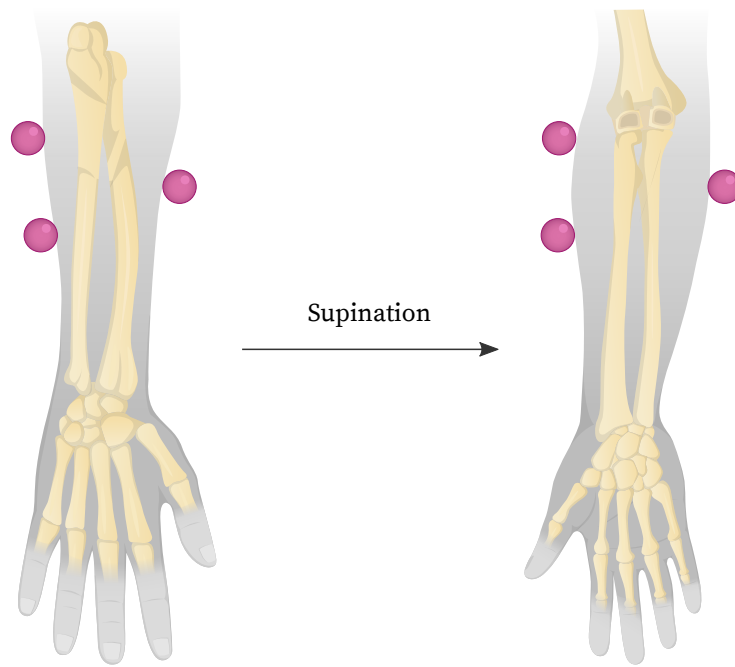
Dans cette sous-partie, nous avons appris qu'un modèle cinématique est composé de plusieurs segments et d'articulations, et qu'il est associé avec un ensemble de marqueurs. Les coordonnées 3D des marqueurs cutanés sont exprimées dans un système de coordonnées global et sont utilisées pour définir la position et l'orientation du système de coordonnées local associé à chaque segment qui compose le modèle cinématique. Pour déterminer la position des centres et des axes de rotation, des méthodes prédictives ou fonctionnelles sont utilisées selon l'articulation considérée. Les différents exemples de calcul utilisés dans cette sous-partie ont aussi souligné l'importance de sélectionner un ensemble de marqueurs et des degrés de liberté adéquats pour représenter le mouvement d'intérêt.

#### 1.2.1.3. *Traitement et interprétation de la cinématique*

Maintenant que nous savons comment enregistrer des données et construire un modèle cinématique, nous pouvons décrire les étapes pour obtenir la variable d'intérêt des analyses cinématiques : les angles articulaires. Ces derniers quantifient l'orientation relative d'un segment par rapport à un autre. Pour les estimer, nous utilisons les marqueurs cutanés fixés sur le segment pendant la réalisation du mouvement d'intérêt et un



algorithme cinématique [62]. Les algorithmes cinématiques utilisés en biomécanique assument que les marqueurs restent fixes dans le système de coordonnées local, c'est-à-dire qu'ils ne se déplacent pas sur le segment. Il est toutefois admis que les marqueurs se déplacent par rapport au squelette [232]. Ce phénomène, appelé artéfact de tissus mous (Figure 9), peut être responsable d'une mauvaise estimation des angles articulaires.

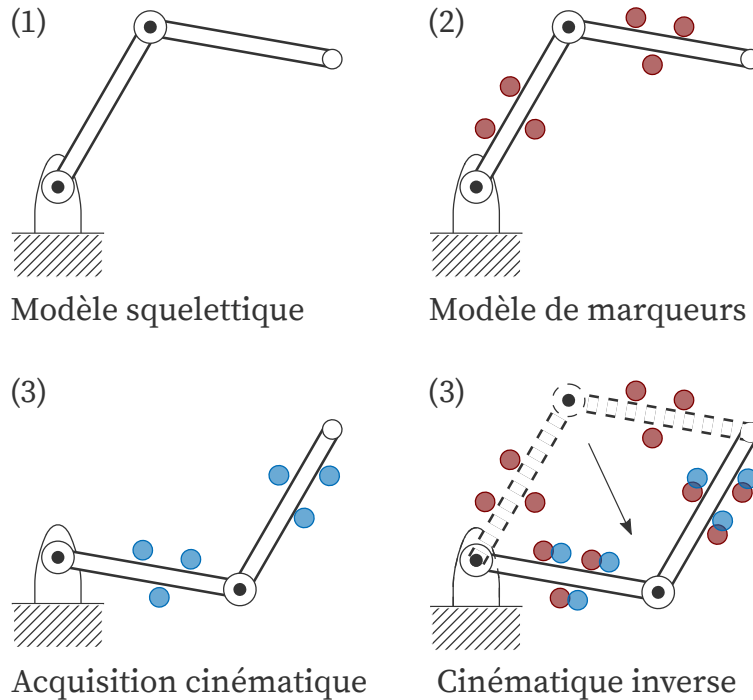


**Fig. 9.** Exemple illustrant un artéfact de tissus mous. Les trois marqueurs positionnés sur l'avant-bras ne suivent pas la rotation des os lors d'une supination.

Un placement de marqueurs adapté et un choix d'algorithme cinématique approprié permettent de minimiser l'effet des artéfacts de tissus mous. Plusieurs types d'algorithmes cinématiques existent : des algorithmes d'estimation directe, d'optimisation segmentaire ou d'optimisation multicorps. Nous décrivons seulement la méthode d'optimisation cinématique multicorps en raison des avantages techniques qu'elle présente, tels que la réduction du nombre de marqueurs nécessaires, la compensation des artéfacts de tissus mous et le fonctionnement en présence d'occlusion de marqueurs [25, 124]. Aussi appelée optimisation globale, cette méthode décrite par Lu and O'Connor [248] consiste à identifier, à chaque instant, les orientations segmentaires qui positionnent le modèle dans une posture qui minimise la distance entre les marqueurs expérimentaux et les marqueurs

du modèle de corps rigides (Figure 8). Ce problème d'optimisation non-linéaire peut être formulé par l'équation 8, où l'on définit les orientations segmentaires  $q$  qui minimisent l'erreur entre les marqueurs prédits  $P_m$  et les marqueurs expérimentaux  $E_m$ .

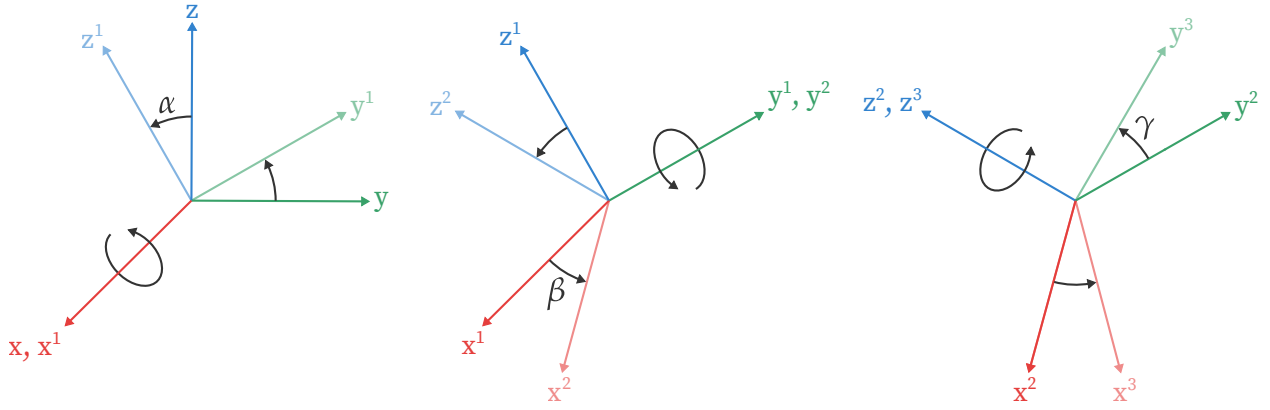
$$\min_q \sum_{m=1}^{n_m} \frac{1}{2} \|P_m(q) - E_m\|^2 \quad (8)$$



**Fig. 10.** Illustration de la cinématique inverse. Après avoir défini un modèle squelettique (1) et un modèle de marqueurs (2), les marqueurs expérimentaux (3) sont utilisés dans l'optimisation globale (4) pour positionner le modèle squelettique dans une posture qui minimise la distance entre les marqueurs expérimentaux (bleus) et les marqueurs du modèle (rouges).

Un angle articulaire correspond à l'orientation d'un système de coordonnées local par rapport à un autre système de coordonnées local. Plusieurs méthodes peuvent être utilisées pour déterminer l'orientation relative de deux systèmes de coordonnées : les angles hélicoïdaux [429], les quaternions [235] ou les angles d'Euler et de Cardan [105]. La méthode d'angles d'Euler et de Cardan est recommandée par l'*International Society of Biomechanics* [434]. Cette méthode représente l'orientation d'un système de coordonnées local par trois rotations successives autour d'axes uniques équivalentes à la matrice de rotation. À titre d'illustration, nous allons décrire la séquence XYZ qui est souvent utilisée

en biomécanique [88]. Pour cette séquence d'angle (Figure 11), la première rotation ( $\alpha$ ) a lieu autour de l'axe  $x$  et conduit à une nouvelle orientation des axes  $y$  et  $z$  ( $y^1$  et  $z^1$ ). La deuxième rotation ( $\beta$ ) a lieu autour de l'axe  $y^1$  et conduit à de nouvelles orientations des axes  $x^1$  et  $z^1$  ( $x^2$  et  $z^2$ ). Enfin, pour la dernière rotation ( $\gamma$ ) autour de l'axe  $z^2$ , les axes  $x^2$  et  $y^2$  prennent une nouvelle orientation  $x^3$  et  $y^3$ .



**Fig. 11.** Séquence d'angle de Cardan XYZ autour de l'axe  $x$  (gauche), puis autour de l'axe  $y^1$  (milieu) et finalement autour de l'axe  $z^2$  (droite).

La matrice de rotation  $R$  pour une séquence de rotation XYZ est :

$$R = R_z R_y R_x, \quad (9)$$

où

$$R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & \sin \alpha \\ 0 & -\sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} R_y = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & -\sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} R_z = \begin{bmatrix} \cos \gamma & \sin \gamma & 0 \\ -\sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (10)$$

La matrice de rotation  $R$  est calculée en multipliant les trois matrices de l'équation 9 :

$$R = \begin{bmatrix} \cos \gamma \cos \beta & \cos \gamma \sin \beta \sin \alpha + \sin \gamma \cos \alpha & \sin \gamma \sin \alpha - \cos \gamma \sin \beta \cos \alpha \\ -\sin \gamma \cos \beta & \cos \alpha \cos \gamma - \sin \gamma \sin \beta \sin \alpha & \sin \gamma \sin \beta \cos \alpha + \cos \gamma \sin \alpha \\ \sin \beta & -\cos \beta \sin \alpha & \cos \beta \cos \alpha \end{bmatrix}. \quad (11)$$

Cette matrice de rotation décrit l'orientation du système de coordonnées local du segment par rapport au système de coordonnées global. Il est alors possible d'extraire les angles

articulaires  $\alpha$ ,  $\beta$  et  $\gamma$  :

$$\alpha = \tan^{-1}\left(\frac{-R_{32}}{R_{33}}\right) \quad \beta = \tan^{-1}\left(\frac{R_{31}}{\sqrt{R_{11}^2 + R_{21}^2}}\right) \quad \gamma = \tan^{-1}\left(\frac{-R_{21}}{R_{11}}\right). \quad (12)$$

Pour calculer l'angle articulaire du coude par exemple, c'est-à-dire l'orientation du système de coordonnées local de l'avant-bras par rapport à celui du bras, il faut ajouter l'étape de calcul suivante :

$$R_{\text{coude}} = R_{\text{avant-bras}} R'_{\text{bras}}, \quad (13)$$

où  $R'_{\text{bras}}$  est la transposée de la matrice de rotation du bras. Cet exemple illustre seulement une des 12 séquences d'Euler possibles. Six séquences impliquent une rotation autour de trois axes différents et sont appelées angles de Cardan. Les autres séquences ont un axe de rotation initial identique au final, mais après avoir subi un changement d'orientation dû à la seconde rotation. Pour guider le choix de séquences, Wu et al. [434], sous l'initiative de l'*International Society of Biomechanics*, ont proposé la définition de séquences standards pour les articulations du membre supérieur.

Les matrices de rotation que nous venons de décrire représentent la transformation d'un système de coordonnées local à un autre. Les angles articulaires calculés à partir de ces matrices de rotation sont donc directement dépendants de l'orientation du système de coordonnées local. L'interprétation des angles articulaires serait pourtant facilitée si ces angles étaient normalisés. Pour cette raison, une posture anatomique est généralement utilisée comme posture de référence à partir de laquelle tous les angles articulaires sont calculés. Dans cette position, tous les angles articulaires doivent donc être égaux à zéro. Ce processus n'est pas simple car les angles articulaires ne sont pas des vecteurs et, par conséquent, ne peuvent pas être ajoutés ou soustraits [277]. Nous avons vu précédemment que la matrice de rotation qui définit l'orientation relative d'un segment  $R_{\text{segment}}$  par rapport à un segment de référence  $R_{\text{reference}}$  peut être exprimée par :

$$R = R_{\text{segment}} R_{\text{reference}}^T. \quad (14)$$

Pour exprimer cet angle articulaire par rapport à une posture de référence, la matrice de rotation doit inclure l'orientation des segments dans la position anatomique  $R'_{\text{segment}_{\text{anato}}}$  et  $R'_{\text{reference}_{\text{anato}}}$  :

$$R = (R_{\text{segment}_{\text{anato}}}^T R_{\text{segment}})(R_{\text{reference}_{\text{anato}}}^T R_{\text{reference}})^T. \quad (15)$$

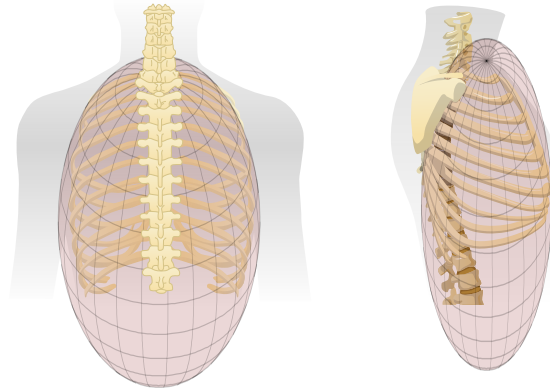
Dans cette sous-partie, nous avons décrit comment obtenir des angles articulaires à partir des données et du modèle cinématique détaillés dans les deux sous-parties précédentes (1.2.1.1 et 1.2.1.2, respectivement). Bien que plusieurs algorithmes cinématiques soient disponibles, la cinématique inverse par optimisation multicorps offre certains avantages techniques et sera donc utilisée dans cette thèse. Nous avons également décrit comment, à partir des séquences d'angles recommandées par l'*International Society of Biomechanics*, nous allons utiliser les angles de Cardan et d'Euler pour extraire les angles articulaires. Finalement, nous avons détaillé comment normaliser les angles articulaires à partir d'une position anatomique pour faciliter l'interprétation.

#### 1.2.1.4. Applications et limites de l'analyse cinématique

Après avoir décrit les étapes nécessaires pour obtenir des données cinématiques, nous allons aborder les applications et les limites de l'analyse cinématique dans les prochains paragraphes. L'analyse des angles articulaires, et plus généralement de la cinématique, est utile pour adresser diverses questions de recherche allant de l'analyse du geste sportif [384], pathologique [309] ou professionnel [324]. En biomécanique occupationnelle, elle permet d'évaluer et différencier des techniques de travail. La cinématique, et par extension la technique de travail, influence directement les contraintes musculo-squelettiques et, par conséquent, le risque de blessure [207]. Dans le cas d'une tendinopathie de la coiffe des rotateurs, une augmentation de la hauteur de travail et l'angle glénohuméral ont été associés avec une prévalence de blessure plus élevée [401], probablement parce que ces paramètres modifient les forces de compressions appliquées au tendon du supra-épineux.

Malgré cette utilité, les analyses cinématiques du membre supérieur sont rares en biomécanique occupationnelle comparativement au dos [326, 324, 323]. Il est nécessaire de décrire les limites inhérentes à la cinématique pour expliquer cette disparité. Les erreurs de mesures sont considérées comme le facteur ayant le plus d'influence sur l'estimation de la cinématique [232]. Celles-ci peuvent provenir, en ordre de grandeur, d'erreurs systématiques du système de mesure (autour de 1 mm pour les systèmes optoélectroniques standards [74]), d'occlusions de marqueurs expérimentaux (Figure 6) et d'artéfacts de tissus mous [232] (Figure 9). Pour atténuer l'impact des erreurs de mesure sur la reconstruction cinématique, il est possible d'utiliser un modèle de marqueurs qui minimise les artéfacts de tissus mous, tel que celui développé par Jackson et al. [197] pour le membre supérieur. Ce dernier comprend des marqueurs *techniques* positionnés sur les segments en évitant les zones avec des muscles et des articulations pour réduire les artéfacts de tissus mous [249], et des marqueurs *anatomiques* fixés sur des repères osseux. La cinématique de l'épaule en particulier représente un défi scientifique d'envergure. L'anatomie de l'épaule et sa grande amplitude de mouvement rendent la description précise de la cinématique difficile. Les mouvements sous-cutanés de la scapula et de la clavicule sont particulièrement complexes à enregistrer avec des marqueurs de surface. La rotation de l'humérus est ainsi affectée de 20 à 48% par les artéfacts de tissus mous [97]. Si la question de recherche implique une cinématique précise de l'épaule, la définition d'un ellipsoïde contraignant le plan de glissement de la scapula sur le thorax est conseillée [275] (Figure 12). Les limites soulevées dans ce paragraphe peuvent expliquer le faible nombre d'études cinématiques portant sur le membre supérieur en biomécanique occupationnelle.

Malgré les difficultés précédemment énoncées, quelques auteurs ont analysé la cinématique du membre supérieur lors d'une tâche de travail. Côté et al. [93] ont utilisé un modèle cinématique 2D construit à partir de 10 marqueurs cutanés et n'ont trouvé aucune différence cinématique entre des individus sains, fatigués et blessés aux épaules lors d'une tâche de martelage. Oliveira et al. [303] ont utilisé un modèle cinématique



**Fig. 12.** Exemple d'un ellipsoïde géométrique permettant de contraindre le plan de glissement de la scapula pour éviter d'obtenir de la cinématique non-physiologique.

simple construit à partir de quatre marqueurs cutanés [302] et n'ont trouvé aucune différence cinématique entre des novices et des experts soulevant une boîte de 7 et 15 kg, mais ont souligné une diminution de la flexion d'épaule avec la boîte la plus lourde. Les facteurs de risques de blessure à l'épaule présentés dans la section **Épidémiologie des blessures du membre supérieur en manutention**, tels que le sexe, n'ont cependant pas été étudiés. L'effet du sexe sur la cinématique a cependant déjà été examiné pour des tâches de manutention impliquant le dos et les membres inférieurs. Plamondon et al. [324] ont rapporté des différences cinématiques entre des femmes et des hommes soulevant une même charge, avec un schéma de coordination des membres inférieurs et du tronc plus séquentiel chez les femmes. Les mêmes auteurs ont supposé que l'altération cinématique observée chez les femmes pourrait provenir de la différence de force qui existe par rapport aux hommes. En étant généralement plus faibles [135, 166, 118], les travailleuses devront soulever des charges relatives plus élevées par rapport à leur force. Les résultats de Yehoyakim et al. [440] supportent cette hypothèse avec une coordination cinématique du dos et des membres inférieurs plus synchronisée chez des participantes avec un niveau de force plus élevé. En utilisant le même modèle cinématique, d'autres auteurs rapportent cependant des résultats contradictoires, avec des différences cinématiques entre femmes et hommes qui persistent même quand la charge est ajustée par rapport à la capacité maximale [324, 325]. Ces études suggèrent que la différence de

force entre femmes et hommes n'est pas la seule responsable des différences cinématiques reportées, et qu'il est nécessaire d'entreprendre d'autres analyses pour déterminer l'origine biomécanique de ces différences. Les études présentées ci-dessus se concentraient sur le dos et les membres inférieurs et, à ce jour, aucune étude n'a investigué l'effet du sexe sur la cinématique du membre supérieur lors d'une tâche de manutention. Compte tenu des différences biologiques soulevées dans la section **Facteurs de risque de blessures** et les différences cinématiques du tronc et des membres inférieurs déjà rapportées dans la littérature, nous pouvons faire l'hypothèse que les femmes utiliseraient une stratégie cinématique du membre supérieur différente de celle des hommes.

La cinématique est un outil utile et nécessaire pour aborder une grande variété de questions de recherche. En biomécanique occupationnelle, elle permet d'évaluer et de différencier des techniques de travail. L'analyse du mouvement tridimensionnel du complexe de l'épaule constitue une base essentielle pour améliorer notre compréhension des blessures professionnelles et identifier des techniques de manutention sécuritaires. Il existe cependant peu d'études qui ont porté sur la cinématique du membre supérieur pendant une tâche de manutention, et aucune d'entre elles ne portent sur des facteurs individuels tels que le sexe, malgré la plus forte prévalence de blessures chez les femmes. La description de la cinématique de l'épaule représente cependant un défi scientifique à cause des artéfacts de tissus occasionnés par les mouvements sous-cutanés de la clavicule et de la scapula. La calibration, le choix du modèle cinématique et du modèle de marqueurs ainsi que l'utilisation d'un ellipsoïde sont des pistes que nous avons abordées pour minimiser les artéfacts de tissus mous et seront donc à garder en tête lors de la conception de notre protocole. Compte tenu des différences biologiques et des différences cinématiques du tronc et des membres inférieurs déjà rapportées dans la littérature, nous pouvons faire l'hypothèse que les femmes utiliseraient une stratégie cinématique du membre supérieur différente de celle des hommes.



## 1.2.2. Analyses électromyographiques

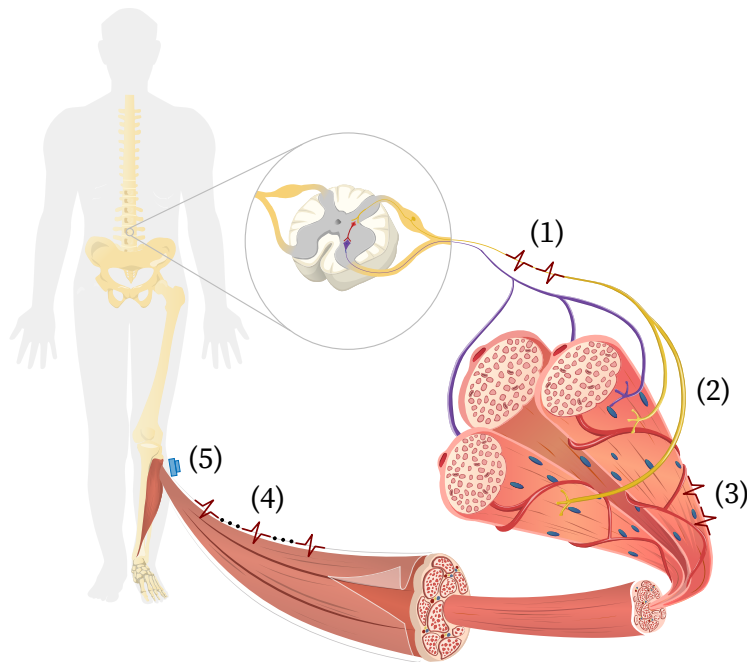
L'électromyographie (EMG) est une branche de la biomécanique qui s'intéresse à l'étude de l'activité musculaire. Dans cette sous-section, nous décrirons d'abord l'origine physiologique du signal EMG (1.2.2.1). Puis nous aborderons les méthodes d'enregistrement (1.2.2.2) et de traitement (1.2.2.3). Enfin, nous donnerons un aperçu des applications de l'analyse EMG en biomécanique occupationnelle et discuterons de leurs limites (1.2.2.4).

### 1.2.2.1. Physiologie du signal électromyographique

Il est nécessaire de décrire les concepts physiologiques qui sont à l'origine de la contraction musculaire pour comprendre ce que mesure l'EMG (Figure 13). Pour produire une contraction musculaire, le système nerveux central active d'abord une unité motrice, c'est-à-dire un motoneurone et toutes les fibres musculaires qu'il innerve. Une commande motrice se propage alors du motoneurone à la jonction neuromusculaire. De l'acétylcholine est ensuite libérée à l'interface de cette synapse spécialisée. Ce neurotransmetteur modifie la perméabilité de la membrane musculaire et provoque une variation du gradient électrochimique entre les milieux intra- et extra-cellulaires. Une dépolarisation rapide survient si un certain seuil d'excitabilité est atteint. Cette dépolarisation — appelée potentiel d'action — se propage le long de la fibre musculaire et entraîne une cascade d'événements qui mène à la contraction musculaire. L'intensité de cette contraction est modulée par la fréquence des potentiels d'actions et le nombre d'unités motrices recrutées. Le signal EMG mesure la somme des potentiels d'action des différentes unités motrices actives (Figure 14) et permet ainsi d'obtenir une description qualitative (actif ou inactif) et quantitative (intensité) de l'activité musculaire lors d'un mouvement volontaire.

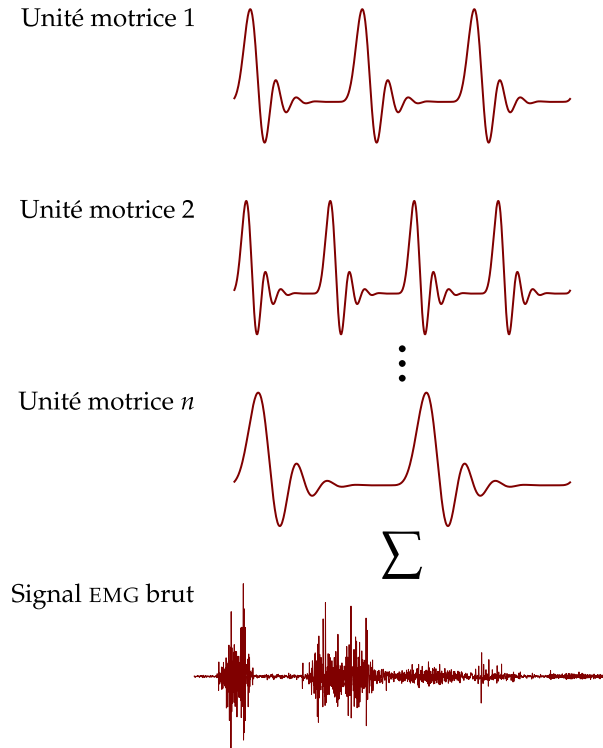
### 1.2.2.2. Enregistrement du signal électromyographique

L'activité EMG peut être enregistrée en utilisant un schéma d'enregistrement monopolaire ou bipolaire. L'enregistrement monopolaire est moins stable et les enregistrements bipolaires sont désormais plus courants. Dans cette configuration, deux électrodes sont



**Fig. 13.** Schéma simplifié de la contraction musculaire. Le motoneurone transmet un potentiel d'action (1). Le potentiel d'action atteint la jonction neuromusculaire (2). Un potentiel d'action est initié par des processus électrochimiques et se propage le long de la fibre musculaire (3). La somme de tous les potentiels d'action excités par un même motoneurone produit un potentiel d'action d'unité motrice (4), qui peut être enregistré sur la surface de la peau avec une électrode EMG (5).

positionnées sur le muscle et une troisième électrode est placée dans une zone électriquement neutre. Un amplificateur différentiel est ensuite utilisé pour supprimer les signaux communs aux deux électrodes d'enregistrement. Pour cela, il soustrait le potentiel d'une électrode avec le potentiel de l'autre électrode et amplifie la différence. Cette technique permet de réduire l'influence de bruits électriques provenant de prises de courant, de lumières ou d'autres appareils électriques, et cela même s'ils se trouvent dans la gamme de fréquences du signal EMG. Une large variété d'électrodes EMG est disponible et leur choix dépend du muscle étudié, de la tâche réalisée et de la question de recherche. Les électrodes de surfaces filaires ont peu à peu été remplacées par des boîtiers sans-fil, comme le système Trigno™ (Delsys Inc., Massachusetts). Cette technologie autorise plus de liberté dans l'élaboration de protocole de recherche, ce qui est particulièrement pertinent en biomécanique occupationnelle car une configuration portable permet de se rapprocher des conditions de travail, voire de collecter des données directement sur le lieu de



**Fig. 14.** La sommation des potentiels d'action des unités motrices constitue le signal EMG que nous mesurons.

travail [328]. Avec une portée effective de 10 à 20 mm [18], les électrodes de surface sont couramment utilisées, mais leur usage est inadéquat pour enregistrer l'activité de muscles profonds. L'enregistrement de l'activité provenant de petits muscles est plus difficile avec ce type d'électrode car le signal peut provenir d'un muscle adjacent. Ce phénomène, appelé *crosstalk* musculaire, sera abordé dans la sous-section suivante. L'utilisation d'électrodes intramusculaires est ainsi recommandée pour l'enregistrement de muscles profonds ou petits [21, 201]. Cette technique est en revanche plus invasive, ce qui peut expliquer le faible nombre d'études qui ont mesuré l'activation des muscles profonds du membre supérieur comme la coiffe des rotateurs, malgré leur rôle essentiel dans la stabilisation et la mobilité du membre supérieur (voir [Épidémiologie des blessures du membre supérieur en manutention](#)).

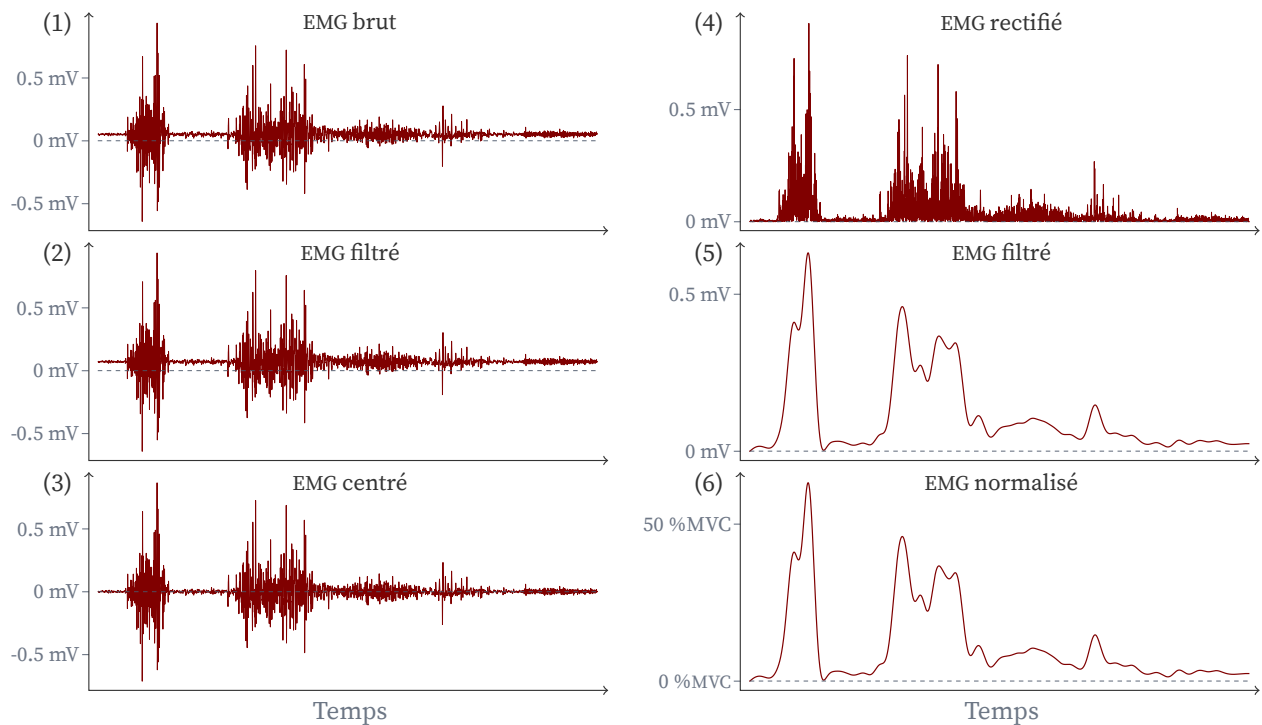
Il est possible d'enregistrer l'activité EMG des muscles de l'épaule pendant une tâche de manutention en appliquant les recommandations formulées dans le paragraphe précédent. Pour cela, l'utilisation d'un schéma d'enregistrement bipolaire est privilégiée car

il permet de limiter le bruit enregistré. Nous suggérons aussi d'utiliser un système d'EMG portable pour éviter les contraintes cinématiques qu'imposent un système filaire. Enfin, compte tenu de l'importance et de la prévalence de blessures des muscles de la coiffe des rotateurs, il est nécessaire d'enregistrer l'activité EMG de ces muscles et cela avec des électrodes intramusculaires.

### 1.2.2.3. *Traitement et interprétation du signal électromyographique*

Une fois le signal EMG enregistré, il est nécessaire d'appliquer plusieurs étapes de traitement avant de pouvoir l'interpréter. Les progrès en électronique et en traitement de signal, ainsi que notre meilleure compréhension de la physiologie du mouvement, ont changé notre façon de traiter et analyser le signal EMG. La connaissance des caractéristiques fréquentielles du signal EMG est par exemple utile pour prendre des décisions concernant le type de filtre à utiliser. Parce que la majorité du signal EMG est comprise entre 10 et 1000 Hz, il est recommandé d'appliquer un filtre passe-bande à ces fréquences de coupure. Le choix des paramètres des filtres dépend du muscle étudié et de la tâche réalisée. Pour la tâche d'intérêt de cette thèse, c'est-à-dire une tâche de manutention, un processus standard de traitement du signal EMG des muscles de l'épaule (Figure 15) [269] consiste d'abord à appliquer un filtre Butterworth passe-bande à 10-425 Hz. Le signal est ensuite centré en soustrayant sa valeur moyenne et rectifié. Finalement, l'enveloppe EMG est extraite en appliquant un filtre Butterworth passe-bas à 5 Hz.

Il est nécessaire de prendre connaissance des nombreux facteurs qui peuvent influencer le signal EMG pour pouvoir l'interpréter correctement [80]. Le positionnement correct de l'électrode EMG est probablement le paramètre le plus important pour obtenir un signal EMG de qualité. Diverses sources sont disponibles pour consulter le positionnement standard des électrodes EMG [270, 17, 32, 268], la plus populaire étant la SENIAM [176] ([seniam.org](http://seniam.org)). Des instructions spécifiques au positionnement des électrodes intramusculaires sont nécessaires et disponibles dans la littérature [202, 344, 213]. Quel que soit le muscle étudié, il est important que l'électrode soit dans une position qui permet d'isoler le muscle d'intérêt et que le positionnement soit répétable entre les différents participants et



**Fig. 15.** Processus standard de traitement du signal EMG. Le signal brut (1) est d'abord filtré avec un filtre passe-bande (2). Le signal est ensuite centré (3) et rectifié (4). Enfin, l'enveloppe est extraite en appliquant un filtre passe-bas (5). Pour interpréter l'amplitude du signal EMG, une étape de normalisation est souvent nécessaire (6).

conditions de notre expérimentation. En plus d'une position correcte, il est aussi conseillé de réduire l'impédance de l'électrode en rasant et nettoyant la peau avec de l'alcool. Un autre facteur important est la distance entre l'électrode et le muscle. L'amplitude du signal EMG diminue exponentiellement avec l'augmentation de cette distance [350]. Par conséquent, un taux de graisse sous-cutanée inférieur est associé avec un signal EMG de meilleure qualité. Cela explique aussi l'enregistrement considérablement plus difficile des fibres musculaires profondes depuis la surface de la peau. Enfin, il convient d'anticiper le phénomène *crossstalk* musculaire. Le muscle est un volume conducteur, c'est-à-dire qu'il peut transmettre tout signal électrique. Le signal EMG du muscle deltoïde antérieur peut ainsi être contaminé par l'activité d'un muscle adjacent, comme le deltoïde médian. L'effet du *crossstalk* musculaire peut être atténué avec un positionnement et une préparation de la peau appropriés ou en réduisant la surface d'enregistrement avec des électrodes plus petites ou intramusculaires.

Les signaux EMG sont généralement comparés entre différentes conditions expérimentales et différents participants. Compte tenu de tous les facteurs qui influencent l'enregistrement du signal EMG précédemment énoncés, il est souvent nécessaire de normaliser l'amplitude de ce signal pour l'interpréter correctement [238]. Plusieurs techniques de normalisation sont utilisées [33]. Il est généralement demandé aux participants de réaliser une contraction maximale isométrique et l'amplitude du signal est normalisée par rapport à la valeur maximale obtenue pendant cette contraction [261]. La contraction maximale isométrique est réalisée dans une position standard. Pour faciliter et orienter le choix de positions, Dal Maso et al. [101] ont identifié des combinaisons de positions optimales pour différents groupes de muscles de l'épaule. Une autre approche possible — utilisée par exemple avec des participants pathologiques — consiste à normaliser par rapport à un test de contraction sous-maximal ou simplement par rapport à la valeur maximale du signal EMG mesuré pendant la tâche d'intérêt.

Cette sous-section nous a permis d'identifier le traitement du signal nécessaire après l'enregistrement de l'activité EMG des muscles de l'épaule pendant une tâche de manutention. Elle a également mis en évidence les précautions à prendre pour obtenir un signal de qualité, telles que le positionnement de l'électrode et la préparation de la peau ainsi que l'anticipation du *crosstalk* musculaire. Enfin, une technique de normalisation avec des contractions maximales isométrique a été présentée pour permettre la comparaison inter-individus.

#### 1.2.2.4. *Applications et limites de l'analyse électromyographique*

Les analyses EMG sont fréquemment utilisées en biomécanique pour déterminer quels muscles sont soumis à un stress mécanique et sont à risque de blessure. En biomécanique occupationnelle, elles sont utiles pour explorer les blessures de surutilisation, telles que le syndrome du canal carpien [412] et de l'épicondylite [225] ainsi que les blessures aiguës comme des blessures du dos [4] et du membre supérieur [55]. La description des tâches de manutention s'est principalement concentrée sur le dos [331] et peu d'études ont évalué l'activité musculaire du membre supérieur à l'aide de l'EMG. Pourtant, la prévalence des

blesures du membre supérieur et la nécessité d'identifier des techniques sécuritaires et efficaces exigent une bonne compréhension des activations musculaires intervenant dans un geste de manutention. D'une part parce que les contractions musculaires permettent la réalisation de mouvements volontaires, mais également parce qu'elles assurent une grande partie de la stabilité de certaines articulations, comme l'articulation glénohumérale [407]. Dans le cas d'une tendinopathie de la coiffe des rotateurs, une augmentation de l'activité musculaire peut augmenter les forces de compressions appliquées au tendon du supra-épineux [90]. L'étude des activités musculaires du membre supérieur est donc nécessaire pour comprendre les risques biomécaniques pendant des tâches de manutention. L'enregistrement EMG des muscles du membre supérieur représente cependant un défi expérimental. D'un point de vue anatomique, la configuration des muscles de l'épaule est complexe (voir [Épidémiologie des blessures du membre supérieur en manutention](#)) à cause de la proximité et de la profondeur de certains muscles, comme ceux constituant la coiffe des rotateurs. Il est donc souvent nécessaire d'utiliser des électrodes intramusculaires [417]. Les enregistrements EMG du membre supérieur peuvent aussi être contaminés par des artefacts électrocardiographiques à cause de la proximité du cœur et des muscles comme le grand pectoral. Ces bruits peuvent fausser l'amplitude EMG mesurée et les caractéristiques fréquentielles du signal [76]. Bien qu'il est possible d'utiliser des filtres numériques pour y remédier [119], le repositionnement de l'électrode reste le moyen le plus efficace pour réduire cette source de bruit. Ces difficultés expérimentales peuvent expliquer le nombre limité d'études qui ont évalué l'activité musculaire du membre supérieur lors d'une tâche de manutention, et le fait qu'aucune n'a inclus les muscles de la coiffe des rotateurs malgré leur rôle essentiel dans la stabilisation et la mobilité du membre supérieur.

Yoon et al. [441] ont quantifié l'effet de la variation de la vitesse du mouvement et de la masse à soulever sur le recrutement musculaire du membre supérieur de 39 participants qui effectuaient une tâche de manutention. L'augmentation de la vitesse du mouvement influençait seulement le schéma de recrutement temporel des muscles érecteurs du rachis,

trapèzes, deltoïdes, biceps et triceps. En accord avec des études portant sur le dos [212] et des études musculo-squelettiques [36], l'augmentation de la masse, quant à elle, augmentait l'activité EMG de ces mêmes muscles. Plusieurs autres études rapportent des résultats similaires. Dans Blache et al. [35], l'augmentation de la masse de la boîte de 6 à 18 kg provoque une augmentation d'environ 40% de l'activité EMG des muscles deltoïdes, grands dorsaux et pectoraux. Oliveira et al. [303] ont également observé une augmentation de l'activation EMG du deltoïde médial et du biceps lorsque leurs 16 participants soulevaient une boîte de 15 kg comparativement à une boîte de 7 kg. Poitras et al. [328] rapportent des activations plus élevées des deltoïdes antérieur et médian lorsque les participants soulevaient des boîtes plus lourdes lors d'une tâche de déplacement de boîtes de tailles et masses variées. James et al. [198] ont observé une relation linéaire entre l'augmentation de la masse à soulever et l'activité musculaire des trapèzes supérieurs, deltoïde médian, biceps et brachioradial pendant une tâche de manutention où la masse était incrémentée de 2 kg jusqu'à épuisement du participant. Lavender et al. [228] ont reporté des activations moins élevées des muscles érecteurs du rachis, grand dorsal et biceps lorsque des participants soulevaient une boîte de 16 kg avec un dispositif d'assistance robotique. Kilbom et al. [208] ont utilisé une analyse EMG pour montrer que le soulèvement de charges excessives à une main peut entraîner de la fatigue et éventuellement un accident de travail. Enfin, Silvetti et al. [370] ont établi que, pour obtenir de tels résultats, la différence de masse à soulever doit être suffisamment grande puisqu'ils n'ont pas trouvé de différence d'activations des muscles érecteurs du rachis, grand dorsal, deltoïde antérieur et biceps entre des boîtes de 6 et 8 kg. Certains de ces auteurs ont aussi évalué l'effet de la hauteur sur l'activité EMG du membre supérieur [35, 303, 328, 198, 370]. Les résultats pointent tous vers un effet significatif de la hauteur de levée, avec une activité EMG qui augmente avec la distance verticale à parcourir, particulièrement si la hauteur dépasse le niveau des épaules. Ainsi, les caractéristiques de la tâche, telles que la hauteur et la masse, ont un effet significatif sur les activations des muscles de l'épaule lors d'une tâche de manutention et sont donc des variables pertinentes à inclure dans nos conditions expérimentales.



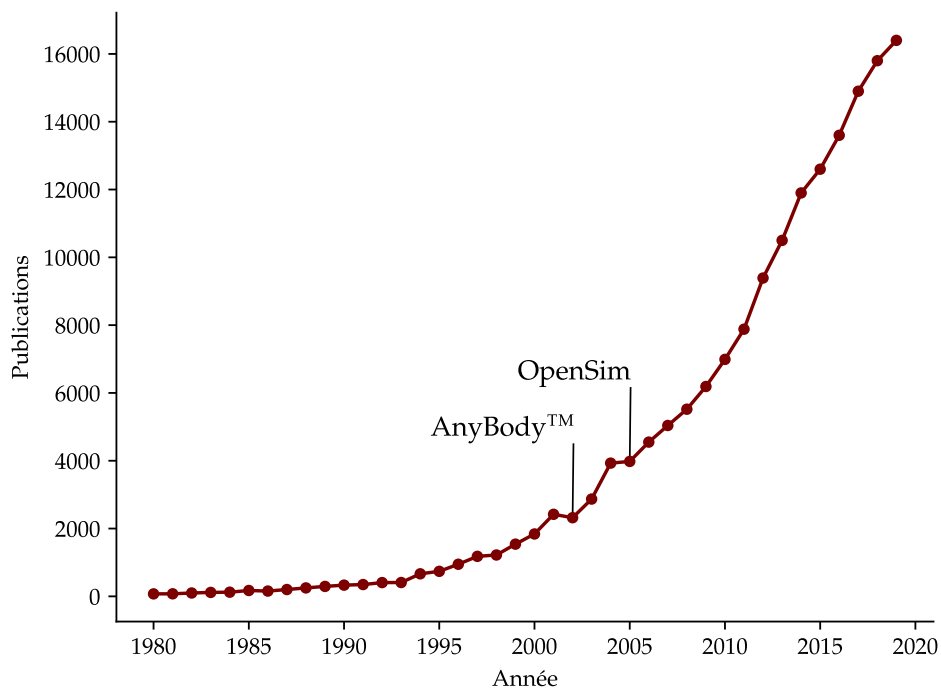
La variation de l'activité musculaire en réponse à des changements des caractéristiques de la tâche sert notamment à répondre à la plus grande contrainte mécanique que produit une boîte plus lourde ou une hauteur plus élevée [441, 36]. Alors que l'on pourrait penser qu'une plus grande activité musculaire permet également de maintenir la stabilité des articulations [441], Blache et al. [35] n'ont trouvé aucun effet de la masse ou de la hauteur sur la co-contraction mesurée des muscles deltoïdes, grands dorsaux et pectoraux lors d'une tâche de manutention. Rao et al. [341] ont observé des résultats similaires en montrant que la co-contraction des muscles du genou n'était pas influencée par la charge soulevée lors d'un squat. Bien que l'on peut supposer qu'une plus grande co-contraction des muscles entourant une articulation renforce la rigidité de celle-ci [184, 287], il est difficile d'établir si cela influence la stabilité de l'articulation, car celle-ci dépend aussi du couple articulaire [157]. Le couple de l'articulation glénohumérale n'étant pas constant lors d'un mouvement complexe comme une tâche de manutention, Blache et al. [38] ont utilisé un modèle musculo-squelettique pour évaluer la contribution des muscles de l'épaule à la stabilité articulaire lors d'une tâche de manutention. Les résultats indiquent que, dans le cas d'une tâche de manutention, le muscle supra-épineux serait l'un des principaux stabilisateurs de l'articulation glénohumérale. L'activation de ce muscle permettrait de diminuer les forces de cisaillement et d'augmenter les forces de compression agissant sur la tête humérale [1, 38], ainsi que de comprimer la tête humérale contre la cavité glénoïde [407] pour contrer les translations provoquées par les muscles deltoïdes [132]. On peut donc supposer que l'intégrité du muscle supra-épineux — et probablement des autres muscles de la coiffe des rotateurs dans le cas de mouvements réalisés dans d'autres directions [38, 425] — est primordiale pour prévenir l'instabilité glénohumérale [407, 38] et donc limiter le risque de blessure à l'épaule [356, 45]. Ces résultats renforcent l'idée qu'il est important d'inclure les muscles de la coiffe des rotateurs dans les protocoles EMG du membre supérieur. Malheureusement, aucune étude n'a mesuré l'activité EMG de ces muscles lors d'une tâche de manutention.

La modification et la personnalisation de la tâche de travail sont les méthodes d'intervention privilégiées pour diminuer les facteurs de risque associés au développement de lésions professionnelles. Les études citées précédemment portent principalement sur l'effet de la variation des caractéristiques de la tâche de manutention — comme la masse et la hauteur de travail. Pourtant, plusieurs auteurs ont déjà identifié que des facteurs individuels comme l'âge [336], la condition physique [221, 319] ou le sexe [6] modifient l'activité EMG. Ces facteurs individuels sont également associés à un risque de blessure plus élevé (voir [Épidémiologie des blessures du membre supérieur en manutention](#)). Comme l'EMG peut être un outil utile pour évaluer et redéfinir les techniques de travail dans le but de minimiser la fatigue et le risque de blessure, il semble important d'inclure ces facteurs individuels dans l'analyse EMG d'une tâche de manutention. Aucune étude ne s'est cependant intéressée à l'effet du sexe sur l'activité du membre supérieur pendant une tâche de manutention.

L'EMG est un outil utile et nécessaire pour aborder une grande variété de questions de recherche. En biomécanique occupationnelle, la quantification des activations musculaires permet d'identifier des techniques de travail sécuritaires et efficaces. Les utilisateurs doivent cependant être conscients d'un certain nombre de facteurs qui peuvent interférer avec le signal EMG, particulièrement pour le membre supérieur. Ces difficultés techniques peuvent expliquer le nombre limité d'études qui ont évalué l'activité musculaire du membre supérieur lors d'une tâche de manutention. Celles-ci se sont exclusivement intéressées à l'effet des variations des caractéristiques de la tâche sur l'activité musculaire et aucune n'a inclus les muscles de la coiffe des rotateurs. L'inclusion de ces muscles profonds et de facteurs individuels comme le sexe est nécessaire pour améliorer notre compréhension des mécanismes de blessure et des différences épidémiologiques qui existent pour certaines populations à risque.

### 1.2.3. Analyses musculo-squelettiques

La modélisation est désormais utilisée dans la majorité des domaines scientifiques. En biomécanique, le nombre de publications utilisant la modélisation et la simulation musculo-squelettique augmente exponentiellement depuis les années 1980 (Figure 16). Les contraintes musculaires, osseuses et articulaires ne peuvent pas être mesurées de façon directe et non invasive [28, 140, 139]. Ces variables sont pourtant essentielles pour comprendre les principes fondamentaux du mouvement humain, concevoir des dispositifs d'assistance ou effectuer une intervention ergonomique. La modélisation musculo-squelettique permet d'estimer ces variables [103] à partir de données expérimentales ou simulées. Dans cette sous-section nous décrirons d'abord la composition d'un modèle musculo-squelettique (1.2.3.1). Puis nous présenterons les deux approches utilisées pour estimer les forces musculaires — l'approche directe (1.2.3.2) et l'approche inverse (1.2.3.3). Nous donnerons par la suite un aperçu des applications de la modélisation musculo-squelettique en biomécanique occupationnelle et discuterons de leurs limites (1.2.3.4).



**Fig. 16.** Publications en lien avec la modélisation ou la simulation musculo-squelettique entre les années 1980 et 2019. La distribution des logiciels Anybody™ et OpenSim a probablement contribué à la démocratisation de ces techniques.

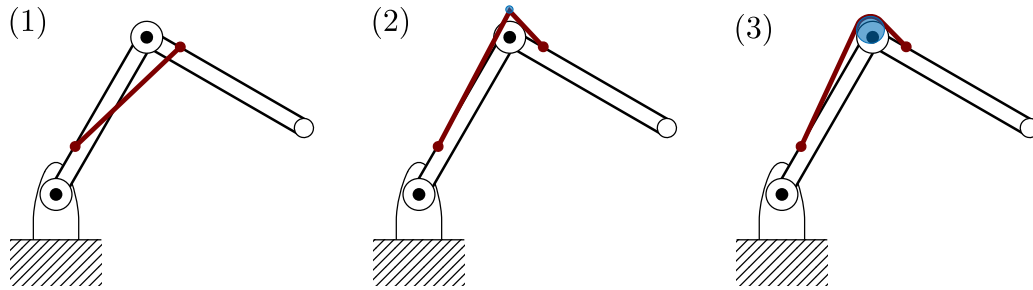
### 1.2.3.1. Composition d'un modèle musculo-squelettique

La génération d'un mouvement est initiée avec une commande neurale transmise au muscle. Le muscle est alors activé et génère une force qui accélère nos membres pour réaliser un mouvement spécifique. C'est ce processus, ici simplifié, que nous tentons de formaliser dans un modèle musculo-squelettique. Ce modèle est une représentation simplifiée du corps humain. Il est généralement composé d'un ensemble de corps rigides, d'articulations et de générateurs de force qui interagissent pour modéliser le mouvement. Les deux prochains paragraphes nous permettront de décrire ces composantes.

Pour modéliser la dynamique des segments corporels, les modèles par éléments finis sont minoritaires [426, 444] et c'est l'hypothèse de corps rigide qui est généralement utilisée en biomécanique. Selon cette hypothèse, chaque segment est considéré comme indéformable et le comportement dynamique est défini par la masse, le centre de masse et le tenseur d'inertie. Une fois le modèle de corps rigides et d'articulations définis (voir [Analyses cinématiques](#)), il est nécessaire d'y ajouter des actionneurs pour pouvoir l'articuler. Les muscles sont les principaux générateurs de force dans les modèles. Pour modéliser la géométrie musculaire, nous utilisons des trajectoires musculaires unidimensionnelles — c'est-à-dire une ligne — reliant l'origine et l'insertion du muscle. La trajectoire de ces lignes d'action est généralement contrainte par des points fixes ou des formes géométriques pour obtenir des trajectoires musculaires physiologiques (Figure 17). Ce chemin musculaire va définir le bras de levier du muscle, une quantité qui détermine l'effet de la force musculaire sur l'articulation (Équation 16). Le muscle est donc un élément central dans un modèle musculo-squelettique et l'observation des trajectoires musculaires est un préalable à son utilisation.

$$\text{moment articulaire} = \text{force musculaire} \wedge \text{bras de levier musculaire} \quad (16)$$

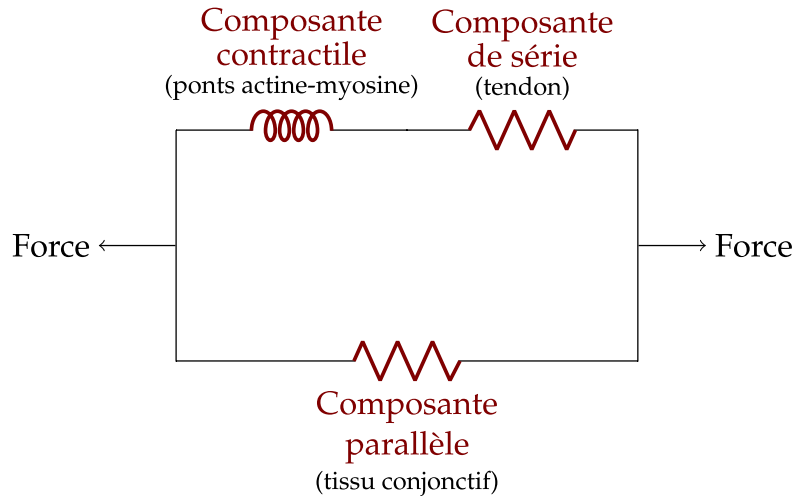
Le comportement mécanique du muscle détermine la capacité de génération de force lorsqu'il est soumis à des variations de longueur ou de vitesse de raccourcissement. Le



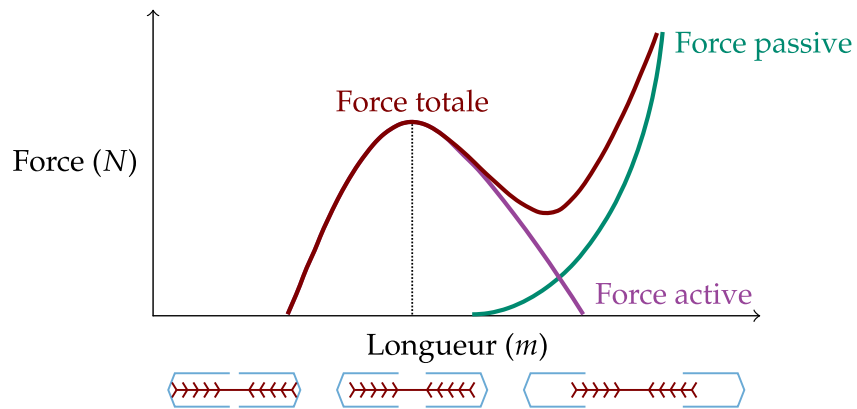
**Fig. 17.** Illustration d'une trajectoire musculaire de triceps non physiologique (1), corrigée avec un point de contournement (2) et avec un cylindre de contournement (3). Bien que le cylindre permet de représenter une trajectoire plus physiologique que les autres méthodes, ce type d'objet de contournement peut augmenter significativement le temps de convergence de l'optimisation statique et dynamique [14].

modèle musculo-tendineux de Hill (Figure 18) est le plus utilisé pour représenter les relations force-longueur et force-vitesse qui caractérisent le comportement mécanique des muscles (Figures 19 et 20). Ce modèle définit la force musculaire totale comme la somme des forces générées par la composante contractile génératrice de force active lorsque le muscle se contracte [236] et des forces issues de la composante élastique parallèle passive génératrice de force passive lorsque le muscle revient à son état de repos [442, 236]. Certains modèles plus détaillés incluent également une composante élastique en série, mais celle-ci est souvent négligée et remplacée par une hypothèse simplificatrice qui considère les tendons comme des structures rigides [236, 65]. Le modèle de Hill inclut plusieurs paramètres dont la force maximale isométrique, la section transverse des muscles, l'angle de pennation, la longueur musculaire optimale, la vitesse de raccourcissement maximale et la longueur du tendon. Ces paramètres sont généralement déterminés à partir d'un modèle générique basé sur des mesures animales ou cadavériques [398, 187]. Après avoir précédemment établi que le muscle est un élément essentiel dans un modèle musculo-squelettique, nous avons décrit dans ce paragraphe comment son comportement est formalisé avec le modèle musculo-tendineux de Hill.

Du point de vue de la biomécanique, le corps humain peut être associé à un système composé de segments connectés par des articulations et actionnés par des muscles. Alors que nous avons déjà décrit le modèle cinématique dans une section précédente

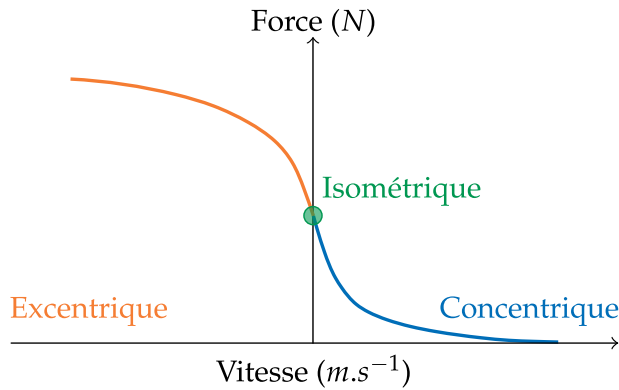


**Fig. 18.** Modèle musculo-tendineux de Hill.



**Fig. 19.** Relations force-longueur d'un muscle de type Hill. La génération de force est dépendante de la configuration des ponts d'actine (en bleu) et de myosine (en rouge).

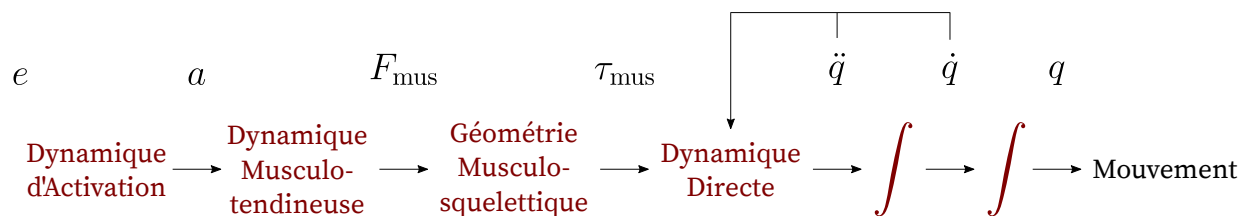
(voir [Analyses cinématiques](#)), les paragraphes précédents étaient dédiés à la définition des muscles dans un modèle musculo-squelettique. Ceux-ci sont les principaux générateurs de force et sont modélisés avec des trajectoires unidimensionnelles et le modèle de Hill. Mis ensemble, les paramètres d'un modèle musculo-squelettique définissent la *dynamique musculo-tendineuse* (comment les muscles génèrent une force), la *géométrie musculo-squelettique* (comment les forces musculaires sont converties en moments articulaires) et la *dynamique articulaire* (comment les moments articulaires produisent le mouvement). Ces trois étapes peuvent être utilisées dans le sens "direct" (de la commande neurale jusqu'au mouvement) ou dans le sens "inverse" (du mouvement jusqu'à la force musculaire).



**Fig. 20.** Relations force-vitesse non-linéaire d'un muscle de type Hill. Au plus la vitesse de contraction diminue au plus la force générée augmente à cause de la résistance des structures passives.

### 1.2.3.2. L'approche directe

L'approche directe (Figure 21) permet d'estimer les mouvements qui résultent de l'application de forces et de moments spécifiques [308]. Les équations dynamiques décrivant les composantes du modèle peuvent ainsi être intégrées dans le temps pour générer un mouvement simulé.



**Fig. 21.** Diagramme de l'approche directe qui permet de passer de la commande neurale jusqu'au mouvement. Les excitations musculaires ( $e$ ) sont converties en activations musculaires ( $a$ ) pour calculer les forces musculaires ( $F_{\text{mus}}$ ) et les moments articulaires ( $\tau_{\text{mus}}$ ). Finalement, les accélérations ( $\ddot{q}$ ), vitesses ( $\dot{q}$ ) et coordonnées généralisées ( $q$ ) sont estimées.

Les données d'entrées typiques de l'approche directe sont les excitations musculaires, c'est-à-dire le signal EMG traité, ou les moments articulaires. Les activations musculaires sont déterminées à partir des excitations musculaires et une étape de *dynamique d'activation*, permettant de simuler le délai électromécanique entre la réception du potentiel d'action et la contraction musculaire [65]. La dynamique musculo-tendineuse permet ensuite de déterminer les forces musculaires à l'aide du modèle musculaire de Hill. Puis,

les moments articulaires sont calculés par la géométrie musculo-squelettique et l'équation 17, où la matrice jacobienne des longueurs musculaires  $l_{\text{mus}}$ , l'équivalent aux bras de levier, est multipliée par les forces musculaires  $F_{\text{mus}}$ .

$$\tau_{\text{mus}}(q, \dot{q}, a) = -\frac{\partial l_{\text{mus}}}{\partial q} F_{\text{mus}}(q, \dot{q}, a) \quad (17)$$

Enfin, les accélérations segmentaires  $\ddot{q}$  sont déterminées à partir des équations du mouvement avec un formalisme Euler-Lagrange (Équation 18), qui impliquent la matrice de masse  $M$ , les moments articulaires  $\tau_{\text{mus}}$ , les vecteurs des effets non linéaires  $N$ , la matrice des effets de la gravité  $G$  et des forces de contact  $C^T \lambda$ . Les vitesses et les coordonnées généralisées peuvent ensuite être obtenues par résolution de l'équation différentielle du mouvement.

$$\ddot{q} = M(q)^{-1} \left( \tau_{\text{mus}} + C^T \lambda - N(q, \dot{q}) - G(q) \right) \quad (18)$$

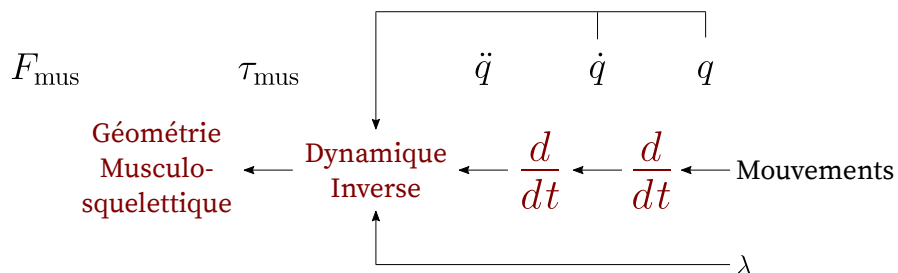
Les atouts de l'approche directe sont nombreux. Intrinsèquement prédictive, l'approche directe n'est pas limitée aux données expérimentales disponibles et les données peuvent être simulées. Cette technique est particulièrement intéressante en ergonomie puisqu'elle permet d'étudier différents facteurs de risques physiques, sans recourir à des tests humains. De plus, en spécifiant une fonction objective d'intérêt (*e.g.* minimiser le coût énergétique), l'objectif de la tâche peut être directement implémenté. Malgré ses qualités, l'approche directe est rarement utilisée en biomécanique occupationnelle en raison d'une complexité numérique bien supérieure à l'approche inverse [308]. Quand les données ne sont pas simulées, l'approche directe nécessite des activations musculaires basées sur des signaux EMG expérimentaux. Ces signaux sont souvent affectés par du bruit et des erreurs de mesures — comme décrit dans la section **Analyses électromyographiques** — qui peuvent influencer la qualité des résultats obtenus. Des articles récents ont proposé des techniques d'estimation des forces internes par des méthodes de suivi de marqueurs et d'EMG [26, 27, 283]. Bien que ces approches soient prometteuses, elles sont basées sur



des modèles simplifiés, des données simulées, et nécessitent des temps de calcul extrêmement longs. Elles n’ont donc pas encore la maturité nécessaire pour des applications complexes comme celles que nous souhaitons investiguer dans cette thèse. Ainsi, bien que l’approche directe est intéressante d’un point de vue biomécanique, ses qualités ne sont pas directement avantageuses pour répondre à notre question de recherche en raison de sa complexité et du temps de calcul nécessaire.

### 1.2.3.3. L’approche inverse

L’approche inverse (Figure 22) permet d’estimer les forces et les moments musculaires qui ont provoqué un mouvement observé [308]. Un mouvement connu peut être utilisé dans une analyse inverse pour mieux comprendre la coordination musculaire et les forces impliquées dans la génération de ce mouvement.



**Fig. 22.** Diagramme de l’approche inverse qui permet de passer du mouvement jusqu’aux forces musculaires.

Les données d’entrée de l’approche inverse sont la cinématique articulaire (voir [Analyses cinématiques](#)), les forces de contact et les paramètres inertiels. Les vitesses et les accélérations segmentaires peuvent être obtenues par dérivés successives. Les moments articulaires peuvent ensuite être déterminés à partir des équations du mouvement (Équation 19).

$$\tau_{\text{mus}} = M(q)\ddot{q} + N(q, \dot{q}) + G(q) - C^T\lambda \quad (19)$$

La dernière étape d’une simulation inverse consiste à estimer les forces musculaires à partir de la géométrie musculo-squelettique. Cette étape est complexe car le nombre de

muscles est supérieur au nombre de degrés de liberté. L'optimisation statique résout cette redondance musculaire en répartissant les forces musculaires afin que les moments articulaires calculés à partir de l'équation 19 correspondent aux moments articulaires calculés à partir de l'équation 17. Pour réaliser cette étape d'optimisation, un choix de fonction objective est nécessaire tel que la minimisation de la somme des activations quadratiques.

L'approche inverse est la technique de modélisation la plus utilisée en biomécanique occupationnelle. Elle requiert la formulation de moins d'hypothèses et permet d'obtenir des solutions plus rapidement que l'approche directe, en générant des résultats parfois similaires [8]. Compte tenu des nombreux essais nécessaires pour répondre à notre question de recherche (nombreux participants, différentes conditions de masse et de sexe), la vitesse de convergence est un facteur déterminant pour notre application de recherche. Les données d'entrée sont relativement communes en biomécaniques (cinématique et forces de contact), mais sont soumises à de nombreuses erreurs de mesures et d'estimation [232].

Comme la précision des résultats de l'approche inverse est fortement conditionnée aux données d'entrées [307, 368], une attention particulière est recommandée quant à la qualité des données et du traitement du signal. La cinématique articulaire est considérée comme la variable ayant le plus d'influence sur la prédiction de forces musculaires physiologiques [396], notamment parce que la dérivée calculée pour obtenir les vitesses et les accélérations articulaires propage les erreurs de mesures. Les sources d'erreurs cinématiques sont décrites dans la section *Analyses cinématiques* et concernent principalement les occlusions de marqueurs expérimentaux ainsi que les artéfacts de tissus mous [232].

Concernant la dynamique inverse, les paramètres inertiels doivent être précisément déterminés pour éviter des erreurs lors de l'estimation des moments articulaires [316]. Ces paramètres sont cependant difficiles à mesurer et sont généralement estimés à partir d'un modèle anthropométrique proportionnel. Une fois effectuée, la dynamique inverse fournit des moments articulaires nets. Un moment articulaire net faible peut provenir d'une activation minimale du muscle agoniste ou d'une activation similaires de deux

muscles antagonistes. Les co-contractions sont donc difficiles à évaluer, d'autant plus qu'elles sont négligées par l'optimisation statique [167, 174]. Il convient donc d'interpréter les résultats d'une optimisation statique avec précaution car les co-contractions musculaires sont essentielles pour assurer la stabilité articulaire [181]. Bien qu'il n'y ait pas de consensus sur le choix d'une fonction objective d'optimisation statique qui permettrait de générer des forces et des activations les plus physiologiques possibles [131], la plupart des études minimisent les activations musculaires. Une approche alternative consiste à utiliser le signal EMG mesuré pour résoudre l'estimation des forces musculaires individuelles [26]. Cette approche permet de tenir compte des co-contractions et génère donc des résultats qui sont généralement plus physiologiques [75]. Elle est cependant plus complexe à implémenter et moins rapide à converger.

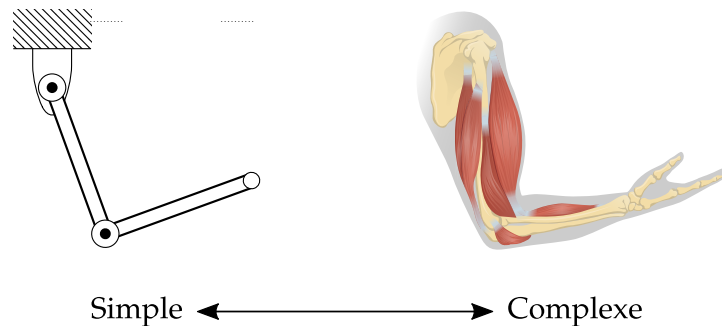
L'approche inverse semble donc être particulièrement adaptée à notre application de recherche. Dans le but de comparer de nombreux participants de populations différentes (femmes et hommes) dans des conditions expérimentales différentes pendant une tâche de manutention, la simplicité et la rapidité de l'approche inverse sont des avantages majeurs. Il faudra cependant être conscient des limites inhérentes de cette approche et de la nécessité d'enregistrer une cinématique de qualité.

#### 1.2.3.4. *Applications et limites de la modélisation musculo-squelettique*

Après avoir précédemment écarté l'approche directe en faveur de l'approche inverse, nous allons aborder les applications et les limites de la modélisation musculo-squelettiques dans les prochains paragraphes. Celles-ci concerneront d'abord des applications générales puis des applications spécifiques à la manutention en hauteur. Ceci nous permettra de façonner notre protocole de recherche et notre analyse de données de manière à anticiper et surmonter les limites qui seront présentées.

Le développement d'un modèle numérique du corps humain est un grand défi scientifique. Pour s'en approcher, de nombreuses hypothèses sont formulées, dont certaines basées sur des preuves expérimentales limitées. De multiples phénomènes biologiques sont ainsi simplifiés — voire ignorés. Scientifiques et praticiens doivent connaître ces

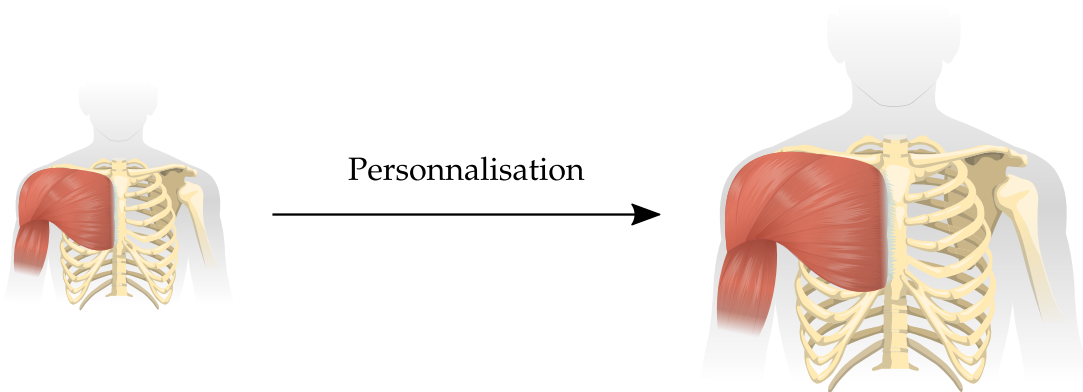
limitations lors de la diffusion de résultats et discuter des impacts potentiels de ces simplifications. La plupart des modélisateurs en sont conscients et le consensus actuel en biomécanique est qu’il existe encore un écart considérable entre les modèles musculo-squelettiques et la réalité biologique. Il existe un continuum entre les modèles les plus simples et les plus complexes (Figure 23). L’une des principales difficultés est de déterminer la complexité du modèle que l’on souhaite construire ou utiliser. D’une part, les modèles simples sont rapides et faciles à interpréter. Cependant, ils diffèrent souvent des systèmes réels. D’une autre part, les modèles complexes permettent de fournir plus d’informations et sont davantage fidèles aux systèmes réels. Le coût de calcul et les exigences de calibration, de personnalisation et de validation augmentent cependant avec la complexité du modèle. Il est donc recommandé d’éliminer la complexité du modèle non requise pour répondre à notre question de recherche [178].



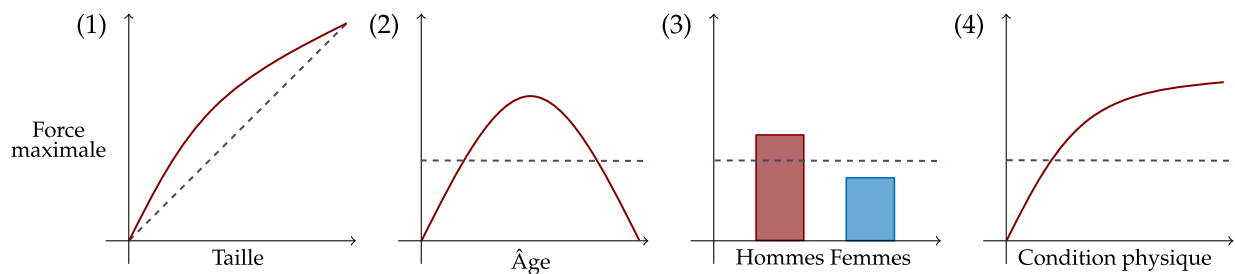
**Fig. 23.** Le continuum de complexité d’un modèle musculo-squelettique s’étend entre un modèle simple et complexe.

Quel que soit le niveau de complexité, les modèles musculo-squelettiques comportent de multiples paramètres. Ces derniers — qu’ils soient musculo-tendineux, inertiels ou anthropométriques — conditionnent les résultats obtenus lors des différentes étapes de la modélisation. En tant qu’utilisateur de modèles musculo-squelettiques génériques, ces paramètres sont souvent déterminés préalablement à partir d’imagerie, de mesures cadavériques ou animales [443, 266]. Ce modèle générique est ensuite mis à l’échelle afin que les différents paramètres qui le composent s’ajustent à l’anthropométrie de notre participant (Figure 24). Cette étape est décisive pour obtenir des résultats valides. Consistant

généralement en une simple régression linéaire, la personnalisation du modèle n'est cependant pas idéale car elle considère que la distribution des paramètres segmentaires et musculaires est uniforme, quels que soient l'âge, la condition physique et le sexe (Figure 25). Il est ainsi recommandé de choisir un modèle générique qui représente une population similaire à notre échantillon de participants.



**Fig. 24.** La personnalisation d'un modèle musculo-squelettique consiste à modifier les paramètres musculo-tendineux, inertiels et anthropométriques pour qu'ils s'ajustent à notre participant.



**Fig. 25.** Exemple illustrant la force maximale réelle (ligne pleine) et la force maximale utilisée (ligne pointillée) lors de la personnalisation d'un modèle générique selon la taille (1), l'âge (2), le sexe (3) et la condition physique (4). La force maximale ajustée par une simple régression ne tiendra pas en compte des caractéristiques biologiques.

Même si la personnalisation du modèle est correctement réalisée, certains paramètres resteront approximatifs. C'est notamment le cas des paramètres musculo-tendineux. Les longueurs et vitesses optimales incluses dans le modèle de Hill sont par exemple supposées constantes dans l'ensemble du muscle, ce qui n'est pas le cas en réalité [42, 41] et les

effets de l'âge et la fatigue sont ignorés. Sachant que les modèles incluent des hypothèses et des approximations, il est important que chaque simulation soit testée pour établir ses limites. Il est de la responsabilité de l'utilisateur de s'assurer que le modèle a été vérifié (*i.e.* résoudre les équations correctement) et validé (*i.e.* résoudre les bonnes équations). Même si le modèle a été précédemment validé, il n'est pas nécessairement valide pour une nouvelle application. En tant qu'utilisateur, vérifier et valider son modèle constitue souvent l'étape la plus complexe d'une application en modélisation musculo-squelettique. C'est un processus qui nécessite généralement plusieurs itérations et requiert de s'assurer que les résultats respectent les lois de la physique et concordent avec d'autres jeux de données indépendants. Hicks et al. [178] décrivent les principales recommandations de validation et vérification d'un modèle musculo-squelettique. Celles-ci sont résumées dans les tableaux 2 et 3 pour les approches directe et inverse, respectivement. Même s'il est personnalisé, vérifié et validé, un modèle comportera toujours des incertitudes. Il est donc nécessaire d'être conscient des limites du modèle utilisé lors de l'interprétation des résultats.

Grâce à la modélisation, les chercheurs en biomécanique occupationnelle sont désormais en mesure d'établir des relations de cause à effet entre les contraintes musculo-squelettiques et le mouvement. La simulation d'une tâche de travail en laboratoire permet de contrôler des facteurs affectant le comportement moteur, tels que l'organisation du travail et de l'environnement physique. La majorité des études de modélisation en ergonomie utilisent l'approche inverse à partir d'une cinématique expérimentale. La réalisation d'une analyse en approche directe sera généralement, sinon toujours, plus complexe que l'utilisation de l'approche inverse. Il est donc recommandé d'utiliser l'approche inverse si la question de recherche le permet. Certaines investigations nécessitent cependant l'approche directe, telles que la prédiction de mouvement optimal [179], la conception de poste de travail prototype [329] ou l'étude de certains paramètres physiologiques [13]. Une analyse en approche directe est d'autant plus complexe pour des tâches de manutention en hauteur car l'épaule est constituée de nombreux muscles profonds difficiles

**Tableau 2.** Dépendances et validations des variables générées par une approche directe. Adapté de Hicks et al. [178].

Variables	Dépendances	Validation
Activation musculaire	EMG ou modèle de contrôle; dynamique d'activation	Les activations musculaires concordent temporellement et qualitativement aux signaux EMG expérimentaux
Force musculo-tendineuse	Activation musculaire; modèle musculo-tendineux	Les longueurs et les vitesses musculaires concordent ( $\pm 2$ écarts-types) avec des données d'imagerie médicale
Moment et force de contact	État initial ou actuel du modèle; modèle de contraintes	Les moments et les forces de contact concordent ( $\pm 2$ écarts-types) avec des données expérimentales
Moments articulaires	Forces musculo-tendineuses; forces de contact; modèle d'articulations; géométrie musculaire	Les moments articulaires concordent ( $\pm 2$ écarts-types) avec des données expérimentales
Cinématique articulaire	État initial ou actuel du modèle; modèle d'articulations	La cinématique articulaire concorde ( $\pm 2$ écarts-types) avec des données expérimentales

à mesurer avec des électrodes EMG de surfaces. Les limites de l'approche inverse spécifiques à la manutention en hauteur concernent quant à elle principalement la cinématique de l'épaule, comme décrites dans la section [Analyses cinématiques](#).

En biomécanique occupationnelle, le but n'est pas de décrire un phénomène biologique précis, mais plutôt d'estimer les contraintes musculo-squelettiques d'une tâche de travail. Il est ainsi recommandé de simplifier le modèle musculo-squelettique dans la mesure du possible et de se concentrer sur la région ciblée par la question de recherche. Il est par exemple inutile de modéliser le contact du pied si l'on étudie le membre supérieur. Cette simplicité est aussi un avantage pour que la communauté puisse utiliser et appliquer la modélisation musculo-squelettique lors d'interventions ergonomiques.

**Tableau 3.** Dépendances et validations des variables générées par une approche inverse. Adapté de Hicks et al. [178].

Variabiles	Dépendances	Validation
Cinématique articulaire	Modèle articulaire; modèle de marqueurs, traitement de données	La différence entre les marqueurs prédits et expérimentaux est similaire à l'erreur de mesure; la cinématique concorde ( $\pm 2$ écarts-types) avec des données publiées
Moment articulaire	Cinématique articulaire; géométrie musculaire; modèle articulaire	Les moments articulaires concordent ( $\pm 2$ écarts-types) avec des données publiées
Longueur et vitesse musculaire	Cinématique articulaire; géométrie musculaire; modèle articulaire	La cinématique musculaire concorde avec données d'imagerie IRM
Force et activation musculaires	Cinématique articulaire; moments articulaires; fonction objective; modèle musculaire; modèle articulaire	Les activations musculaires concordent temporellement et qualitativement aux signaux EMG expérimentaux (+100 ms de délai électro-mécanique)
Force de réaction	Cinématique articulaire; moments articulaires; forces musculaires; paramètres inertiels; géométrie musculaire	Les forces de réaction concordent ( $\pm 2$ écarts-types) avec des données expérimentales ( <i>i.e.</i> prothèse instrumentée)

La complexité des modèles musculo-squelettiques utilisés en biomécanique occupationnelle varie du modèle 2D unisegmentaire [7, 144, 237] à des modèles 3D de corps complet [215, 343]. Comme c'est le cas pour les analyses cinématiques et EMGs, la majorité des études qui ont utilisé ces modèles se sont concentrées sur le dos. Les modèles musculo-squelettiques du membre supérieur, quant à eux, se font plus rares. Deux modèles génériques sont considérés comme fondamentaux. Le premier, le *Delft Shoulder and Elbow Model* développé par van der Helm [399], est un modèle cinématique et dynamique, validé [299] et largement utilisé dans la littérature pour des applications variées allant de déchirure de la coiffe des rotateurs [253, 252, 381] à la propulsion en fauteuil roulant [165, 403, 407]. Le second, le *Stanford VA Upper Limb Model* développé par



Holzbour et al. [185], est un modèle cinématique à l'origine qui a été modifié pour permettre des analyses dynamiques [357]. Ces deux modèles ont été continuellement développés et améliorés depuis leur introduction, et des modèles plus récents comme celui développé par Dickerson et al. [115] ou Wu et al. [435] s'en inspirent. D'autres modèles commerciaux sont disponibles, comme le modèle du membre supérieur proposé par AnyBody™ [102, 342, 329]. Cependant, pour des raisons d'accessibilité et d'ouverture (voir [Logiciel libre d'analyse biomécanique](#)), ces solutions payantes ne seront pas discutées dans cette thèse. Pour notre application, nous privilégions plutôt l'utilisation de codes de dynamiques multicorps gratuits, conçus et vérifiés par des laboratoires spécialisés, tel qu'OpenSim [112, 361]. OpenSim est une plateforme permettant aussi l'échange de modèles génériques. Pour le membre supérieur par exemple, les modèles *Stanford VA Upper Limb*, *Wu Shoulder Model* [435] et *Dynamic Arm Simulator* [67] sont disponibles. Une attention particulière doit cependant être portée à la personnalisation de ces modèles génériques. Une modification des forces maximales isométriques est souvent nécessaire pour ajuster le comportement musculo-tendineux.

Étant donné le faible nombre de modèles musculo-squelettiques du membre supérieur, il n'est pas étonnant qu'un faible nombre d'études utilisent ces modèles pour analyser des tâches de manutention. Pontonnier et al. [329] ont déterminé la technique et la hauteur de travail optimales d'une tâche de découpage de viande grâce à une simulation en approche directe. L'analyse par dynamique inverse 2D réalisée par Spyropoulos et al. [377] a indiqué que les couples articulaires à l'épaule sont plus élevés lorsque les bras sont au-dessus du niveau des épaules. Cette position problématique (voir [Épidémiologie des blessures du membre supérieur en manutention](#)) fut également analysée par Blache et al. [36]. Ces auteurs ont montré qu'une étagère située au niveau des yeux augmente le travail musculaire du trapèze supérieur, du supra-épineux et de l'infra-épineux de 127%, 201% et 244%, respectivement, comparativement à une étagère au niveau des épaules. Cette augmentation de hauteur d'environ 30 cm a augmenté le temps passé à des activations musculaires élevées (>60% MVC) et a triplé le travail musculaire du supra-épineux,

ce qui augmente le risque de blessure de ce muscle essentiel pour la stabilisation de l'articulation glénohumérale [38]. Blache et al. [36] rapportent aussi une augmentation du travail musculaire du deltoïde antérieur et du muscle sous-scapulaire lorsque les participants soulevaient une boîte de 12 kg (+41% et +89%, respectivement) et 18 kg (+147% et +262%) comparativement à une boîte de 6 kg. Ces deux muscles sont probablement plus influencés par la masse car ils sont agonistes au mouvement de manutention (voir [Épidémiologie des blessures du membre supérieur en manutention](#)) qui implique l'élévation et la rotation interne de l'humérus [441, 38]. Ces résultats concordent avec certaines études EMG qui ont mis en évidence des activations plus élevées avec une augmentation de la masse et de la hauteur de travail [35, 303, 328, 198, 370]. Ceci souligne la complémentarité des approches musculo-squelettiques et EMGs, deux approches que nous préconisons. Tandis que les modèles musculo-squelettiques permettent d'estimer des variables biomécaniques de structures internes telles que des muscles profonds ou des articulations, l'EMG permet de valider ces mesures avec un signal physiologique.

Les conditions et contraintes de la tâche — telles que la masse et la hauteur de travail — affectent les contraintes musculo-squelettiques et sont ainsi des facteurs de risques de blessures reconnus. Cependant, comme c'est le cas pour les [Analyses cinématiques](#) et [Analyses électromyographiques](#), peu d'études musculo-squelettiques ont évalué l'effet de facteurs individuels tels que l'âge, la condition physique ou le sexe lors d'une tâche de manutention. Ceux-ci sont pourtant associés à une plus forte prévalence de blessure (voir [Épidémiologie des blessures du membre supérieur en manutention](#)) et seraient donc pertinents à inclure dans l'analyse musculo-squelettique d'une tâche de manutention.

Nous avons pu aborder les principales limites de la modélisation musculo-squelettiques dans les précédents paragraphes. Celles-ci concernent principalement les nombreuses hypothèses simplificatrices, le compromis de simplicité-complexité et la personnalisation des paramètres nécessaires à l'utilisation d'un modèle. Bien que, par définition, tous les modèles musculo-squelettiques sont faux, certains peuvent être utiles. Dans le cas de la

manutention en hauteur, il existe plusieurs modèles génériques gratuits du membre supérieur. Malheureusement, le peu d'études disponibles porte sur les caractéristiques de la tâche, telles que la hauteur et la masse, et aucune n'a inclus des facteurs individuels tels que le sexe.

Les contraintes biomécaniques internes transmises par les muscles, les tendons, les ligaments et les os ne peuvent être mesurées directement qu'avec des méthodes invasives. Une approche alternative consiste à les estimer en modélisant le système musculo-squelettique. Les modèles utilisés ne sont qu'une approximation de systèmes extrêmement complexes. À condition d'être conscient des limitations associées à cette simplification, ils permettent néanmoins d'extraire des informations utiles lors d'une intervention ergonomique. La complexité d'implémentation de cette technique — particulièrement pour l'épaule — peut expliquer le nombre limité d'études qui ont estimé les contraintes musculo-squelettiques du membre supérieur lors d'une tâche de manutention. Ces études se sont intéressées à des caractéristiques de la tâche telles que la masse ou la hauteur de travail et aucune n'a évalué l'effet de facteurs individuels comme le sexe. Leur étude est pourtant nécessaire pour mieux comprendre les mécanismes et la prévalence de blessures associés à certaines populations à risque. Pour cette raison, nous nous proposons à investiguer l'effet du sexe sur des variables musculo-squelettiques lors d'une tâche de manutention. Deux approches de modélisation sont disponibles: l'approche directe et l'approche inverse. En raison de sa complexité, l'approche directe est moins adaptée à notre question de recherche tandis que l'approche inverse est plus favorable. Parmi les limitations associées à cette dernière, la nécessité d'enregistrer de la cinématique de qualité sera à garder en tête pour la conception de notre protocole de recherche.

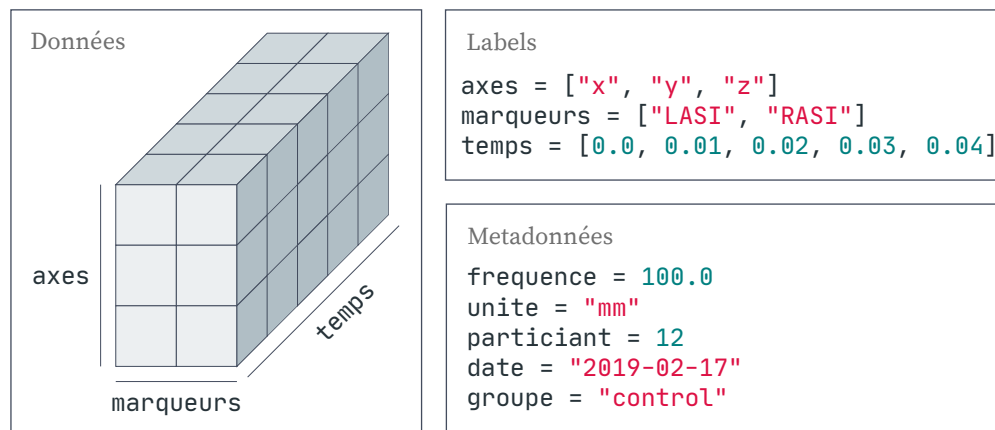
## Conclusion

La section précédente a mis en évidence que la prévalence de blessure à l'épaule des femmes manutentionnaires est un problème de santé publique. Les analyses ergonomiques statiques utilisées pour évaluer une tâche de travail sous-estiment les contraintes musculo-squelettiques et, par conséquent, des analyses biomécaniques dynamiques sont nécessaires pour répondre à notre question de recherche. Pour cette raison, nous avons introduit les analyses cinématiques, EMG et musculo-squelettiques. Ces analyses sont utiles et complémentaires en biomécanique occupationnelle pour évaluer et différencier des techniques de travail. Leur application pour le membre supérieur représente cependant un défi supplémentaire. Des pistes d'amélioration ont été abordées et seront à garder en tête lors de la conception de notre protocole. Les analyses cinématiques sont influencées par les artéfacts de tissus mous, mais il est possible de les minimiser avec une calibration adéquate, un ellipsoïde, un modèle de marqueurs et un modèle cinématique adaptés. Les analyses EMG nécessitent l'enregistrement des muscles profonds qui peuvent être atteints avec des électrodes intramusculaires. Les analyses musculo-squelettiques sont difficiles à implémenter, mais les modèles génériques et l'approche inverse peuvent faciliter leur utilisation. Il existe cependant peu d'études qui ont inclus le membre supérieur pendant une tâche de manutention, et aucune d'entre elles ne porte sur des facteurs individuels tels que le sexe, malgré la plus forte prévalence de blessures chez les femmes. Pour cette raison, nous nous proposons à investiguer l'effet du sexe sur des variables cinématiques, EMG et musculo-squelettiques du membre supérieur lors d'une tâche de manutention. Compte tenu des différences biologiques et des différences rapportées pour le tronc et les membres inférieurs, nous pouvons faire l'hypothèse que les variables biomécaniques du membre supérieur mesurées chez les femmes seront différentes de celles des hommes. Nous nous attendons à une technique de manutention différente ainsi que des activations et des contraintes musculo-squelettiques plus élevées chez les femmes.

### 1.3. Logiciel libre d'analyse biomécanique

L'informatique a révolutionné la biomécanique au cours des dernières décennies, de sorte que pratiquement toutes les recherches contemporaines utilisent des programmes informatiques, de la collecte à l'analyse des données jusqu'à l'écriture du texte. Les progrès en informatique ont été stimulés par les développements du matériel, des logiciels et des algorithmes, mais surtout par l'abondance des données. Ces dernières sont le pilier de la biomécanique moderne. Elles sont collectées, traitées et analysées pour produire des résultats qui peuvent, avec le temps, contribuer aux nouvelles connaissances scientifiques. Les analyses que nous souhaitons réaliser dans le cadre de cette thèse (voir section [Analyses biomécaniques du membre supérieur en manutention](#)) nécessitent et génèrent une grande quantité de données — environ 50 GB selon nos estimations. Ces données, comme c'est le cas pour la plupart des données biomécaniques caractérisant le mouvement, apparaissent sous la forme de variables temporelles, telles que des angles articulaires, des activations musculaires ou des forces de contact pour différents participants et conditions. Elles sont généralement composées matrices multidimensionnelles structurées autour de labels et de métadonnées arbitraires (Figure 26). Ainsi, bien que les sujets de recherches en biomécanique soient variés, les données sont remarquablement similaires. Le traitement, l'analyse et la visualisation de ces données pourraient donc être unifiés dans un même logiciel permettant de conduire une analyse biomécanique de façon simple, logique et concise. Compte tenu du volume et des caractéristiques des données biomécaniques, un tel logiciel se doit d'être performant, extensible et convivial. Ces qualités sont d'autant plus nécessaires dans un contexte où le biomécanicien ne reçoit pas toujours une formation extensive en programmation et en informatique [82]. Motivés par ce besoin, nous décrirons les quelques solutions existantes (Tableau 4) dans cette section. Celles-ci partagent cependant une ou plusieurs limites qui seront discutées dans les prochaines sous-sections : des solutions propriétaires (1.3.1), des langages de programmation non-adaptés (1.3.2), une convivialité limitée (1.3.3) ou des pratiques logicielles limitées (1.3.4). L'identification de ces limites nous permettra d'orienter le développement d'une solution adaptée

aux besoins spécifiques d'une analyse biomécanique. Le développement d'une telle solution est pertinent en biomécanique occupationnelle car, bien qu'utile, l'implémentation d'indicateurs biomécaniques est une tâche complexe qui n'est pas toujours envisageable dans un contexte où un professionnel de la santé et de la sécurité au travail n'aura pas forcément le temps et les compétences techniques pour les appliquer sur le terrain [104]. Pour améliorer l'accessibilité des développements techniques réalisés en recherche et permettre l'intégration d'analyses dynamiques dans la pratique de terrain, la création d'un logiciel qui assiste le professionnel pour traiter le signal brut, calculer des variables biomécaniques pertinentes et présenter les résultats de façon relativement simple et rapide est une étape indispensable.



**Fig. 26.** Exemple de données biomécaniques avec des marqueurs cutanés. Ces données sont intrinsèquement multidimensionnelles et structurées autour de labels. Des métadonnées sont également nécessaires pour informer sur les caractéristiques de l'expérimentation.

**Tableau 4.** Solutions logicielles biomécaniques existantes.

Logiciel	Description	Open-source	Langages supportés	Labels supportés	Formats supportés	Convivialité	Bonnes pratiques logicielles
3D Kin. <b>and</b> Inverse Dyn. (Dumas [121])	Cinématique et dynamique inverse	Non	Matlab	Non	.mat	Faible	
AnyBody (Damsgaard et al. [102])	Modélisation musculo-squelettique (inverse et directe)	Non	AnyScript	Non	.c3d, ASCII	Faible	Documenté, testé
BiomechZoo (Dixon et al. [117])	Traitement, analyse et visualisation des données de marche	Non	Matlab	Oui	.c3d, ASCII	Élevée	Modifiable
BoB (Shippen and May [366])	Modélisation musculo-squelettique (inverse)	Non	Matlab	NA	.c3d, ASCII	NA	NA
BTK (Barre and Armand [20])	Lecture et l'édition de fichiers c3d	Oui	C++, Python, Matlab	Oui	.c3d	Élevée	Modifiable, distribuable, documenté, testé
CusToM (Muller et al. [291])	Modélisation musculo-squelettique (inverse)	Non	Matlab	Non	.c3d, ASCII	Faible	Modifiable
OpenSim (Delp et al. [112])	Modélisation musculo-squelettique (inverse et directe)	Oui	C++, Python, Matlab	Non	.c3d, ASCII	Moyenne	Modifiable, distribuable, documenté, testé
pyCGM2 (Leboeuf et al. [233])	Conventional Gait Model pour la marche	Oui	Python	Oui	.c3d	Élevée	Modifiable, distribuable (Windows seulement), testé
RMoCap (Hachaj and Ogiela [161])	Traitement de données cinématique	Oui	R	Non	ASCII	Faible	Distribuable, documenté

### 1.3.1. Des solutions propriétaires

Une première limite partagée par plusieurs solutions logicielles existantes (Tableau 4) est qu'elles sont payantes (AnyBody [102] et BoB [366]) ou basées sur des langages de programmation payants tels que Matlab (3D Kin. and Inverse Dyn. [121], BiomechZoo [117], BoB [366] et CusToM [291]). Cela limite non seulement l'impact, mais aussi l'accès de ces logiciels. Prenons l'exemple de Matlab, un logiciel propriétaire qui nécessite une licence payante pour accéder aux fonctionnalités de base du logiciel, ainsi qu'un coût supplémentaire pour chaque librairie additionnelle requise (Statistics and Machine Learning ou Signal processing, par exemple). La configuration utilisée à l'Université de Montréal atteint environ 23,500\$CA par année pour chaque utilisateur. Cela peut signifier qu'un étudiant nouvellement gradué devra justifier ce coût à son nouvel employeur pour continuer à utiliser ses connaissances et ses programmes existants. Outre le coût d'utilisation, le langage Matlab est développé exclusivement par *Mathworks* et pourrait donc éventuellement cesser de fonctionner si cette compagnie devait un jour faire faillite. À l'inverse, des licences *open-source*, telles que *Apache 2.0* ou *MIT*, encouragent l'échange scientifique, la transparence, la communication et la reproductibilité des projets de recherche [56, 332, 414, 340]. Quatre des neuf logiciels présentés (Tableau 4) sont des solutions libres (BTK [20], OpenSim [112], pyCGM2 [233] et RMoCap [161]). Pour être considéré comme un logiciel libre, un programme doit permettre à l'utilisateur de visualiser, modifier et distribuer le code source. En science, l'utilisation de logiciels libres présente des avantages importants [56, 332]. Le travail de développement effectué par un scientifique aidera presque certainement d'autres à poursuivre leurs recherches, à court ou à long terme, dans des domaines qui peuvent être plus ou moins rapprochés. De plus, dans un contexte où le code peut être visualisé et exécuté par n'importe quel lecteur, un logiciel libre apporte une plus grande intégrité et responsabilité au projet de recherche. Une licence libre est ainsi plus adaptée, en termes de coût, de transparence et reproductibilité, dans la perspective de développement d'un logiciel de biomécanique destiné à la recherche et l'enseignement.



### 1.3.2. Des langages de programmation non-adaptés

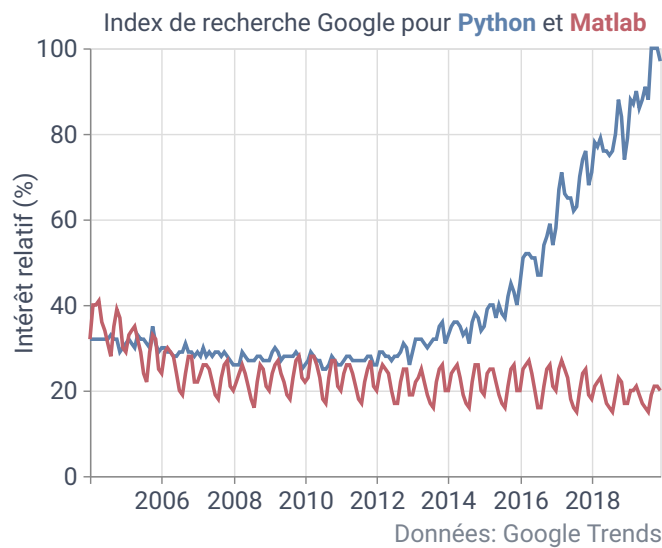
Une deuxième limite partagée par plusieurs solutions logicielles existantes (Tableau 4) est qu'elles sont basées sur des langages de programmation qui ne sont pas toujours adaptés à l'utilisation en science, et particulièrement en biomécanique. Certaines solutions fournissent une interface graphique pour que l'utilisateur interagisse avec le logiciel (AnyBody [102], BiomechZoo [117], BoB [366] et OpenSim [112]). L'utilisateur aura cependant besoin, à un moment ou à un autre, d'écrire son propre code source pour répondre à un besoin de recherche spécifique. Pour cette raison, les solutions présentées dans le Tableau 4 sont interfacées avec un langage de programmation, tel que Matlab, AnyScript, Python, C++ ou R. Nous avons déjà mentionné l'avantage des solutions libres (C++ ou Python) comparativement à des solutions propriétaires (Matlab ou AnyScript). Dans les prochains paragraphes, nous énoncerons quelques avantages techniques qui positionnent Python comme une excellente alternative pour le développement d'un logiciel biomécanique.

Initialement développé en 1991 par Guido van Rossum, Python est un langage interprété polyvalent. Alors qu'un langage interprété était considéré trop lent pour des applications scientifiques comparativement à un langage compilé comme C++, cette affirmation est devenue de moins en moins valide avec les progrès informatiques de ces dernières décennies. L'élément critique n'est désormais plus toujours le temps de calcul mais davantage le temps d'implémentation. Les langages compilés ont une syntaxe typiquement plus lourde, et c'est pourquoi les langages interprétés qui permettent une exploration, une analyse et une visualisation rapides des données sont devenus populaires en sciences. Un facteur important de l'utilité de Python comme langage scientifique est sa syntaxe claire, qui rend le code facile à comprendre et à maintenir. Celle-ci permet aux utilisateurs d'implémenter des algorithmes complexes sans se préoccuper des erreurs de syntaxe et de compilation, et ainsi d'augmenter la productivité scientifique. Pour cette

raison, Python est devenu le langage le plus populaire selon *Google Trends*, et cette popularité ne cesse d'augmenter comparativement à Matlab (Figure 27). Python est ainsi utilisé du lycée [158] jusqu'à certaines des plus grandes compagnies mondiales (Facebook, Google, Netflix, Dropbox ou Reddit, par exemple). Cette popularité est avantageuse pour plusieurs raisons : (1) plus de personnes peuvent comprendre le code et collaborer, (2) il est plus facile de trouver des ressources, des cours et des tutoriels, (3) il est plus facile de trouver du travail et (4) il est plus facile de trouver des bibliothèques spécialisées. Un autre aspect particulièrement important est que la communauté Python contient de nombreux groupes de mentorat qui vise à aider les femmes (*pyladies*, *women who code*, *blackgirlscode*) et les populations défavorisées (*YesWeCode*, *code liberation*) à coder.

En août 2020, plus de 259,300 bibliothèques Python étaient disponibles sur *pypi.org*. Celles-ci couvrent des utilisations variées allant du traitement de fichier PDF, à l'élaboration de jeux vidéos, en passant par le développement web jusqu'aux calculs scientifiques hautement optimisés. Dans le cadre de la recherche en biomécanique, les tâches de calcul et de programmation ressembleront probablement à des problèmes déjà résolus pour lesquels il existe déjà des bibliothèques existantes. Cela s'explique en grande partie par la nature interdisciplinaire de la recherche biomécanique, dans laquelle des formalismes et des algorithmes relativement bien établis de la physique, de l'informatique et des mathématiques sont appliqués aux systèmes biologiques. De nombreuses bibliothèques Python scientifiques sont matures, notamment *numpy* [421] (calcul numérique), *scipy* [411] (algèbre linéaire, équations différentielles, traitement du signal), *sympy* [274] (calcul symbolique), *matplotlib* [191] (visualisation) et *pandas* [264] (analyses de données tabulaires). Ces projets matures sont (1) bien documentés, (2) fournissent des versions stables et testées, (3) en développement continu et (4) caractérisés par une grande base d'utilisateurs. La bibliothèque qui a probablement le plus contribué à l'adoption de Python en sciences est *numpy* [421]. Celle-ci procure une interface intuitive pour créer et interagir avec des données multidimensionnelles de façon efficace. *numpy* possède sa propre interface en langage compilé C, permettant l'écriture d'extension comme *scipy* qui vise à étendre les capacités de calcul et

de traitement du signal de `numpy`. Au-delà de ces bibliothèques de base, il existe des solutions pour de nombreuses disciplines scientifiques, notamment `scikit-learn` [317] pour l'apprentissage automatique, `biopython` [85] pour la bioinformatique, `psychopy` [318] pour la psychologie, `nilearn` [190] pour les neuro-sciences ou `astropy` [348] pour l'astronomie. Aucune solution majeure n'est cependant disponible pour la biomécanique, malgré le fait que les outils nécessaires pour le développement d'une telle bibliothèque sont présents dans le langage Python.



**Fig. 27.** Intérêt de recherche *Google* pour Python (bleu) et Matlab (rouge) entre 2004 et 2020.

Le langage de programmation Python semble ainsi particulièrement adapté pour le développement d'une bibliothèque biomécanique grâce à sa polyvalence, sa syntaxe claire, sa popularité grandissante et ses nombreuses bibliothèques disponibles.

### 1.3.3. Une convivialité limitée

Une troisième limite partagée par plusieurs solutions logicielles existantes (Tableau 4) est qu'elles manquent parfois de convivialité. Ici, nous définissons convivialité comme des fonctionnalités qui facilitent l'utilisation du logiciel. Nous avons identifié trois fonctionnalités nécessaires pour rendre l'utilisation d'un logiciel de biomécanique pratique dans un contexte de recherche et d'enseignement : le support des labels, des métadonnées et du calcul parallèle.

La première fonctionnalité nécessaire que nous avons identifiée concerne le support des labels. Nous avons déjà décrit les caractéristiques des données biomécaniques dans l'introduction de cette section. Celles-ci sont typiquement multidimensionnelles, mais également structurées autour de labels. Si nous prenons l'exemple d'une matrice de marqueurs cutanés (Figure 26), la première dimension représente les trois axes (X, Y et Z), la deuxième dimension les différents marqueurs du modèle et la troisième dimension le vecteur temporel. La Figure 28 présente deux méthodes différentes pour faire une sélection, un calcul ou une visualisation de ces données: une méthode basée sur l'index et une autre basée sur le label. La plupart des solutions présentées dans le Tableau 4 implémentent la méthode basée sur l'index. Pourtant, cette méthode n'utilise pas toutes les informations que nous avons à notre disposition (*i.e.*, le nom des axes, des marqueurs et des dimensions). À l'inverse, la méthode basée sur le label est plus descriptive et explicite que celle basée sur l'index, ce qui permet une meilleure interprétation du code. Ainsi, comme les données biomécaniques sont intrinsèquement structurées autour de label, il apparaît logique d'utiliser ces informations en proposant une implémentation qui supporte la sélection, le calcul et la visualisation par label. Pour cela, il est également possible d'utiliser la librairie xarray [188] qui propose un support intégré des labels pour la manipulation de données multidimensionnelles.

	Basé sur l'index (solution actuelle)	Basé sur le label (solution désirée)
Sélection	<code>markers[0, 1, :]</code>	<code>markers.sel(axis="x", channel="RASI")</code>
Calcul	<code>markers.mean(axis=2)</code>	<code>markers.mean(dim="time")</code>
Visualisation	<code>markers[0, :, :].plot(label="x", color="r")</code> <code>markers[1, :, :].plot(label="y", color="g")</code> <code>markers[2, :, :].plot(label="z", color="b")</code>	<code>markers.plot(x="time", color="axis")</code>

**Fig. 28.** Sélection, calcul et visualisation basés sur l'index (colonne de gauche) ou basés sur le label (colonne de droite) des données de marqueurs cutanés présentées dans la Figure 26.

La deuxième fonctionnalité nécessaire que nous avons identifiée concerne le support des métadonnées. Il est souvent nécessaire d'accompagner les données biomécaniques avec des métadonnées arbitraires qui informent l'utilisateur de certaines caractéristiques

de l'expérimentation. La fréquence d'acquisition, l'unité de mesure, l'identifiant du participant, la date d'enregistrement ou le groupe du participant sont des métadonnées communes. Cependant, peu de solutions logicielles biomécaniques existantes fournissent un support intégré pour les métadonnées. Quand ce n'est pas le cas, l'utilisateur est contraint de trouver des solutions alternatives qui ne sont pas toujours sécuritaires, comme l'inclusion de ces informations dans le nom du fichier. Ainsi, comme des métadonnées accompagnent nécessairement des données biomécaniques, il apparaît nécessaire de proposer un support intégré pour ces informations. Pour cela, il est possible d'utiliser la librairie `xarray` [188] qui propose un support intégré pour les métadonnées.

Une troisième fonctionnalité nécessaire que nous avons identifiée concerne le support du calcul parallèle. La taille des données biomécaniques que nous avons décrites précédemment est variable et peut facilement atteindre plusieurs dizaines de gigabytes. Malheureusement, il est impossible de manipuler, analyser ou visualiser des données lorsque leur taille dépasse la mémoire vive de l'ordinateur. Dans ce cas, l'utilisateur est contraint d'augmenter les capacités de son ordinateur, d'utiliser un serveur de calcul ou de diminuer, d'une façon ou d'une autre, la taille de ces données. Une approche alternative consiste à diviser les données en sous-groupe, réaliser les étapes de calcul désirées et regrouper les résultats. La librairie `Dask` [349] réalise ces tâches automatiquement et permet la création d'un graphique computationnel qui peut être partagé entre les processeurs d'un ordinateur local ou exécuté sur un serveur distribué. Ainsi, comme les données biomécaniques sont souvent volumineuse, il apparaît nécessaire de supporter le calcul parallèle. Pour cela, il est possible d'utiliser la librairie `xarray` [188] qui propose un support intégré pour la librairie `Dask`.

Nous avons identifié trois fonctionnalités nécessaires pour rendre l'utilisation d'un logiciel de biomécanique pratique dans un contexte de recherche et d'enseignement : le support des labels, des métadonnées et du calcul parallèle. Celles-ci sont supportées par la librairie `xarray` [188], qui apparaît donc comme une solution à considérer pour développer un logiciel biomécanique.

### 1.3.4. Des pratiques logicielles limitées

Une quatrième et dernière limite partagée par plusieurs solutions logicielles existantes (Tableau 4) est qu'elles ne suivent pas toujours les bonnes pratiques logicielles. À mesure qu'un logiciel évolue et se développe, il est nécessaire de respecter les recommandations suivantes pour garantir une expérience de l'utilisateur optimale :

- (1) Le logiciel doit être **documenté** pour s'assurer qu'il peut être facilement adopté et utilisé. Aussi utile et ingénieux que le logiciel soit, si seul le développeur comprend son utilisation, il n'est pas utile à la communauté. Bien que la documentation est l'une des pratiques logicielles les plus recommandées, elle est souvent absente ou négligée [203, 376]. Elle permet pourtant d'améliorer la qualité du logiciel et l'interaction avec l'utilisateur [98]. Cette documentation technique doit, au minimum, couvrir l'utilisation de base du logiciel. Des exemples et des tutoriels peuvent permettre de guider l'utilisateur vers des applications plus avancées. La documentation peut aussi inclure des instructions destinées aux nouveaux contributeurs pour guider le développement et la maintenance du logiciel [109].
- (2) Le logiciel doit être **distribuable** pour s'assurer qu'il peut être facilement installé sur n'importe quel ordinateur.
- (3) Le logiciel doit être **testé** en continu pour s'assurer que des nouvelles modifications du code source ou des mises à jour de bibliothèques externes n'introduisent pas des erreurs inattendues [31, 292].
- (4) Le logiciel doit être **versionné** pour s'assurer que l'utilisateur peut suivre les modifications du code source et le modifier si nécessaire. Un système de versionnage comme `git` peut être utilisé pour préserver l'historique de développement tandis qu'un service d'hébergement comme **GitHub** simplifie la collaboration entre plusieurs développeurs en permettant le suivi, la comparaison et la combinaison des contributions de chacun [43, 340].

Dans l'objectif de développer un logiciel de biomécanique, il faudra donc s'assurer que celui-ci est documenté, distribuable, testé et versionné.

## Conclusion

Les données biomécaniques que nous allons manipuler dans cette thèse, et comme c'est le cas pour la plupart des données biomécaniques caractérisant le mouvement, apparaissent sous la forme de variables temporelles multidimensionnelles structurées autour de labels. Le traitement, l'analyse et la visualisation de ces données pourraient donc être unifiés dans un même logiciel permettant de conduire une analyse biomécanique de façon simple, logique et concise. Les quelques solutions existantes partagent cependant une ou plusieurs des limites suivantes :

- (1) elles sont parfois propriétaires, alors qu'une licence libre est plus adaptée pour une utilisation en recherche en termes de coût, de transparence et de reproductibilité ;
- (2) elles sont parfois basées sur des langages de programmation qui sont moins adaptés à une utilisation en recherche. Le langage Python semble être une bonne alternative grâce à sa polyvalence, sa syntaxe claire, sa popularité grandissante et ses nombreuses librairies disponibles ;
- (3) elles ne supportent pas toujours trois fonctionnalités qui nous semblent nécessaires pour une utilisation en biomécanique : le support des labels, des métadonnées et du calcul parallèle ;
- (4) elles ne suivent pas toujours les bonnes pratiques logicielles qui consistent à s'assurer que le logiciel est documenté, distribuable, testé et versionné.

Les analyses que nous souhaitons réaliser dans le cadre de cette thèse semblent être une bonne occasion pour développer une solution qui réponde aux besoins identifiés dans cette section. Elle devra supporter des tâches de base utiles dans le quotidien d'un chercheur en biomécanique telles que la lecture, l'écriture, le filtrage et la visualisation de données, mais aussi des routines biomécaniques plus avancées axées sur la mécanique du corps rigide et le traitement des signaux. En offrant une implémentation unique, efficace et flexible, nous souhaitons que cette solution standardise ces procédures, libérant ainsi un temps précieux pour la recherche.

## 1.4. Objectifs spécifiques

La première section de cette revue de littérature (1.1 **Épidémiologie des blessures du membre supérieur en manutention**) a mis en évidence que les blessures d'épaules sont un problème de santé publique et que des analyses biomécaniques sont nécessaires pour comprendre la différence de prévalence de blessures entre les femmes et les hommes manutentionnaires. Cette section établit la base pour guider les analyses biomécaniques présentées dans la deuxième section de cette revue de littérature (1.2 **Analyses biomécaniques du membre supérieur en manutention**). Dans cette dernière, nous avons introduit trois types d'analyses — les analyses cinématiques, EMG et musculo-squelettiques — qui peuvent être utiles pour évaluer et différencier des techniques de manutention du membre supérieur entre des femmes et des hommes. Ces analyses nécessitent et génèrent une grande quantité de données qui apparaissent sous forme de variables temporelles multidimensionnelles structurées autour de labels. Le traitement, l'analyse et la visualisation de ces données pourraient donc être unifiés dans un même logiciel. Dans la troisième section de cette revue de littérature (1.3 **Logiciel libre d'analyse biomécanique**), nous avons décrit quelques solutions existantes et identifié les limites qu'elles partagent. Compte tenu des points soulevés dans cette revue de littérature, nous souhaitons atteindre trois objectifs spécifiques dans le cadre de cette thèse.

- (1) Le **premier objectif** consiste à développer des indices cinématiques, EMG et musculo-squelettiques synthétiques pour évaluer et différencier des techniques de manutention du membre supérieur.
- (2) Le **deuxième objectif** consiste à développer un logiciel libre d'analyse biomécanique qui devra supporter des tâches de base utiles dans le quotidien d'un chercheur en biomécanique mais aussi des routines biomécaniques plus avancées axées sur la mécanique du corps rigide et le traitement des signaux.
- (3) Le **troisième objectif** consiste à utiliser les indices biomécaniques du premier objectif et le logiciel du deuxième objectif pour décrire les différences biomécaniques du membre supérieur entre des femmes et des hommes manutentionnaires.



# Chapitre 2

---

## Développement d'indicateurs cinématiques en manutention

### 2.1. Article n.º1

Ce premier article est un chapitre de livre dans lesquels nous exposons les limites et les applications associées avec l'analyse du mouvement et la modélisation de l'épaule en biomécanique. Dans une étude de cas, nous appliquons plusieurs indicateurs cinématiques, électromyographiques et musculo-squelettiques pour décrire une tâche de manutention. Cet article est particulièrement utile dans le cadre de cette thèse pour introduire les problématiques et les indicateurs qui seront introduits plus en détail dans les articles suivants.

L'article a été coécrit par Yoann Blache, Romain Martinez, Raphaël Dumas, Mickaël Begon, Nicola Hagemeister et Sonia Duprey. Romain Martinez a effectué environ la moitié de la collecte de données, tandis que l'autre moitié a été réalisée par des étudiants du laboratoire avant son arrivée en 2016. Romain Martinez a effectué le nettoyage, le traitement et l'analyse statistique des données cinématique. Romain Martinez a écrit la section de l'étude de cas tandis que le reste de l'article a été écrit par Yoann Blache, guidé par les conseils, remarques et ajustement de tous les co-auteurs.

# Motion analysis and modeling of the shoulder: challenges and potential applications

Yoann Blache, Romain Martinez, Raphaël Dumas, Mickael Begon, Nicola Hagemeister  
and Sonia Duprey,

**Abstract:** Occupational or daily-life upper-limb tasks can lead to incapacitating musculoskeletal disorders (MSDs), especially when the shoulder is recruited in repetitive or demanding tasks (overhead tasks, lifting high loadings). Preventing MSD risk requires that shoulder skeletal kinematics and muscle and joint loadings be estimated. Digital human modeling (DHM) can help provide such biomechanical measurements, difficult to obtain in vivo. Measuring the movement of the scapula (gliding freely on the thorax) and the wide range of motion (ROM) of the glenohumeral joint (GH) is the first challenge, because of soft-tissue artifact. Other problems are modeling the trajectories of pluriarticular muscles over this wide ROM and the fact that GH joint stability is mainly ensured by muscle cocontraction because of the low joint congruence.

This chapter describes the difficulties and advanced methods of musculoskeletal modeling and shoulder measurement. Case studies of shoulder occupational tasks involving experiments and DHM are presented.

---

Chapter accepted in [DHM and Posturography](#)

Received: 17 Septembre 2018

Accepted: 30 August 2019

DOI: [doi.org/10.1016/B978-0-12-816713-7.00020-9](https://doi.org/10.1016/B978-0-12-816713-7.00020-9)

### 2.1.1. Context: upper-limb musculoskeletal disorders, an economic and social challenge

The upper limb has a paramount functional role. It is called on to perform extensively in everyday life, in sports, or in occupational activities including reaching and grasping tasks. This extensive use of the upper limb can lead to shoulder musculoskeletal disorders (MSDs) [356], especially in an occupational context involving highly repetitive shoulder tasks, forceful exertions, awkward postures, and high psychosocial job demands [263, 404].

For instance, occupational tasks involving assembly, handling, health care (e.g., nursing), or prolonged posture on a workstation are risky activities. The resulting shoulder disorders, e.g., rotator cuff tears, glenoid and labrum defects, glenohumeral (GH) instability [57], can be tremendously incapacitating and detrimental. The prevalence rate for shoulder MSDs can be up to 35% (over 12 months), as self-reported by workers [251, 387, 394], for manual as well as mixed and nonmanual occupations [383]. Furthermore, upper-limb, especially shoulder, MSDs are the most severe injury in terms of lost workdays [58, 369], representing a real public health problem [136, 278]. However, a few studies have come up with recommendations for reducing workers' physical exposure to such injury [265]. Understanding the functional biomechanics of the shoulder could help experts formulate occupational health and safety recommendations that might reduce the risk of shoulder MSDs.

The shoulder is a complex structure composed of three bones (clavicle, humerus, and scapula), four joints (the sternoclavicular [SC], acromioclavicular [AC], glenohumeral [GH], and scapulothoracic [ST] joints), and 17 muscles. This complexity, added to a low congruence at the GH joint, makes the shoulder highly mobile [162]. Its mechanism of stability is intricate, involving both passive (GH capsule, ligaments) and active structures (muscles). Owing to this biomechanical and anatomical complexity, shoulder pathomechanisms cannot simply be inferred from observation, and the causes of shoulder MSDs are still not fully understood [126, 304, 413, 418]. Joint and muscle loads are difficult to

measure in vivo because of technical and ethical issues. However, simulations with rigid multibody systems can predict skeletal kinematics and internal loadings (i.e., joint moments and estimations of musculotendon forces through optimization). Hence, the use of digital human models (DHMs) is essential in the exploration of shoulder pathomechanisms if the aim is to reduce workers' physical exposure to injury.

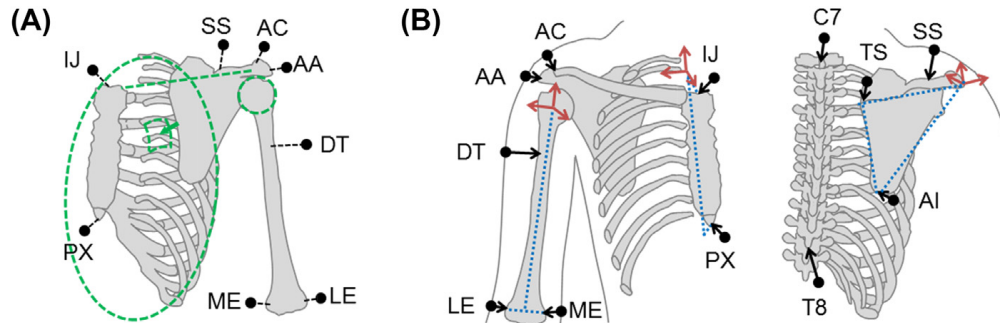
### **2.1.2. The shoulder, a complex joint to measure and model**

DHM needs to be defined before collecting data to ensure appropriate measurements in terms of kinematics, electromyography (EMG), and contact forces. There are various kinematic, dynamic, and musculoskeletal (MSK) DHMs that provide complementary information.

#### *2.1.2.1. Modeling and simulation*

While the orientation of body segments can be calculated using traditional approaches with at least three skin markers on each segment, DHMs rely on the definition of a kinematic model, i.e., a series of body segments (with fixed length) articulated by predefined degrees of freedom (DOFs). Owing to the complexity of the shoulder joints, several joint models exist (see review by Begon et al. [25]) from a global ball-and-socket thoracohumeral joint to advanced models with SC, AC, and GH joints with three to six DOFs (e.g., ball-and-sockets, free joint, ball-in-ball mechanisms) [197]. While no bony articulation exists between the thorax and the scapula, this pseudojoint can also be modeled as a point(s)-to-ellipsoid contact (Figure 29). However, no consensus has been achieved yet. Using multibody kinematics optimization (e.g., nonlinear least-squares algorithms or extended Kalman filter), the joint angles are determined all together by minimizing the difference between measured and model-based marker positions or kinematic measurements of sensors (e.g., electromagnetic or inertial sensors) (Figure 29). The choice of a specific model depends on the movement and variables of interest. For example, the Stanford VA Upper Limb [185] available in Opensim cannot be directly applied to study joint coordination in overhead manual handling. Indeed, it is based on a generic scapulohumeral rhythm

(SHR): i.e., the SC, AC, and GH joint angles are function of the arm orientation with respect to the thorax. As a consequence, this kind of models cannot reproduce the shoulder shrug visible when lifting heavy loads. Such shared models may however be easily modified to increase their kinematic complexity.



**Fig. 29.** (A) Illustration of shoulder joint constraints (close loop)–Kinematics can be computed from clusters of markers ([LE, ME, DT], [AA, AC, SS], [IJ, PX, T8, C7]) and taking into consideration a spherical glenohumeral joint, a constant length between sternoclavicular and acromioclavicular joints, and a point-on-ellipsoid scapulathoracic joint; (B) Illustration of skin markers placed on anatomical landmarks in anterior (left) and posterior (right) views. Skin markers are used to identify joint/bone axes and to define the humerus, scapula, and thorax coordinate systems. AA, angulus acromialis; AC, acromioclavicular; AI, angulus inferior; C7, seventh cervical vertebra; DT, deltoid tuberosity; IJ, incisura jugularis; LE, lateral epicondyles; ME, medial epicondyle; PX, processus xiphoideus; SS, scapula spine; T8, eighth thoracic vertebra; TS, trigonum scapulae.

Dynamic models inform about the joint efforts produced during the movement. They require additional data, namely the body segment inertial parameters (mass, center of mass position, and inertia matrix). In contrast to posture-based DHM, dynamic models take into account the joint efforts due to velocities and accelerations (in addition to gravity effects). Inertial parameters come from regression models or geometric models [122]. To the best of our knowledge, apart from the anthropometric model of Hatze [173], the shoulder is always included into the thorax body segment. Consequently, the accelerations of the SC and AC joints do not affect their joint moments; the shoulder remains a challenge for both the kinematics and the kinetics evaluations.

The most advanced models include muscles. These MSK DHMs should define muscle trajectories, muscles properties, and a strategy to solve the muscle redundancy, i.e., having more muscles than joint DOFs. The challenges associated with shoulder MSK modeling come from the large ROM and the GH stability mainly ensured by muscular co-contraction. In MSK models, a muscle trajectory is represented as a line of action going from the origin to the insertion according to a minimal path while wrapping around bony structures. For muscles with broad attachments, more lines of action are required [337, 150]. Trajectories are of utmost importance because they affect the force-length-velocity relationship and the muscle lever arm. Wrapping object geometry via points that represent the bony structures are optimized to a certain ROM beyond which nonphysiological muscle trajectories may appear. This can even change the muscle function predicted by the model [3]. For example, the lines of action of rotator cuff or deltoid muscles may diverge from each other when wrapping the humeral head. Transversal springs can be added between the lines of action of a same muscle to represent its uniformity [183]. Using individual wrapping object (e.g., torus, cylinder) for each line of action within one muscle [385] is also more robust than using a sphere for a muscle crossing the humeral head. MSK models are consequently highly sensitive to muscle geometry [40, 63]. It is recommended to verify muscle trajectories and, if necessary, modify wrapping and via point geometry, especially when studying movements with a large ROM.

The muscle properties come from measurements on few cadavers ( $n = 2$  in the study by Garner and Pandy [151]), but some parameters can be derived from medical imaging (e.g., physiological cross-sectional area, length) or be identified by measuring joint moment-angle curves [151]. Further studies are still required to obtain better personalized muscle properties because muscle models from cadaveric experiments are often too weak to perform dynamic tasks. In priority, isometric force should be identified because muscle force estimates are particularly sensitive to this parameter. Then, the optimal fiber length, the tendon slack length, and the pennation angle are the parameters to be identified according to a sensitivity of shoulder MSK model predictions [39]. Among shoulder

muscles, the rotator cuff and prime movers are the muscles that are most sensitive to these parameters [39].

To estimate muscle forces, several algorithms are available including static optimization (i.e., inverse algorithm) with GH nondislocation constraints [115] or with cocontraction constraints [427] and forward dynamics with joint angle or EMG marker tracking [26, 27] and hybrid methods such as the EMG-driven algorithm. In static optimization, the internal forces of the active (muscle) and passive (ligaments and bone contact) structures are often distributed according to a principle of least activations such that the sum of the moments of the internal forces is equal to the joint moment calculated using inverse dynamics [95]. Using inverse algorithm, Quental et al. [337] found a good agreement between muscle activations and measured EMG in arm flexion and abduction (unloaded or with 2 kg), while in box lifting (6, 12, or 18 kg) Blache et al. [36, 38] showed large discrepancies, despite adding a GH nondislocation constraint and personalizing the maximal isometric forces. We recommend to assess, in more depth, the existing models and algorithms for estimating muscle forces, especially for complex occupational tasks and muscles at risk of MSDs (e.g., rotator cuff muscles). Introducing EMG measurement in the cost function should better account for the different muscle pattern strategies between high-risk (women, novices) and low-risk populations. Finally, the potential of MSK DHMs is not only to estimate internal forces but also to predict optimal occupational movements that reduce the risk of injuries. "What if" DHM-based simulations should help to design low-risk workplaces in near future.

### **2.1.3. Shoulder biomechanical experiments**

Although DHM can provide biomechanical quantities difficult to measure in vivo (i.e., typically musculotendon and joint contact forces), studies of shoulder MSDs rely principally on experimental data. In a pure virtual context, a simulation can yield all the biomechanical quantities of interest, but the DHM required for this simulation cannot be developed and validated without reliable experimental data. Because the stability of shoulder joints (ST and GH) relies on both the passive and active structures (muscular actions), in

vitro experiments, e.g., the one by Tétreault et al. [388]), may be useful but cannot be considered as fully realistic. However, in vivo experiments can be challenging, especially in the case of overhead movements (which can also pose problems in modeling, as detailed earlier). Yet overhead movements put workers especially at risk of developing MSDs.

Typical shoulder biomechanical experiments involve motion analysis and EMG data. For motion analysis, while some marker-less methods (e.g., Bonnechère et al. [48]) are emerging, the gold standard remains motion capture systems based on skin markers and magnetic or inertial sensors within a well-defined protocol [216]. This protocol defines the number and locations of markers/sensors and how to interpret the recorded motion. Actually, the observable external motion (of the skin) has to be transformed into the targeted internal motion (of the skeleton). A standardization was proposed by the International Society of Biomechanics [434] covering the whole process, from the location of skin markers (Figure 29) to the computation of joint angles. However, because the shoulder is a very complex joint to analyze, this standardization, as opposed to the similar standardization for the lower-limb joints, is not fully accepted and followed. Indeed, getting from skin markers to joint angles is not a straightforward process and remains under debate.

First, the external (or technical) orientation obtained from at least three markers or from the sensors placed on a given segment needs to be transformed into an orientation that conveys anatomical information, i.e., an orientation based on the relevant joint centers and joint/bone axes. Regression, functional, and calibration methods used to define these centers and axes in the upper limb are not fully established [52, 284]. For instance, there is controversy over the best way to estimate the GH, AC, and SC joint centers [275].

Second, owing to skin sliding and muscle contraction, a relative movement exists between the markers/sensors and the underlying bone. This relative movement, referred to as soft-tissue artifact, is substantial in the upper limb. Studies using computed tomography scanning and intracortical pins or fluoroscopy to achieve ground truth skeletal kinematics [66] demonstrated that skin markers on the scapula are subject to errors as



great as 6 cm during daily-life movements and 10 cm during sports movements. Experimental countermeasures involve positioning the skin markers/sensors on the flat superio-reposterior portion of the acromion, thereby reducing error (especially when the arm remains below 90 degrees of flexion or abduction [239]). In this context, the technical-to-anatomical calibration of the scapula orientation can be performed on two arm postures (below and above 90 degrees of flexion or abduction) to take soft-tissue artifacts into account. Otherwise, numerical countermeasures involve performing a multibody kinematics optimization [25] that takes into consideration joint constraints [124], thus avoiding unrealistic bone positions and orientations. Overall, the accuracy of the ST and GH joint kinematics is reported to range from 3 degrees to 15 degrees [69, 123, 293]. The least accurate DOFs are the ST upward–downward rotation and the GH internal–external rotation.

Third, this joint kinematics also raises questions regarding interpretation. After proper anatomical orientations are obtained from the technical ones, relevant joint angles need to be computed. In the shoulder, both GH and thoracohumeral joints are studied. In both cases, a sequence of three rotations about three successive axes is generally defined. The order of these rotations needs to be chosen with caution, to avoid singular positions (where the angles cannot be computed) and to convey the best functional information [360]. As the shoulder presents a very large three-dimensional range of motion (ROM), the rotation order can be selected according to the motion under analysis. The definition of the 0 degree of each joint angle [163] and the computation of the ROM [277] are also open to debate.

With regard to EMG measurements, recommendations on the electrode locations have been formulated [393]. The shoulder includes several deep muscles (infraspinatus, supraspinatus, and subscapularis muscles) whose activity cannot be measured with surface electrodes but requires fine-wire electrodes [339]. The use of fine-wire EMG complicates the experiments, requiring a thoroughly aseptic environment and procedure. Furthermore, fine-wire EMG is sometimes not acceptable to the participants (needle phobia).

EMG data treatment and use are not specific to shoulder muscles. While frequency EMG analysis can be used in fatigue score assessment [267], in the time domain, EMG amplitude can be assessed through low-pass filtering or root mean-squared EMG calculation using sliding windows to the signal [36]. To interpret the results, a reference level is needed. The most common way of obtaining this is to normalize shoulder EMG data with a maximum isometric voluntary contraction. The postures to be taken for isometric maximum voluntary contractions of the shoulder muscles are described in the literature [100, 129]. Several studies sought to combine contractions to limit the number of maximum isometric voluntary contractions performed by the participant [46], but this approach is still under debate. For experiments involving patients or workers suffering from MSDs who cannot perform maximum voluntary contractions, alternative reference levels are used to normalize the EMG data (e.g., maximum EMG data recorded during the trials). The within-day reliability of shoulder EMG measurements was assessed as good to excellent [160].

#### **2.1.4. Case study: overhead lifting tasks**

##### *2.1.4.1. Context*

Women [301, 391] as well as newly recruited and young employees [54] are more prone to upper-limb injuries [164]. Although the overall ratio of female to male manual workers is much lower, women represent nearly half of the workforce in manual activities in the food and service industry. However, few studies put forward recommendations that would reduce exposure to injury for workers, particularly for women and novices.

In workers performing manual handling, only repetitive activity has been found to be associated with tendinopathies [402]. However, the relationship between injury and load or posture is complex and requires quantitative measurement of MSK constraints on the shoulder [148]. This gap in knowledge, especially regarding dynamic overhead tasks, needs to be filled because a better understanding of the functional biomechanics of the

shoulder could eventually lead to occupational health and safety recommendations to reduce the risk of MSDs in the shoulder. The few studies focusing on the upper limb and shoulder during handling tasks are based on a limited number of EMG sensors and a partial shoulder kinematics dataset. Furthermore, EMG and kinematics are rarely combined to estimate joint and muscle dynamics [27, 26]. Studying different populations at work via a thorough MSK analysis including both kinematics and EMG would enable experts to evaluate workers' exposure to risk of injuries and thus to identify the safest working practices.

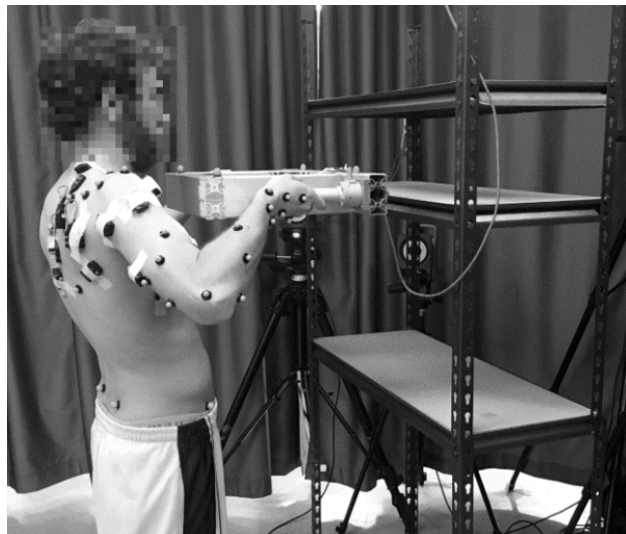
An atypical scapulohumeral rhythm (SHR) is usually associated with MSDs of the shoulder, whether there is pain or not. While the standard evaluation of the SHR is performed using a goniometer, a novel technique that benefits from 3D motion capture has been developed by Robert-Lachaine et al. [346]. By iteratively resetting the joints to their reference orientation, this technique calculates the contribution of each shoulder joint to the thoracohumeral angle. However, this approach has never been applied to occupational movements and integrated into MSK models.

In this section, we present a series of case studies to investigate a manual handling task with innovative biomechanical techniques. After a short description of the experimental task, we first introduce a kinematic method to study joint function and lifting techniques. Then we describe a method of evaluating muscle coactivations. Finally, we provide an MSK model to estimate muscle mechanical work and muscle function in joint stabilization.

#### 2.1.4.2. *Instrumentation and procedure*

In total, 27 women ( $21.4 \pm 1.8$  years;  $167.8 \pm 6.7$  cm;  $61.4 \pm 7.9$  kg) (age; height; mass) and 27 men ( $25.6 \pm 5.7$  years;  $178.6 \pm 7.3$  cm;  $74.6 \pm 10.8$  kg) were involved in these studies. Pelvis, trunk, and upper-limb kinematics were acquired using an 18-camera Vicon™ motion analysis system (Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK). Participants were fitted with 43 reflective markers stuck on the skin of the pelvis (4 markers), thorax (6), right clavicle (6), scapula (8), upper arm (7), forearm (4), wrist (4), and hand (4) [197] (Figure 30). Surface EMG was recorded from the following seven muscles crossing the dominant GH joint:

anterior deltoid, lateral deltoid, posterior deltoid, pectoralis major, latissimus dorsi, biceps brachii, and triceps brachii long head. Electrodes were placed according to Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) recommendations [176], after shaving and cleaning the skin with alcohol. Intramuscular EMG was recorded for the infraspinatus, supraspinatus, and subscapularis muscles [202, 393]. Finally, participants had to handle a 6- or 12-kg box (height 0.08 m, width 0.35 m, length 0.50 m) with two symmetrical handlebars to standardize the grip (Figure 30). The right handle of the box was instrumented with a 6-DOF force sensor (Sensix SH2653e1106B3, Poitiers, France).



**Fig. 30.** Setup of past experiments with upper-body marker set [197, 223] and EMG.

First, a series of 12 maximum voluntary contractions (MVCs) were performed twice for normalization purposes, in line with the recommendations of Dal Maso et al. [100]. Thereafter, participants were asked to lift and lower the instrumented box from one to another of three shelves positioned in front of them: from a shelf located at hip level to a shelf located at shoulder level or at eye level. Three repetitions per condition were performed randomly, with 30-second rest periods in between. Participants were instructed to stand at a comfortable distance from the shelves, so they could lift the box by their natural lifting technique and without moving their feet.

#### 2.1.4.3. Kinematics

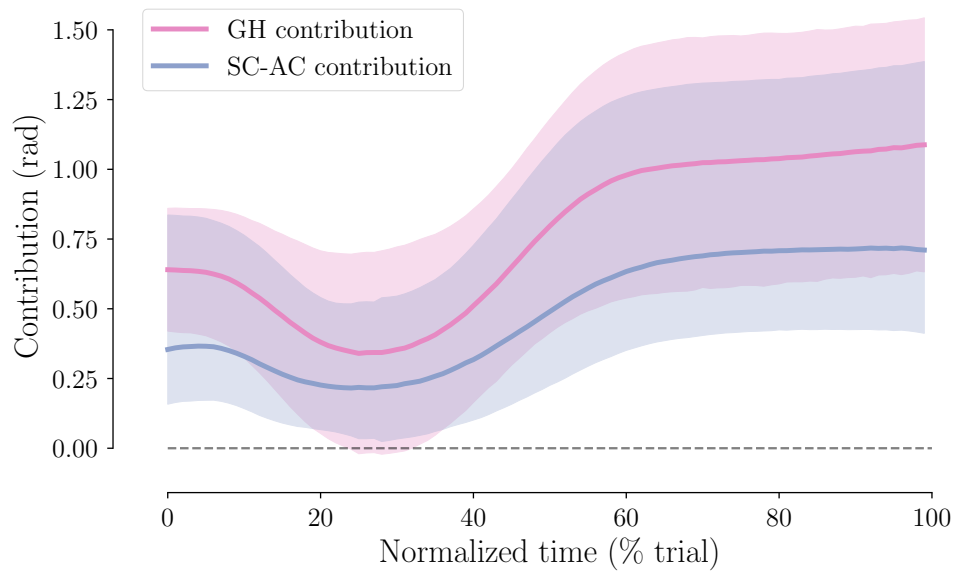
In our experimental settings, the SC-AC contribution approximates zero in the early lifting phase (Figure 31). As the SHR corresponds to a ratio of  $\frac{GH}{SC+AC}$ , numerical instabilities can occur when the denominator tends to 0. Such numerical instabilities mean that SHR analysis is inherently limited during a manual handling task involving the upper limb.

The method can be extended, for instance, to calculate the joint's contribution to the elevation of an object rather than arm elevation. This has particular relevance for manual handling tasks, enabling the proportion of box height achieved by each joint to be evaluated. As an example, the sex difference in joint contributions during a lifting task was investigated. Men's and women's upper-limb joint contributions were compared when lifting a 6-kg box. A Hotelling's t-test showed a significant difference between men and women across all variables. Additional post-hoc t-tests on each variable showed that women had a greater GH contribution to box height (approximately 15% higher in women than in men) in the last half of the movement (Figure 32).

Because the mass of the box represented a greater fraction of the body mass in women (women being lighter than men) for a lower lifting strength capacity [91, 440], the women could have used compensatory strategies, such as leg, trunk, or elbow contributions, to decrease shoulder contact forces. Instead, our results show that the women made greater use of their GH joint to lift the box. These results pointing to sex-related differences in lifting strategy with the same absolute mass of 6 kg are consistent with previous results observed for the back and lower limbs [324]. This type of analysis could be used to identify poor techniques in ergonomic contexts, or more generally to evaluate joint functions.

#### 2.1.4.4. Muscle activity and cocontraction

Shoulder kinematics can be analyzed as the consequence of muscle activity. Shoulder muscle activity was therefore investigated during the lifting tasks to better understand the effect that changing the box mass had on male and female lifters. In addition, both

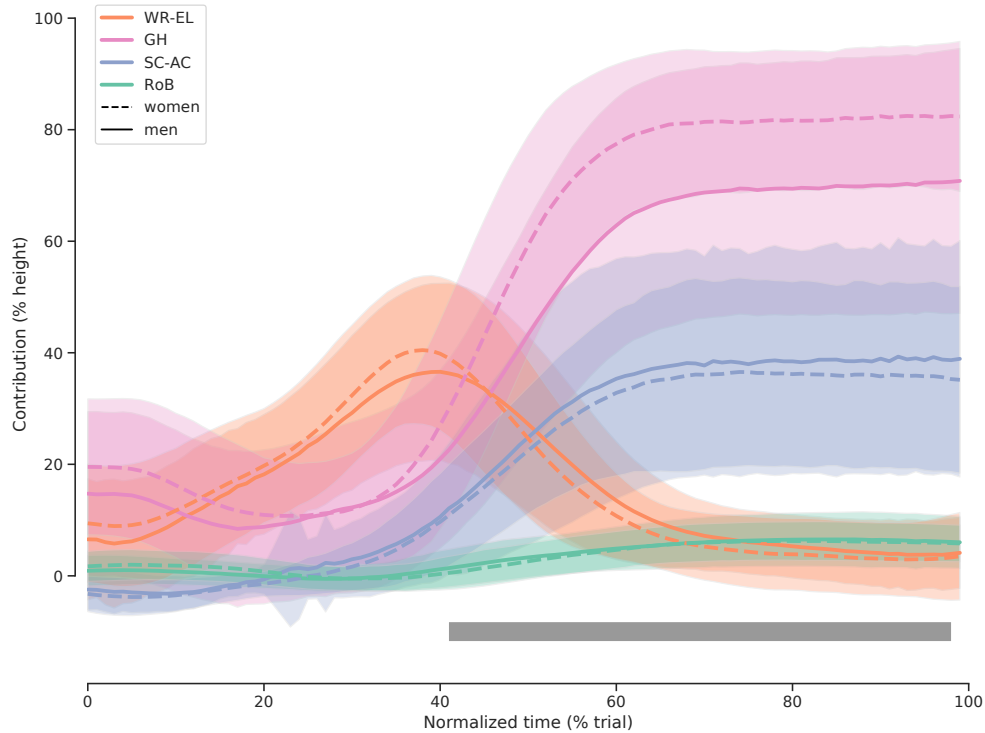


**Fig. 31.** Mean (plain lines) and standard deviation (shaded areas) of joint contributions over time for the GH, SC, and AC joints to arm elevation. Contributions approach zero (dotted line) for between 20% and 40% of the trial. Consequently, numerical instabilities may occur in this area. AC, acromioclavicular; GH, glenohumeral; SC, sternoclavicular.

muscle activity and lines of action were used to identify an index of shoulder muscle coactivation termed the muscle focus.

Increasing the box mass from 6 to 12 kg led to greater activity of all shoulder muscles. Nevertheless, the increase was greater for the "prime movers" (anterior deltoid, lateral deltoid, pectoralis major, biceps brachii; 59%–91% of movement duration) than for the "stabilizers" (supraspinatus, infraspinatus, subscapularis; 26%–39% of movement duration) and the "antagonists" (posterior deltoid, latissimus dorsi, triceps brachii long head; 34%–65% of movement duration). Female and male lifters presented similar muscle behavior, although the females' muscle activity levels were twice as high as those of the males for the same load, compensating for their strength deficit.

Neither male nor female shoulder muscle coactivation was influenced by the mass of the box, in line with previous results observed for the lower limbs [341]. However, more coactivation (lower muscle focus) was observed during the lowering phase than during the two other phases (-13% on average) because of greater muscle activation and a change in direction of the muscle moment arm as a function of GH joint position. These



**Fig. 32.** Mean (lines) and standard deviation (shaded areas) joint contributions over time of wrist and elbow joints (WR-EL), GH joint, SC-AC joints, and rest of body (ROB) to the box-lifting height reached by women (dotted lines) and men (plain lines). Gray area from 40% to 98% represents significant differences between men and women. AC, acromioclavicular; EL, elbow; GH, glenohumeral; SC, sternoclavicular; WR, wrist.

results confirm that the function of the shoulder muscles varies according to GH joint position [137]. Increased muscle coactivation during the lowering phase may serve to increase GH joint stiffness and reinforce joint stability.

#### 2.1.4.5. Musculoskeletal modeling

While kinematic and EMG analysis sheds some light on the loads applied to bodies, the MSK model leads to a fuller understanding of the MSK system. The following section will present two examples involving MSK modeling during lifting tasks. In the first, the influence of lifting height and load on muscle mechanical work in terms of estimate muscle mechanical work will be assessed. The second will focus on the function of rotator cuff muscles in the stabilization of the GH joint during a lifting task. A scaled Opensim musculo-skeletal model [112] was used to estimate muscle forces via static optimization.

Then, the muscle mechanical work required was computed for different lifting weights and heights. The model revealed that increasing lifting weight or height generally had no impact on the mechanical work of a given muscle. There were, however, two exceptions, both of which can be explained by the requirement for greater muscle force coupled with shortening length. The mechanical work of the anterior deltoid and subscapularis increased when weight increased from 6 to 12 kg (+75% and +108%). This result can be explained by the greater muscle force required while the length remained constant. Increasing lifting height (from shoulder to eye level) led to a higher level of upper trapezius, supraspinatus, and infraspinatus mechanical work (127%, 201%, and 244%, respectively). The same musculo-skeletal model was used to assess the function of the rotator cuff muscles in stabilizing the GH joint. Two simulations were performed to estimate shoulder muscle forces: in the first condition, no stability constraint was applied to the GH joint, while the second simulation was performed with a stability constraint at the GH joint. The difference in muscle force estimates between the two conditions yielded the contribution of individual muscle to GH stability. Without the stability constraint, the simulated movement was unstable for  $74 \pm 16\%$  of the time. Doubling the force produced by the supraspinatus muscle led to increased GH compressive force and decreased shear force. The change in the ratio between shear and compressive forces led to greater GH stability when the supraspinatus produced more force. As a result, the model revealed that the supraspinatus muscle was one of the main contributors to GH stability during the lifting task.

### **2.1.5. Conclusion**

Upper-limb DHM, by enabling the prediction of shoulder joint and muscle loads, is essential to better understand and reduce the physical exposure of workers to risk of injury. The shoulder, owing to its complex anatomy, presents inherent experimental and modeling difficulties (e.g., soft-tissue artifacts, multiarticular muscle trajectories) that need to be addressed. These difficulties, discussed herein, were overcome in a case study focusing



on lifting tasks, enabling us to assess the shoulder muscle function in joint stabilization. This holds promise for long-term progress toward shoulder predictive simulation.

## 2.2. Article n.º2

Alors que l'application du rythme scapulo-huméral s'avéra infructueuse dans l'article précédent, nous nous sommes inspirés de cette technique pour développer un nouvel indicateur cinématique dans l'article suivant. La contribution des articulations à la hauteur de la boîte est ainsi introduite et appliquée pour décrire les différences de technique du membre supérieur entre des femmes et des hommes réalisant une tâche de manutention.

Ce deuxième article a été coécrit par Romain Martinez, Jason Bouffard, Benjamin Michaud, André Plamondon, Julie Côté et Mickaël Begon. Romain Martinez a effectué environ la moitié de la collecte de données, tandis que l'autre moitié a été réalisée par des étudiants du laboratoire avant son arrivée en 2016. Romain Martinez a effectué le nettoyage, le traitement et l'analyse statistique des données. Romain Martinez a écrit l'article, guidé par les conseils, remarques et ajustements de tous les co-auteurs.

# Sex differences in upper limb 3D joint contributions during a lifting task

Romain Martinez, Jason Bouffard, Benjamin Michaud, André Plamondon, Julie N. Côté  
and Mickaël Begon

**Abstract:** Sex-related differences in work technique may contribute to increase the risk of musculoskeletal joint disorders among women. In lifting tasks, sex differences have been reported for the trunk and lower limb, although women present a higher prevalence of shoulder disorders. We investigated sex differences in the upper limb technique during a lifting task. Trunk and upper limb kinematics were recorded in 27 women and 27 men lifting a box (6 or 12 kg) from hip to eye level. Work technique was quantified through the three-dimensional contribution of each joint to overall box height. The glenohumeral joint showed a higher contribution in women with a 6 kg box and wrist and elbow joints did with a 12 kg box, compared to men at either 6 or 12 kg. Sex differences occurred systematically above shoulder level. Our results argue for a careful consideration of sex during ergonomic intervention, particularly during overhead task.

**Practitioner Summary:** We investigated the sex-related differences in upper limb technique during lifting tasks. Results highlight a sex-specific kinematic strategy above the shoulder level on the glenohumeral joint and on the wrist and elbow joints. To help reduce women's shoulder disorders in overhead task, ergonomic interventions should account for those differences.

---

Article accepted in *Ergonomics*

Received: 28 Septembre 2017

Accepted: 2 October 2018

DOI: [doi.org/10.1080/00140139.2019.1571245](https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1571245)

### 2.2.1. Introduction

Musculoskeletal disorders represent the most common form of work disability [358, 334, 395]. Shoulder disorders are the first cause of work-related musculoskeletal disorders after back pain, with a reported prevalence up to 35% in Europe [251, 394]. The occurrence of shoulder injuries has been associated with work factors such as overhead work, heavy lifting, repetitive movements and poor postures [9, 159, 227], but also with individual risk factors such as sex [164]. While women are underrepresented in manual material handling work, the prevalence of their upper extremity injuries is greater than in men [110, 301, 333].

Sex differences in the onset of musculoskeletal disorders are commonly associated to sex-specific physical differences. Anthropometry, muscular histological composition and strength differences are among the most cited, especially for the upper limb (see [91] for a review). Differences in motor behavior such as work technique between women and men have also been identified and may contribute to the increased risk of upper limb musculoskeletal disorders among women [91]. However, a sex difference in work technique is rarely addressed in the literature, even if it is well known that it represents a risk factor associated with musculoskeletal disorders [207]. Work techniques are commonly simplified by a set of postures adopted during a task [331]. This definition is insufficient to understand the biomechanics of a dynamic movement. Instead, joint coordination has been suggested as a key element for the description of lifting techniques [59]. Previous studies identified sex differences in trunk and lower limb joint coordination during manual handling tasks with absolute [324, 243, 367] and relative loads [325]. More particularly, work techniques were similar among men and women in terms of task duration and cumulative loading, but differences appeared in joint coordination. Another recent study attributed differences in lifting coordination amongst women to differences in strength [440], suggesting that strength could also underlies sex differences in lifting coordination. However, a large majority of studies have focused on the back and lower

limb and the sex-specific contribution of the upper limb's joints during a lifting task remains unknown.

The objective of this study was to investigate how the upper limb joints' contributions differ between men and women performing a lifting task. In accordance with biological differences and sex differences in trunk and lower limb coordination previously reported, we hypothesised that women would use a different upper limb joint contribution strategy to perform a lifting task than men.

## 2.2.2. Methods

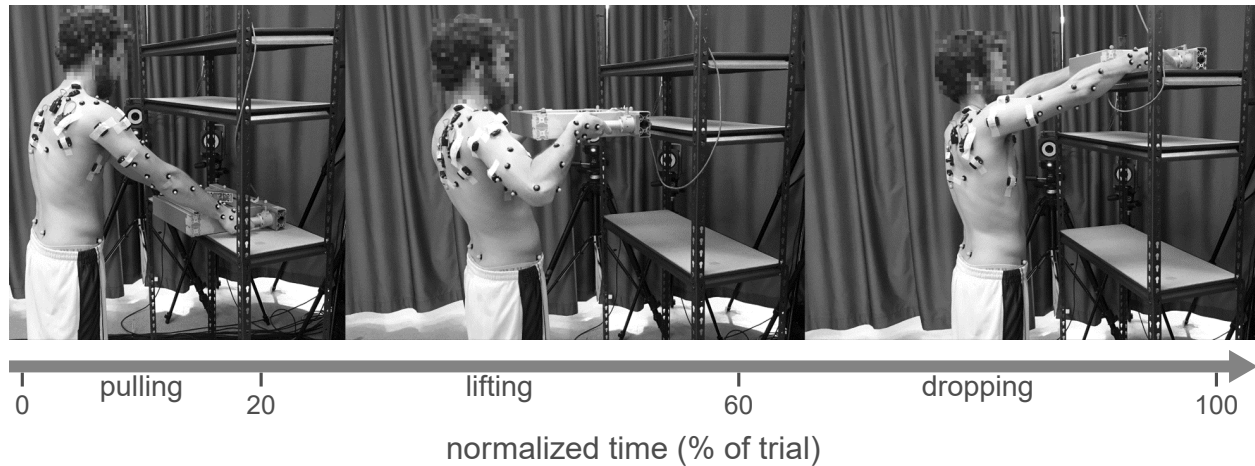
### 2.2.2.1. *Participants*

In total, 27 women ( $21.39 \pm 1.79$  years;  $167.79 \pm 6.66$  cm;  $61.39 \pm 7.89$  kg) and 27 men ( $25.63 \pm 5.72$  years;  $178.59 \pm 7.32$  cm;  $74.56 \pm 10.77$  kg) took part in this study. None of the participants were ever diagnosed with musculoskeletal disorders of the upper limbs or reported significant disability related to their upper extremity (Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand scores  $> 23$  [189]) or their back (Quebec Back Pain Disability Scale score  $< 3$  [217]). Readiness for physical activity was confirmed in all participants (Physical Activity Readiness Questionnaire [390]). The participants were fully advised of the experimental content, and each of them provided a written informed consent. The study was approved by the University of Montreal Ethics Committee (No. 15-016-CERES-P).

### 2.2.2.2. *Experimental procedures*

A static trial and setup movements in line with previous recommendations [24, 276] were acquired to locate the joint centres and personalize a kinematic model [197]. Then, participants moved an instrumented box of 6 and 12 kg between two adjustable shelves located directly in front of them. Shelf heights were adjusted at the hip and eye levels of each participant (Figure 33). The box (height  $\times$  width  $\times$  length: 0.08 m  $\times$  0.35 m  $\times$  0.50 m) had two symmetrical handlebars to standardise the grip. We set the box mass at 6 kg and 12 kg, which corresponds to the maximum acceptable mass in our configuration (box

length: 0.50 m, vertical distance of lift: 76 cm, frequency of two boxes per minute) for 90% of female and male, respectively [375]. The right handle of the box was instrumented with a 6-degree-of-freedom force sensor (Sensix SH2653-1106B3, Poitiers, France), used to determine the beginning and end of the trial in the present study.



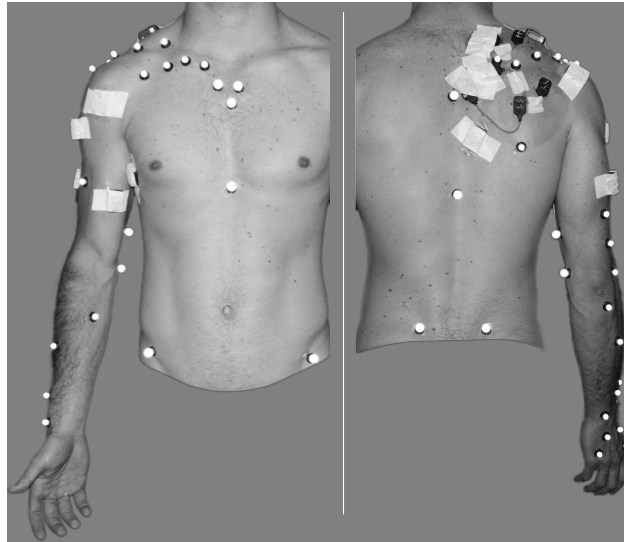
**Fig. 33.** The three phases of a hips-eyes movement: the pulling (1–20% of the trial duration), lifting (21–60%) and dropping (61–100%) phases.

Participants were instructed to stand at a comfortable distance from the shelves, so they could lift the box with natural lifting technique and without moving their feet. Three repetitions of movements were performed for each mass (three trials with 6 kg and three with 12 kg) in a random order with 30 s rest periods in-between. Additional recovery time was allowed when needed. The lifting movement was split into three phases, namely the pulling (1–20% of the trial duration), lifting (21–60%) and dropping (61–100%) phases (Figure 33).

#### 2.2.2.3. Data collection

Movement kinematics were recorded with an 18 Vicon<sup>TM</sup> camera motion analysis system (Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) at a sampling rate of 100 Hz. In line with the kinematic shoulder model of Jackson et al. [197], 43 reflective markers were placed on the pelvis, trunk and right upper limb (Figure 34): pelvis (4 markers), thorax (6), clavicle (6), scapula (8), upper arm (7), forearm (4), wrist (4) and hand (4). This marker set includes

anatomical markers located on bony landmarks for the model definition and technical markers located in areas that minimised skin movement artifacts for joint kinematics estimation during lifting trials. Assuming that the left and right sides of the upper body behaved symmetrically during a symmetrical box lifting task [298], only the right side of the participant was evaluated.



**Fig. 34.** Positions of the reflective markers according to Jackson et al. [197]. Note: the electromyography sensors visible on the figure were not used in the present study.

#### 2.2.2.4. *Data processing*

A 25 degree-of-freedom (DoF) kinematic model was personalized using the static trial (root segment [pelvis] and pelvo-thoracic [6 DoF each], sternoclavicular and acromioclavicular [3 DoF each], glenohumeral [3 DoF], elbow and wrist [2 DoF each]) joints.

Centres of rotation of the pelvo-thoracic and wrist joints were located using the SCoRE algorithm [127], while bony landmarks were used for locating sternoclavicular, acromioclavicular and glenohumeral joints, in agreement with recent recommendations [276]. Elbow flexion and prosupination axes were defined using the SARA algorithm [128]. Generalized coordinates were computed using an extended Kalman filter algorithm and Euler/Cardan sequences described in Wu et al. [434]. The reference configuration ( $q_i^{\text{ref}}$ , with

$q$  standing for generalized coordinates) of the pelvo-thoracic, sternoclavicular and acromioclavicular joints were concordant with the ISB recommendations [434]. The reference configurations of the glenohumeral, elbow and wrist joints were defined such that:

- glenohumeral and elbow longitudinal local axes aligned with that of the pelvo-thoracic;
- glenohumeral, elbow and wrist mediolateral local axes aligned with that of the scapula.

To overcome the covariance within each joint, lifting techniques were quantified through the individual joint contribution to the box height. Algorithm 1, inspired by the recent study of Robert-Lachaine et al. [346] on scapulohumeral rhythm was applied. The contribution of each joint ( $H|_i$ ) to the box height was computed by successively resetting joint angles to their reference orientations ( $q_i^{\text{ref}}$ ). Joint contribution refers to the amount of box height achieved by each group of joints, namely pelvo-thoracic; sternoclavicular-acromioclavicular joints; glenohumeral joint; and elbow-wrist joints (Algorithm 1).



**Algorithm 1:** Calculation of the pelvo-thoracic (PE/TR), sternoclavicular-acromioclavicular (SC/AC), glenohumeral (GH) and elbow-wrist (WR/EL) contributions. At time  $t$ :

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

$$q_{\text{WR/EL}} = q_{\text{WR/EL}}^{\text{ref}}$$

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

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

$$q_{\text{GH}} = q_{\text{GH}}^{\text{ref}}$$

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

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

$$q_{\text{SC/AC}} = q_{\text{SC/AC}}^{\text{ref}}$$

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

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

$$q_{\text{TR/PE}} = q_{\text{TR/PE}}^{\text{ref}}$$

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

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

As the heights of the shelves were adjusted according to the anthropometry of each participant, box height was normalised to participant's hip (0%) and eye (100%) levels to compare participants' joint contribution. Data were delimited so that each trial began and ended when participants first applied, and first ceased to apply force on box handles, respectively. Then each trial was time normalized to 1000 data points.

#### 2.2.2.5. Statistics

Contributions of men's and women's joints were compared using statistical parametric mapping with the `spm1d` package [310]. This method avoids information loss associated with standard methods which reduce time series into a single, arbitrary, data point

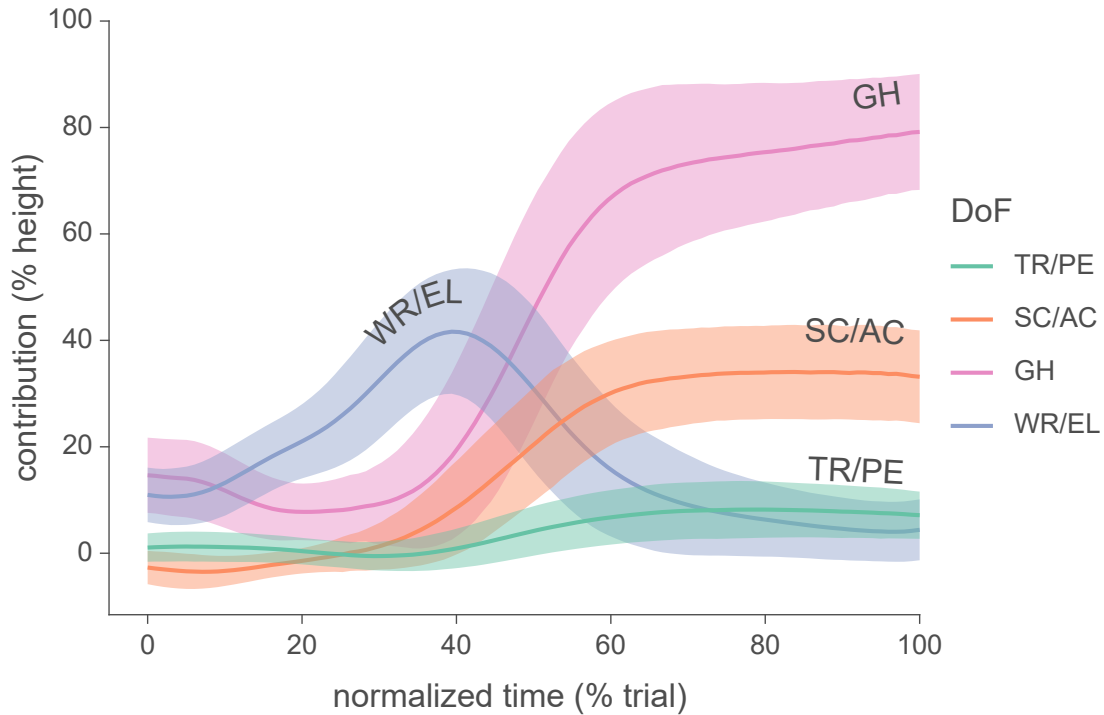
(such as mean, median or maximum), while controlling for type  $\alpha$ -error due to multiple comparisons.

A two-factor mixed ANOVA (sex  $\times$  mass, with repeated measures on mass) was applied for each group of joints. Sex-related differences in joint contribution were then compared using two-sample t-tests for the same absolute box mass (women at 6 kg vs. men at 6 kg and women at 12 kg vs. men at 12 kg) and relative box mass (women at 6 kg vs. men at 12 kg and women at 12 kg vs. men at 6 kg). The effect of mass on joint contributions for each sex was also analysed with paired-sample t-tests. Bonferroni corrections were applied across the six post-hoc tests ( $p = \frac{.05}{6} = .0083$ ). A Pearson's linear correlation coefficient was finally computed between the mean joint contribution of men and women against the relative mass of the box (box mass divided by participant mass).

### 2.2.3. Results

#### 2.2.3.1. *General description of joint contribution to box lifting*

Participants used mainly their distal joints (wrist and elbow) during the pulling and early lifting phases. Then, glenohumeral, sternoclavicular and acromioclavicular contributions increased during the second half of the lifting phase and plateaued during the dropping phase (Figure 35). On average, the pelvo-thoracic joint has low contributions to the box height during the pulling (1%), lifting (2%) and dropping phases (8%). The contribution of the sternoclavicular and acromioclavicular joints increases over time, starting at -3% (i.e., shoulder depression) on the pulling phase, to 11% on the lifting phase and 33% on the dropping phase. The contribution of the glenohumeral joint also increases over time, starting at 12% on the pulling phase, to 28% on the lifting phase and 75% on the dropping phase. The contribution of the wrist and elbow joints starts at 14% during the pulling phase, peaks at 41% during the lifting phase and decreases at 7% during the dropping phase.



**Fig. 35.** Mean (plain lines) and standard deviation (shaded areas) joint contributions over the time of the pelvo-thoracic (TR/PE), sternoclavicular and acromioclavicular joints (SC/AC), glenohumeral joint (GH) and wrist and elbow joints (WR/EL) to the box height. All variable (sex and mass) are averaged.

### 2.2.3.2. Sex and mass effect on joint contribution

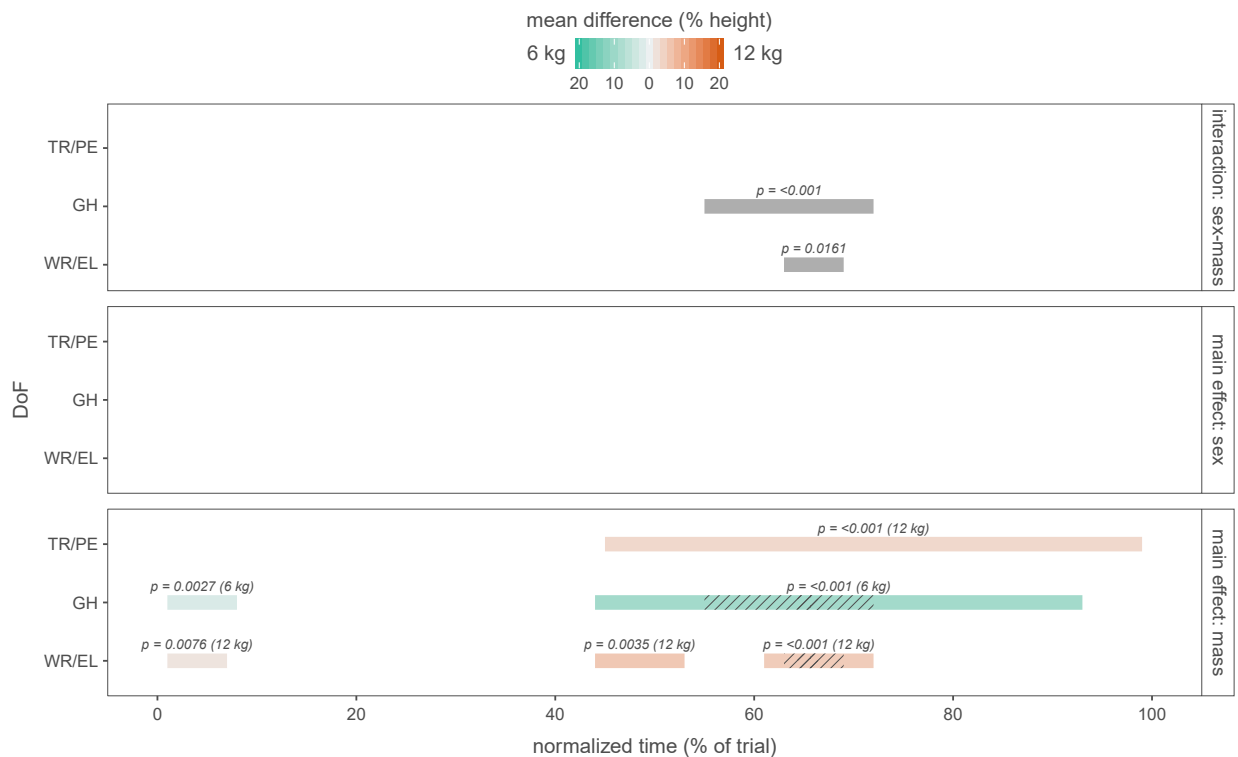
#### *Sex-mass interaction*

There was a sex-mass interaction (Figure 36, upper panel) on the contribution of the glenohumeral joint from 54% to 71% of the trial ( $F(1,52) = 12.7, p < .001$ ) and wrist and elbow joints from 63% to 69% of the trial ( $F(1,52) = 10.4, p = .0161$ ).

#### *Sex and mass main effect*

There was no main effect of sex on the contribution of the selected joints (Figure 36, middle panel) but significant main effects of the mass were identified on the pelvo-thoracic, glenohumeral and wrist-elbow joints (Figure 36, lower panel). The contribution of the pelvo-thoracic joint was greater when men and women handled the heaviest mass from 45% to 99% of the trial ( $F(1,32) = 57.6, p < .001$ ). For the glenohumeral joint, a significant

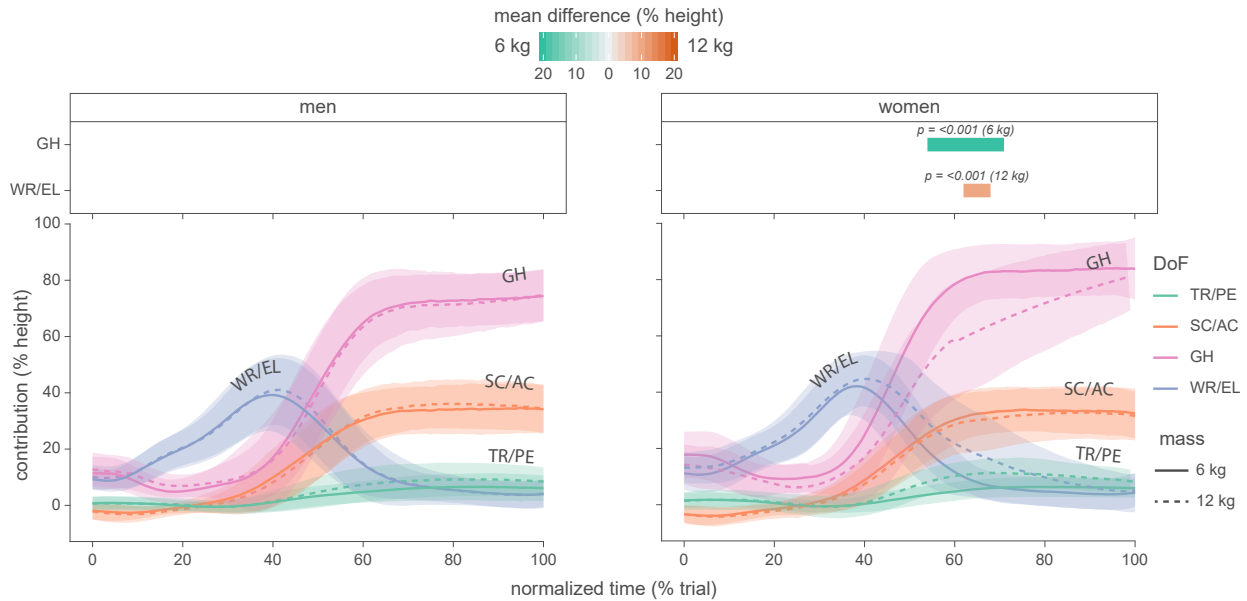
main effect of mass was observed from 1% to 8% of the trial ( $F(1,52) = 21.3, p = .0027$ ) and from 44% to 93% ( $F(1,52) = 20.0, p < .001$ ), suggesting a greater glenohumeral contribution for the 6 kg box. The wrist and elbow joints contributed more when participants handled the 12 kg mass from 1% to 7% of the trial ( $F(1,52) = 22.3, p = .0076$ ), from 44% to 53% ( $F(1,52) = 11.0, p = .0035$ ) and from 61% to 72% ( $F(1,52) = 11.3, p < .001$ ). The main effect of mass for the wrist, elbow and glenohumeral joints are uninterpretable on the range of the concurrently significant interactions (Figure 36, hatched lines on the lower panel).



**Fig. 36.** Significant effects found by the statistical parametric mapping (ANOVA) on the interaction sex–mass, sex main effect and mass main effect for the pelvo-thoracic (TR/PE), glenohumeral joint (GH) and wrist and elbow joints (WR/EL). No significant effects were observed for the sternoclavicular and acromioclavicular joints. Each segment represents a supra-threshold cluster over the normalised time. On the mass main effect panel, a colour gradient is associated with the amplitude of the mass-related difference (blue when the contribution with the 6 kg box is higher, red when the contribution with the 12 kg box is higher). The hatched lines represent an uninterpretable main effect since an interaction is also present on the same range.

### Mass-related post-hoc analysis

When comparing men at 12 kg against men at 6 kg and women at 12 kg against women at 6 kg in the time periods where significant sex-mass interactions were observed, differences appear only in women (Figure 37). These differences occur on the glenohumeral joint (from 54% to 71% of the trial,  $F(1,160) = -7.5, p < .001$ ) with a contribution of about 20% higher with 6 kg compared to 12 kg, and the wrist and elbow joints (from 62% to 68% of the trial,  $F(1,160) = -5.6, p < .001$ ) with a contribution of about 9% higher with 12 kg compared to 6 kg.



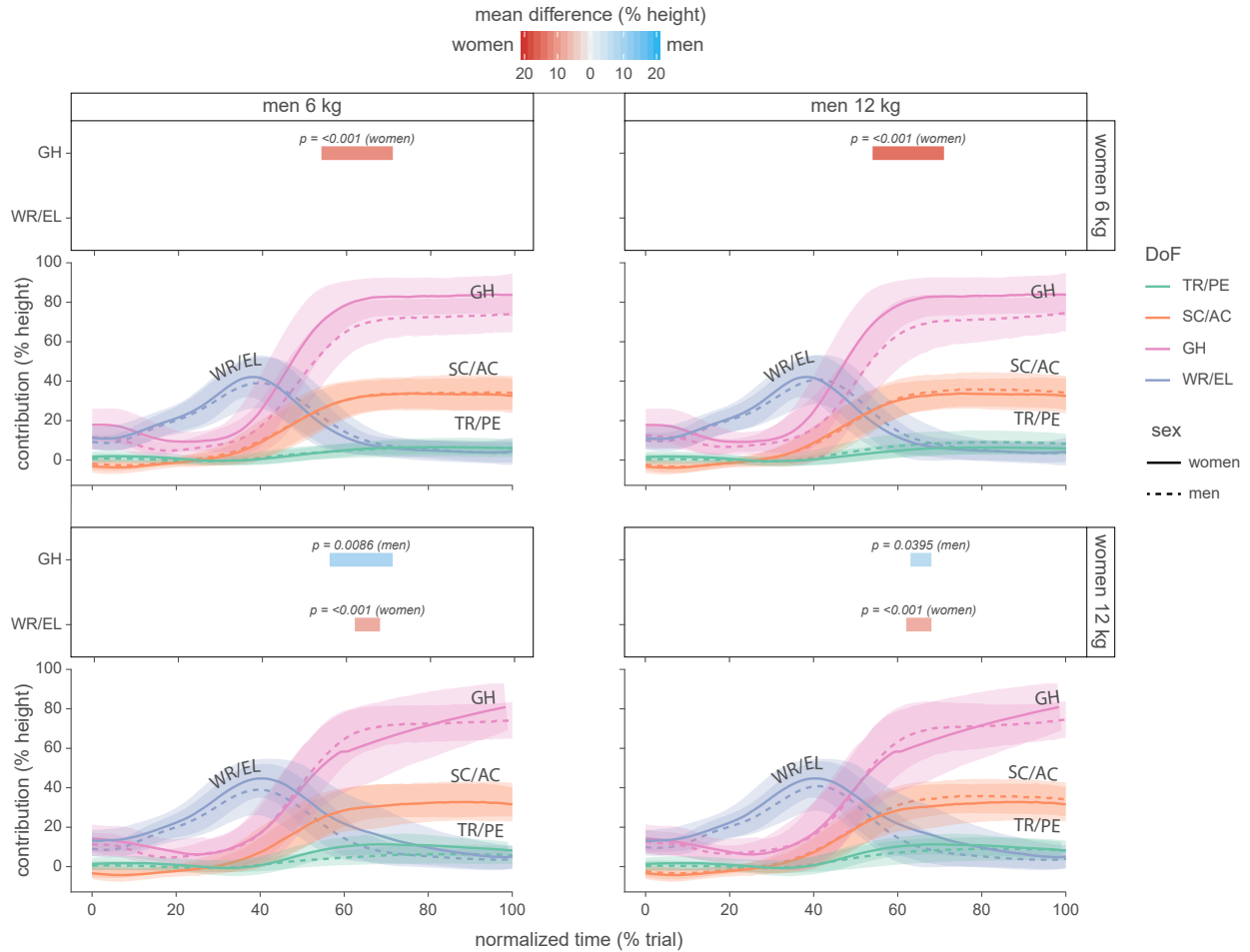
**Fig. 37.** Joint contribution and post hoc analysis for the two mass-related comparisons (left: men at 6 kg vs. men at 12 kg, right: women at 6 kg vs. women at 12 kg). Each comparison has two panels. The upper panel represents the post hoc analysis where each segment represents a supra-threshold clusters over the normalised time, with a colour gradient associated with the amplitude of the mass-related difference (green when the contribution with the 6 kg box is higher, orange when the contribution with the 12 kg box is higher). The lower panel represents the joint contribution of men and women over the time for the pelvo-thoracic (TR/PE), sternoclavicular and acromioclavicular (SC/AC), glenohumeral (GH) and wrist and elbow (WR/EL) joints.

### *Sex-related post-hoc analysis*

In line with the mass-related comparison, sex-related differences revealed by the post-hoc analysis are mainly dependent of the mass lifted by women (Figure 38). On the glenohumeral joint, these differences have an opposite sign whether women lifted 6 or 12 kg. Indeed, when comparing women at 6 kg against men at 6 kg or 12 kg, the contribution of the glenohumeral joint is approximately 14% higher in women compared to men (from 54% to 71% of the trial,  $F(1,160) = -11, p < .001$ ) and  $F(1,160) = -14.3, p < .001$  for men at 6 and 12 kg, respectively). Whereas this contribution is approximately 10% higher in men compared to women when comparing women at 12 kg against men at 6 kg (from 59% to 71% of the trial,  $F(1,160) = 9.3, p = .0086$ ) or 12 kg (from 63% to 68% of the trial,  $F(1,160) = 5.8, p = .0395$ ). On the wrist and elbow joints, post-hoc analysis (Figure 38) revealed sex-related differences only when women lifted a 12 kg box. These differences appeared against men at 6 kg (from 62% to 68% of the trial,  $F(1,160) = -4.2, p < .001$ ) or 12 kg (from 62% to 68% of the trial,  $F(1,160) = -3.8, p < .001$ ), with a contribution of about 8% higher in women compared to men.

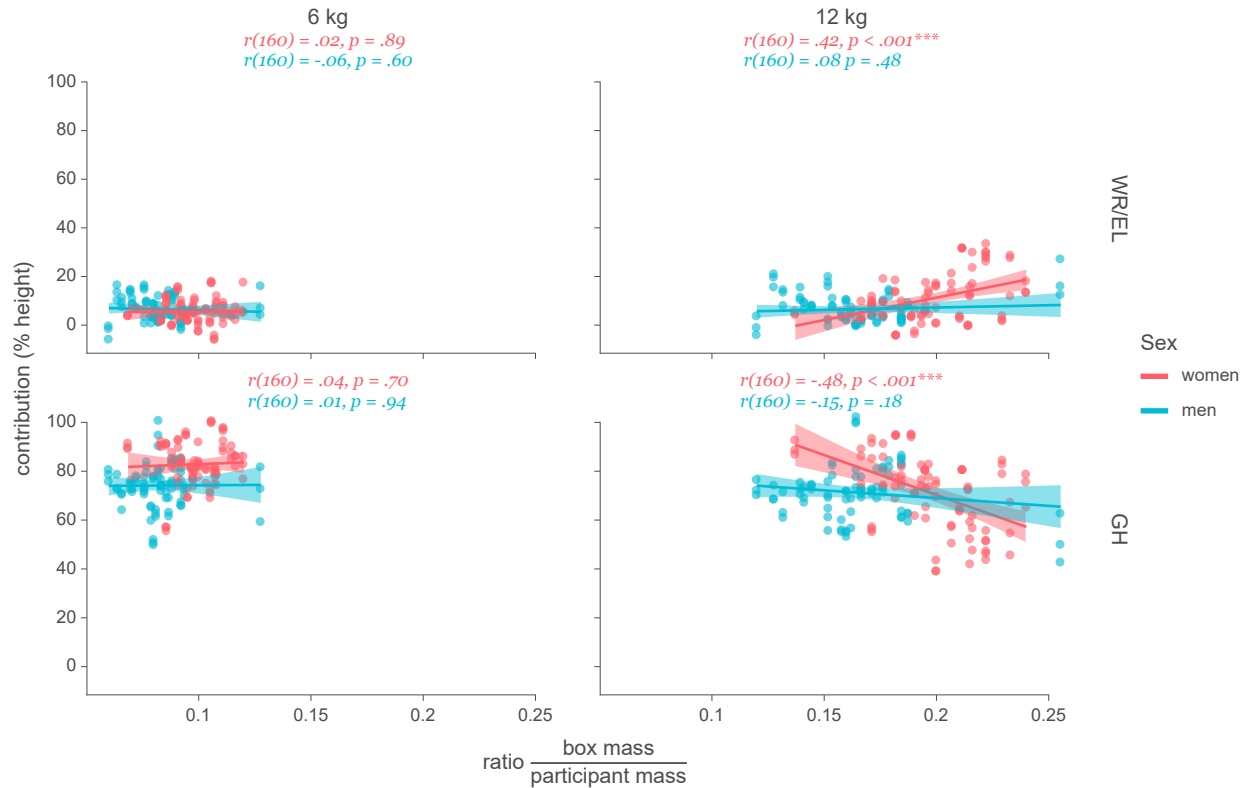
### *Correlation of the joint contribution against the normalized mass*

There was no significant correlation between the contribution of the glenohumeral, wrist and elbow joints and the relative mass of the box (Figure 39) at 6 kg for men (wrist and elbow joint:  $r(160) = -.06, p = .60$ , glenohumeral joint:  $r(160) = .01, p = .94$ ) and women (wrist and elbow joint:  $r(160) = .02$ , glenohumeral joint:  $r(160) = .04, p = .70$ ). This correlation was also non-significant at 12 kg in men (wrist and elbow joint:  $r(160) = .08, p = .48$ , glenohumeral joint:  $r(160) = -.15, p = .18$ ). However, there was a positive correlation at 12 kg in women on the wrist and elbow joints ( $r(160) = .42, p < .001$ ) and a negative correlation on the glenohumeral joint ( $r(160) = -.48, p < .001$ ). Since there was no sex-mass interaction on the pelvo-thoracic, sternoclavicular and acromioclavicular joints, correlations on these joints are not reported. Correlations are reported if there is a sex-mass interaction (pelvo-thoracic, sternoclavicular and acromioclavicular joints are



**Fig. 38.** Joint contribution and post hoc analysis for the four sex-related comparisons (men at 6 kg vs. women at 6 kg on the top left panel, men at 12 kg vs. women at 6 kg on the top right panel, men at 6 kg vs. women at 12 kg on the bottom left panel, men at 12 kg vs. women at 12 kg on the bottom right panel). Each comparison has two panels. The upper panel represents the post hoc analysis where each segment represents a supra-threshold clusters over the normalised time, with a colour gradient associated with the amplitude of the sex-related difference (blue when men’s contribution is higher, red when women’s is higher). The lower panel represents the joint contribution of men and women over the time for the pelvo-thoracic (TR/PE), sternoclavicular and acromioclavicular (SC/AC), glenohumeral (GH) and wrist and elbow (WR/EL) joints.

not reported). Thus, when the mass of the box represents a greater proportion of the participant’s mass (the participant is lighter or the box is heavier), there is no change among men while women use more the wrist and elbow joints and less the glenohumeral joint.



**Fig. 39.** Scatter plot of the mean joint contribution during the dropping phase ( $y$ -axis) of men and women against the relative mass of the box ( $x$ -axis) for the wrist and elbow joints (WR/EL) and the glenohumeral joint (GH). A generalised linear regression model was fitted on each grouping variable (plain line) and the corresponding Pearson's linear correlation coefficient is displayed at the top of the figure.

## 2.2.4. Discussion

### 2.2.4.1. Main finding

In accordance with our hypothesis, our results support the perspective of a sex-specific joint contribution strategy of the upper limb during a lifting task. In particular, this strategy seems to be influenced by the mass lifted by women. At 6 kg, women proportionally used more their glenohumeral joint than men. However, sex differences for this joint contribution were in the opposite direction at 12 kg, where men's glenohumeral joint contributed more than women's. This decrease in women's glenohumeral contribution for the higher mass was compensated with the wrist and elbow joints. Similar differences appeared when normalizing the mass of the box by the participant's mass. Most of the



reported differences occurred during the dropping phase, when the arms are at shoulder level and above.

#### 2.2.4.2. *Description of the lifting technique*

##### *General description*

Our results show that participants had more contribution with their distal joints (wrist and elbow) during the first half of the movement while proximal joints (pelvo-thoracic, sternoclavicular and acromioclavicular joints but particularly the glenohumeral joint) contributed more during the second half of the movement. We can hypothesise that participants use their distal joints to bring the box closer to the trunk during the pulling and the first half of the lifting phase, while the proximal joints are used to initiate and finish the arm elevation during the rest of the movement. Thus, there is a different joint contribution strategy depending on the phase of the movement.

##### *Sex-Related Differences*

Despite the general joint strategy described above, our results highlight sex-related differences in lifting strategy. The glenohumeral joint contributes more when women lift a 6 kg box and less when they lift a 12 kg box, compared to men at either 6 or 12 kg. The reduction of the glenohumeral contribution with a 12 kg box in women is compensated by a higher contribution of the wrist and elbow joints.

Other studies evaluating sex differences on participants' joint coordination during manual handling focused on the back and lower limb. For instance, differences in lower limb joint coordination patterns were found, with a more sequential pattern of interjoint coordination in women than in men with both absolute [324] and relative loads [325]. It is difficult to directly compare our results with those previous studies as different levels of expertise, joints, metrics and lifting height were studied. However, it is interesting to highlight that sex differences observed in the current study were only apparent when the box was higher than participant's shoulder height, a situation not studied previously.

Taken together, these studies suggest sex difference in lower-limb and trunk coordination when a box is lifted from the floor and in upper-limb coordination when the box is handled above shoulder level.

#### 2.2.4.3. *Load may explain sex-related differences*

Mass-related comparisons have demonstrated that women's contributions of the glenohumeral, wrist and elbow joints are more affected by a change in the box mass from 6 to 12 kg than men's. Sex-related comparisons were made with different mass ratios ( $\frac{\text{mass lifted by women}}{\text{mass lifted by men}}$ ): 50% (men at 12 kg vs. women at 6 kg), 100% (men at 6 kg vs. women at 6 kg and men at 12 kg vs. women at 12 kg) and 200% (men at 6 kg vs. 12 kg). However, it appears that the absolute mass manipulated by women was more important than those mass ratios to explain observed sex differences in joint contribution. When women lifted the 6 kg box, they used more their glenohumeral joint than men (mass ratios: 50% and 100%). When they lifted the 12 kg box, their glenohumeral joint contributed less than men (mass ratios: 100% and 200%). This effect was not observed by Plamondon et al. [324] and Plamondon et al. [325] studying the lower limb and trunk coordination, who found similar sex-related differences between equivalent absolute and relative load. However, these results are reminiscent of those of Yehoyakim et al. [440] who found, in their study on women only, that the weight lifted had an impact on lifting coordination patterns. Together, these studies suggest that the guidelines on lifted weight have an especially important potential to affect women, more so than men.

Women may indeed be more influenced by the 6 kg variation (between 12 and 6 kg) than men because it represents a higher fraction of their body mass (10% in our sample) than men (8%). When lifting the 12 kg box, women are closer to their maximal muscle capacity. Moreover, significant correlations between the joint contribution and the relative mass of the box appear only in women lifting a 12 kg box, where heavier, and probably stronger [16] women use more the wrist and elbow joints and less the glenohumeral joint.

It is likely that kinematic adaptations occur in a non-linear manner with increased load: more important adaptations may occur when efforts are closer to maximal capacity.

In line with this idea, it has been suggested that increasing the lifting load may change the coordination to reduce the required muscular effort [59]. Yehoyakim et al. [440] have also highlighted the importance of strength on kinematic coordination. They showed a more coordinated movement between the hip and the back during box lifting in women with higher strength capabilities. If the fact that the heaviest box being closer to women's maximal force explains the sex-specific adaptations with increased box mass, it would be expected that similar adaptations would also be observed when men handle objects heavier than 12 kg. However, even with a 18 kg box, such an adaptation was not observed in our male subjects (see Appendix 1). To fully understand this issue, it would be interesting to measure men's and women's maximal strength and verify at which relative load changes in joint contribution can be observed for each sex. Alternatively, the assessment of the relationship between electromyographic activity (normalized to maximal muscle contraction) generated during lifting and the changes in joint contribution could be informative. While sex differences in strength could explain the lower contribution of the glenohumeral joint when women lift the 12 kg box as exposed above, it can hardly cause the higher contribution of this joint when they lift the 6 kg box. This pattern of result suggests that other factors also contribute to the different motor strategies when men and women lift boxes above their shoulders. Anders et al. [6] demonstrated that women showed less activation of agonist muscles and greater activation of synergist muscles than men, during an isometric shoulder task to fatigue. Muscular coordination and a different shoulder-elbow strength ratio could play a role in explaining sex differences in motor behavior.

#### 2.2.4.4. *Joint contribution and upper limb injuries*

The reported differences occur systematically when the box is near or above the shoulder level, i.e. when the glenohumeral contribution is the highest. The overhead posture is considered as a risk factor for shoulder injuries [159] and the leading cause of rotator cuff tears [406]. Epidemiological studies have shown that women work more frequently and during longer times with their hands above shoulder height than men [99]. In addition

to longer working time in overhead position, we showed that women reach this position with a technique that mainly involves the glenohumeral joint with light masses and the wrist and elbow joints with heavier masses. In addition, women have more glenohumeral joint laxity and instability than men [50]. This hypermobility may increase the risk of subacromial impingement as the subacromial space width is smaller in women [156]. Further work is needed to assess the sex-related differences in subacromial space during lifting tasks. We suggest that musculoskeletal modeling of the upper limb during a lifting task could help to understand the impact of those kinematic differences on the load applied to the upper limb structures.

#### 2.2.4.5. *Limitations and future directions*

Some methodological limitations can be addressed to the current study. First, two fixed loads of 6 and 12 kg were used for all participants, regardless of sex or body weight. While it makes sense from the point that workplace loads are not gender-specific, it may confound the sex-related differences. However, sex-related comparison made in this study includes different mass ratios (50%, 100%, 200%) that can simulate the difference in strength that exists between men and women (with women's lifting strength ranging between 40% to 73% of men's according to Kumar [220]). Previous studies have shown similar results in trunk and lower limb joint coordination during manual handling tasks with absolute [324] and relative loads Plamondon et al. [325]. While our correlation results indicate that the relative mass of the box does not change the joint contribution of men during the deposit phase—this is not the case in women. In fact, the relative mass of the box seems to be at the origin of the differences reported in this study. Future research should include normalized masses.

With regards to the use of joint contributions as a metric, the fact of being able to combine several degrees of freedom of several articulations is interesting from a statistical point of view—but can also be perceived as a limitation. Indeed, it can be difficult to precisely identify the action of a specific degree of freedom.

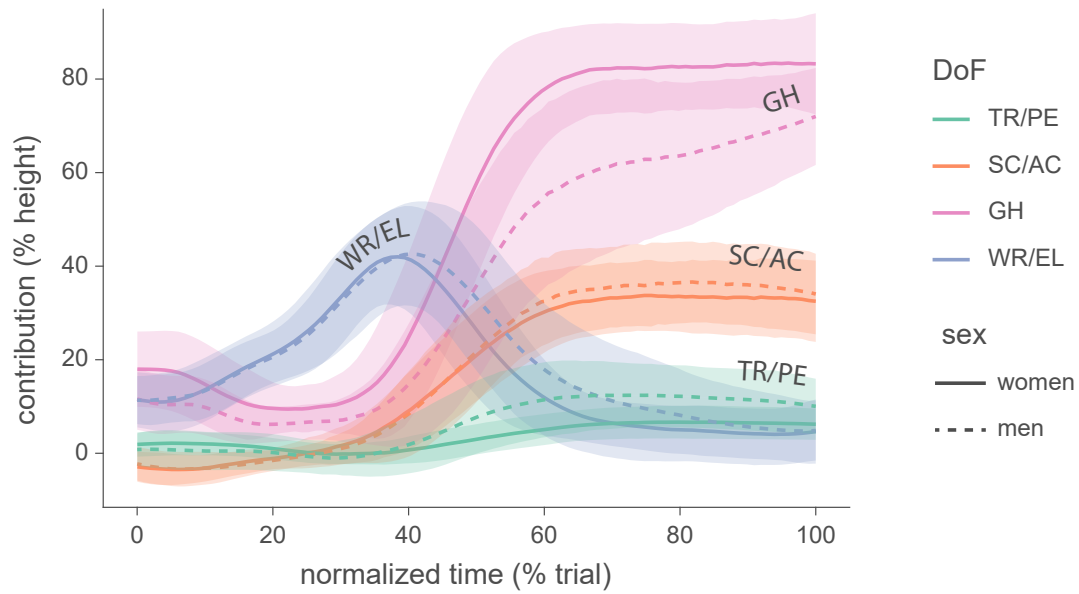
#### 2.2.4.6. *Ergonomics applications*

The kinematic analysis presented in this paper on joint contributions has enabled the evaluation of the upper limbs to the overall lifting technique. This parameter could be an ergonomic tool to identify poor techniques, which can lead to shoulder injuries. In this study, joint contribution has been determined with a motion analysis system. However, portable tools can be used such as inertial measurement units Kim and Nussbaum [211] to quantify physical exposures in the workplace.

While it is recognized that the work environment is often not adapted to women considering anthropometric sex differences [320], we designed our experimental task to avoid such bias and the difference in joint contribution was still significant. It is important to remember that sex differences occur mostly above shoulder levels in our study. It is safe to say that those differences would probably be amplified in the workplace, where shelves would be proportionally higher for women.

Sex differences in health must be regarded as a multicausal phenomenon and work technique is one of the many factors which contribute in a complex interaction to explain sex-related differences in injuries Côté [91]. The present study brings more depth to upper limbs motion analysis and demonstrates that overhead lifting techniques differ between men and women. The implications of such results argue that lifting technique should be considered with care during lifting task, especially in women who tend to work more frequently in overhead posture Dahlberg et al. [99]. A careful consideration of sex during ergonomic interventions and research studies focusing on the upper limb are also recommended.

#### **2.2.5. Appendix**



**Fig. 40.** Joint contribution of men (18 kg) and women (12 kg) over the time for the pelvo-thoracic (TR/PE), sternoclavicular andacromioclavicular (SC/AC), glenohumeral (GH) and wrist and elbow (WR/EL) joints. This sex-related comparison was not included in the statistics to keep a balanced design, as men lifted three masses (6, 12 and 18 kg) while women lifted two masses(6 and 12 kg).

# Chapitre 3

---

## Développement d'indicateurs électromyographiques en manutention

### 3.1. Article n.º3

Dans ce troisième article, nous introduisons plusieurs indicateurs EMG — la somme des activations EMG et le *Muscle Focus* — pour estimer les différences d'activation et de co-contraction musculaire entre des femmes et des hommes réalisant une tâche de manutention.

Cet article a été coécrit par Jason Bouffard, Romain Martinez, André Plamondon, Julie Côté et Mickaël Begon. Jason Bouffard et Romain Martinez sont tous les deux co-premiers auteurs. Romain Martinez a effectué environ la moitié de la collecte de données, incluant la procédure intramusculaire, tandis que l'autre moitié a été réalisée par des étudiants du laboratoire avant son arrivée en 2016. Romain Martinez a effectué le nettoyage et le traitement des données électromyographiques tandis que Jason Bouffard a fait le calcul du *Muscle Focus* et l'analyse statistique des données. Jason Bouffard et Romain Martinez ont écrit l'article, guidé par les conseils, remarques et ajustements de tous les co-auteurs.

# Sex differences in glenohumeral muscle activation and coactivation during a box lifting task

Jason Bouffard\*, Romain Martinez\*, André Plamondon, Julie N. Côté and Mickael Begon

\*These authors contributed equally

**Abstract:** Manual material handling is associated with shoulder musculoskeletal disorders, especially for women. Sex differences in glenohumeral muscle activity may contribute to women's higher injury risk by affecting shoulder load and stability. We assessed the effects of sex (25 women vs 26 men) and lifting load (6 kg vs 12 kg) on muscle activation during box lifting from hip to eye level. Surface and intramuscular electromyography were recorded from 10 glenohumeral muscles. Most muscles were more activated for the heavier box and for women. These effects were larger for prime movers than for stabilisers and antagonists. Despite their apparently heterogeneous effects on muscle activity, sex and mass did not affect Muscle Focus, a metric of coactivation. This may be partly related to the limited sensitivity of the Muscle Focus. Nevertheless, sex differences in strength, more than in coactivation patterns, may contribute to the sex imbalance in the prevalence of musculoskeletal disorders.

**Practitioner Summary:** We studied sex differences in glenohumeral muscle activity in a lifting task to eye level. Women lifting a 6-kg box activated their muscles similarly to men lifting a 12 kg box, i.e. up to 48% of their maximum capacity. Interventions minimising shoulder load should be implemented, especially for women.

---

Article accepted in *Ergonomics*

Received: 27 June 2018

Accepted: 24 June 2019

DOI: [doi.org/10.1080/00140139.2019.1640396](https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1640396)



### 3.1.1. Introduction

Neck and shoulder pain is experienced by 40.7% of workers in various parts of the world and frequently leads to functional limitations, medical consultations and work absenteeism [356]. Multiple systematic reviews of epidemiological studies identified physical work-related factors associated with shoulder disorders including highly repetitive work, forceful exertions, awkward postures and high psychosocial job demands [404, 263]. Mayer et al. [263] found strong evidence that exposure to manual material handling (MMH) tasks, such as box lifting, is associated with future neck and/or shoulder complaints. Previous efforts for understanding the motor control strategies and biomechanical impacts of MMH mostly focussed on the lumbar region (reviewed in Potvin [331]). Indeed, very few studies assessed shoulder kinematics, kinetics and muscle activity using electromyography (EMG). Given that most of the glenohumeral joint stability is provided by muscle contractions [407], a detailed investigation of EMG at this joint is necessary to understand shoulder biomechanical risks during MMH.

The amount of coactivation between agonist and antagonist muscles during motor activities is particularly important for motor control and joint stability. Indeed, excessive antagonistic muscle activation during movements may lead to a decreased motor efficiency. Meanwhile, a lack of coactivation may result in joint instability and may be detrimental to motor control, especially in the ability of the motor system to react to unexpected perturbations [226]. Coactivation might have an important role in the prevention of glenohumeral joint luxation by increasing compression forces and counteracting shear forces produced by the prime movers [1]. Most coactivation metrics compare the normalised activation level of two or multiple opposing muscles defined as agonists and antagonists (reviewed in Le et al. [230]). Such methods are not suitable for the shoulder given that the large number of muscles crossing the glenohumeral joint can hardly be defined as agonist–antagonist pairs. This is even truer during high-amplitude movements, such as MMH, as muscles' lines of action change with the glenohumeral elevation angle [2].

The Muscle Focus (MF) is a coactivation metric that has been developed to address these challenges in complex joints [438]. Instead of computing coactivation ratios between arbitrarily identified agonist–antagonist pairs, the MF takes into consideration each muscle’s instantaneous orientation on a continuous scale. It returns a value between 0 and 1: the former meaning that muscles are similarly activated no matter their action, and the latter indicating that only muscles rotating the joint in the same direction are activated.

Some authors examined the influence of different lifting task characteristics, such as the load, lift height and movement velocity, on shoulder muscle action [441, 36, 35]. In these studies, anterior and lateral deltoids were the most active muscles and provided the greatest amount of force during box lifting to shoulder or eye level. Lifting heavier boxes resulted in a relatively homogeneous increase in activity in those muscles as well as in the surrounding ones, presumably to maintain joint stability [441, 35]. Indeed, Blache et al. [35] showed no changes in MF, even with a threefold increase in the load lifted (6 kg–18 kg). Yet, using static optimisation for estimating muscle forces during the same lifting task, the same authors also showed that the mechanical work increased with box mass in the anterior deltoid and subscapularis muscles, but not in the supraspinatus and infraspinatus [36]. As studies of muscle activation patterns have not recorded rotator cuff muscles, it is impossible to state if these muscles increase their activity in a uniform way with heavier boxes, as do recorded surface muscles [441, 35], or if their activity remains constant, as suggested by the modelling study [36].

Few studies assessed the influence of individual factors on the level and coordination of muscle activity exerted during MMH. Among individual factors, sex needs to be considered for clinical and biomechanical reasons. First, epidemiological studies showed that more women than men live with shoulder pain [356, 45]. Many anthropometrical, biomechanical and motor control-related differences could affect motor behaviour and contribute to this higher risk of shoulder pain in women [91]. Among them, women are on average smaller (163.04 cm) and lighter (70.94 kg) than men (178.18 cm, 87.06 kg) [61],

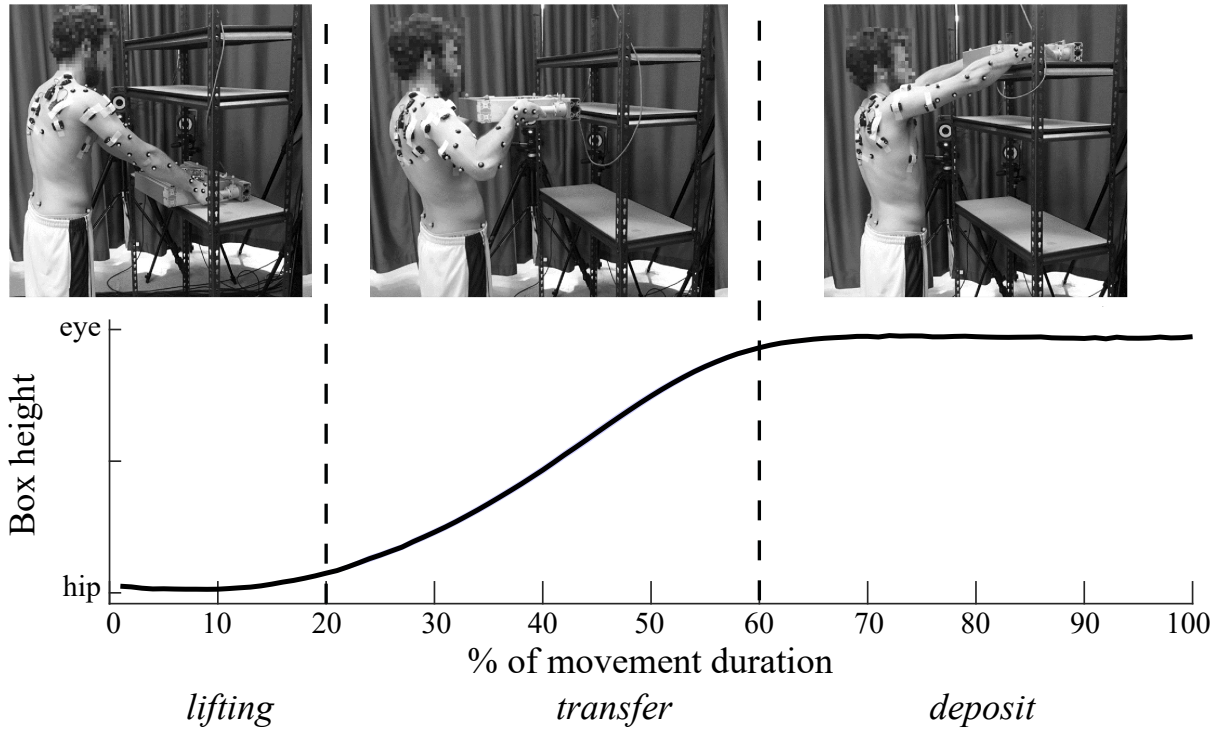
and they are able to generate 30% to 60% less force [135, 166, 118]. Considering this, women are, on average, working closer to their maximal muscle capacity when they lift the same load as men. In such equal conditions, studies have shown that the posture and the kinematic coordination of the lower limbs and trunk are different between men and women [324]. However, even when the load is adjusted relative to men and women's maximal capacity, small differences persist [243, 365, 325]. Since those studies focussed on biomechanical variables related to low back musculoskeletal disorders, all conditions studied involved MMH below shoulder height. We recently showed that women significantly changed their inter-joint coordination with increasing box mass during a lifting task to eye level [259]. However, such compensations were not observed in men. To our knowledge, no studies have investigated sex differences in shoulder muscle activity when lifting boxes above shoulder level. The objective of the present study was, consequently, to evaluate sex differences in EMG activity of muscles acting at the glenohumeral joint when lifting boxes from hip to eye level. The effects of the mass of the box (6 kg vs 12 kg) on sex differences were also investigated. **Hypothesis 1:** When lifting the same absolute load, it was expected that women would generate more EMG activity than men to compensate for their lower strength. It was expected that women would need as much EMG activity relative to their maximal capacity when they lifted a 6-kg box than men lifting a box twice heavier given that their muscle strength is about 50% lower in many upper limb muscle groups [166]. **Hypothesis 2:** Also, we hypothesised that men and women would increase their EMG activity with increasing load. **Hypothesis 3:** For men, we hypothesised that this increase would be uniformly distributed across muscles, leading to an unchanged MF [35]. **Hypothesis 4:** The kinematic compensations previously observed in women when they lifted a 12-kg box may suggest that they were close to their maximal capacity [259]. Thus, in the present study we expected that women lifting 12-kg boxes would decrease their antagonist muscle coactivation (i.e. increase the MF) to maximise the contribution of prime movers towards effective torques.

### 3.1.2. Methods

Fifty-one healthy students (26 men [age:  $25.5 \pm 5.8$ , weight:  $73.1 \pm 10.8$  kg, height:  $173.1 \pm 10.8$  cm], 25 women [age:  $21.9 \pm 2.4$ , weight:  $59.6 \pm 6.1$  kg, height:  $166.9 \pm 6.6$  cm]) participated in this study. Participants were free of self-reported musculoskeletal injury and scored  $< 3$  on the Quebec Back Pain Disability Scale [217] and 23 on the Disabilities of Arm, Shoulder and Hand questionnaires [189]. All could safely perform physical activity based on the Physical Activity Readiness Questionnaire [390]. No participants had more than six months of experience in manual material handling work. The research protocol was approved by the ethic committee of the University of Montreal (No. 15-016-CERES-P), and all participants gave their written informed consent before the experiment.

#### 3.1.2.1. Procedure

Participants moved a box (height  $\times$  width  $\times$  length:  $8 \times 35 \times 50$  cm) of 6 kg or 12 kg between three shelves, up and down. The box was equipped with two cylindrical handles (diameter  $\times$  length:  $2.9 \times 13$  cm) containing a force sensor used to detect the beginning and end of each trial. Six lifting and lowering movements (i.e. lifting: hips  $\rightarrow$  shoulders, hips  $\rightarrow$  eyes, shoulders  $\rightarrow$  eyes; lowering: shoulders  $\rightarrow$  hips, eyes  $\rightarrow$  hips, eyes  $\rightarrow$  shoulders) were performed with each box (6 and 12 kg) for a total of 12 conditions. Three trials were performed for each condition, for a total of 36 trials (Figure 41, see Blache et al. [35] and [36] for more details). Movements were performed in a randomised order, with 30-s rest periods in-between. In the present study, only the six trials when participants lifted the box from the hip to the eye-level shelves were analysed. Three of these trials were performed with the 6-kg box and three with the 12-kg one. Participants stood at a comfortable distance from the shelves so they could reach the box without moving their feet and used a natural lifting technique at a self-selected speed.



**Fig. 41.** Experimental set-up and representative subject during the box lifting task.

#### 3.1.2.2. *Data acquisition*

Hand contact force, EMG and kinematic signals were synchronously recorded with Vicon™ Nexus software at 2000, 2000 and 200 Hz, respectively. Force signals were acquired through the right instrumented handle of the box (Sensix SH2653-1106B3, Poitiers, France) and were solely used to detect the beginning and the end of each trial in the present study. Surface and intramuscular EMG signals (Trigno EMG Wireless System, Delsys, USA) were recorded from different muscles for different subgroups of participants, as indicated in Table 5. Surface EMG was recorded from the following seven muscles crossing the dominant glenohumeral joint: anterior deltoid (DELTA), lateral deltoid (DELTL), posterior deltoid (DELTP), pectoralis major (PECT), latissimus dorsi (LAT), biceps brachii (BB) and triceps brachii long head (TB). Electrodes were placed according to the SENIAM recommendations [176], after shaving and cleaning the skin with alcohol. Intramuscular EMG was recorded for the infraspinatus (INFRA), supraspinatus (SUPRA) and subscapularis (SUBSCAP) muscles [202, 393]. A series of 12 submaximal voluntary contractions were

performed to validate the electrode placement. Then, the same muscle contractions were performed twice at maximal voluntary intensity for normalisation purposes, in line with the recommendations of Dal Maso et al. [101].

**Tableau 5.** Sample size for each variable.

	<i>n</i> women	<i>n</i> men
Muscle		
Anterior deltoid	24	26
Lateral deltoid	25	26
Posterior deltoid	25	26
Pectoralis major	15	17
Latissimus dorsi	16	16
Supraspinatus	11	10
Infraspinatus	11	10
Subscapularis	11	9
Biceps brachii	25	26
Triceps brachii	24	24
Composite variables		
SumEMG <sub>delt</sub>	24	26
MF <sub>delt</sub>	22	24
SumEMG <sub>sEMG</sub>	14	16
MF <sub>sEMG</sub>	13	16
SumEMG <sub>1joint</sub>	11	9
MF <sub>1joint</sub>	9	8

Pelvis, trunk and upper-limb kinematic data was acquired with an 18-camera Vicon™ motion analysis system (Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK). Thirty-five markers were placed on participants' skin over the pelvis (4), trunk (6), clavicle (5), scapula (9), upper arm (7) and forearm (4), in line with the Jackson et al. [197] kinematic model. After marker placements, subjects maintained a static position in an anatomical stance, in order to scale the kinematic model.

### 3.1.2.3. *Data analysis*

Each EMG signal was first rebased by subtracting its mean value. Rebased EMG data were then filtered using a second-order, zero-lag 20–425 Hz Butterworth band-pass filter [269]. Filtered signals were then rectified, and EMG envelopes were extracted with a second-order zero-lag 5 Hz Butterworth low-pass filter. Finally, the EMG envelopes were normalised to each muscle's maximal voluntary activation (MVA).

As for kinematics, soft tissue artefacts were first reduced using a multibody kinematic optimisation model based on an extended Kalman filter [197]. Corrected marker positions were then introduced into Wu’s shoulder model [435] in OpenSim [112] for further analysis. The model was composed of 6 joints and 16 degrees of freedom (DOF; trunk [6 DOF], sterno-clavicular [2 DOF], acromio-clavicular [3 DOF], glenohumeral [3 DOF], elbow [1 DOF] and radio-ulnar [1 DOF]). The model was scaled using the static trial data. Generalised coordinates were then computed using inverse kinematics in OpenSim. Finally, muscle attachment sites and lines of action were extracted with the OpenSim muscle direction toolbox for the MF analysis [397]. When multiple lines of action were available for one muscle, the one that best fitted with the position of EMG electrodes was selected. EMG and kinematic data were time-normalised from 0% to 100% of movement duration.

The outcomes were the time histories of the muscle activity, the sum of normalised EMG signals (SumEMG, Hypotheses 1 and 2), and the MF (Hypotheses 3 and 4). The latter is an indicator of the selectivity of muscle activation [438] and is calculated as follows:

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

where  $EMG_i$  corresponds to the EMG normalised amplitude of the muscle  $i$  and  $\vec{d}_i$  us the muscle unit moment (i.e. the cross product between the line of action and the moment arm of the muscle). SumEMG and MF outcome measures were computed for three sets of muscles for practical and biomechanical reasons, as described in Table 6. Since the long heads of BB and TB have no direct insertions on the humerus, those muscles were not included in this analysis [35].

After averaging each participant’s time histories for the same box mass, the statistical nonparametric mapping [297] procedure, implemented by [311] in the spm1D Matlab toolbox for biomechanical data, was used to compare the entire time histories of our outcomes. This method prevents information loss associated with standard methods that

**Tableau 6.** Composite variable descriptions.

Variables	Muscles	Justification
SumEMG <sub>delt</sub> MF <sub>delt</sub>	DELTA DELT <sub>L</sub> DELT <sub>P</sub>	Uniarticular muscles accessible by surface EMG Greatest sample size
SumEMG <sub>sEMG</sub> MF <sub>sEMG</sub>	DELTA DELT <sub>L</sub> DELT <sub>P</sub> PECT, lat	Uniarticular and multiarticular muscles accessible by surface EMG
SumEMG <sub>1joint</sub> MF <sub>1joint</sub>	DELTA DELT <sub>L</sub> DELT <sub>P</sub> SUPRA INFRA SUBSCAP	Uniarticular muscles accessible by surface and intramuscular EMG

reduce time series into a single data point, while controlling for type  $\alpha$ -errors due to multiple comparisons. Nonparametric testing was chosen as it leads to qualitatively identical results than parametric testing, while being robust to non-normal and non-spherical data [312]. We thus tested the effects of sex (men vs women) and mass (6 kg vs 12 kg), and the interaction between these factors, on each muscle’s EMG activity, MF and SumEMG variables. When significant interactions were observed, men and women’s muscle activity at the same absolute (6 and 12 kg) and relative loads (women 6 kg vs men 12 kg) were compared using two samples t-tests. Post hoc paired t-tests (6 kg vs 12 kg) were also computed for each sex. All post hoc analyses were tested using the region of interest approach[313] with a Bonferroni correction ( $p = .0083$ ). To simplify the presentation of the results, isolated clusters of statistical significance lasting less than 5% of the movement duration were discarded, while clusters separated by less than 5% were merged [26]. For each significant main effect and post hoc test, Cohen’s  $d$  effect size (ES) statistic was computed across significant clusters [87, 224]:



$$ES = \frac{\bar{x}_2 - \bar{x}_1}{\text{pooled}_{SD}}, \text{ with}$$

$$\text{pooled}_{SD} = \sqrt{\frac{SD_{x_1}^2 \times (n_1 - 1) + SD_{x_2}^2 \times (n_2 - 1)}{n_1 + n_2 - 2}}$$

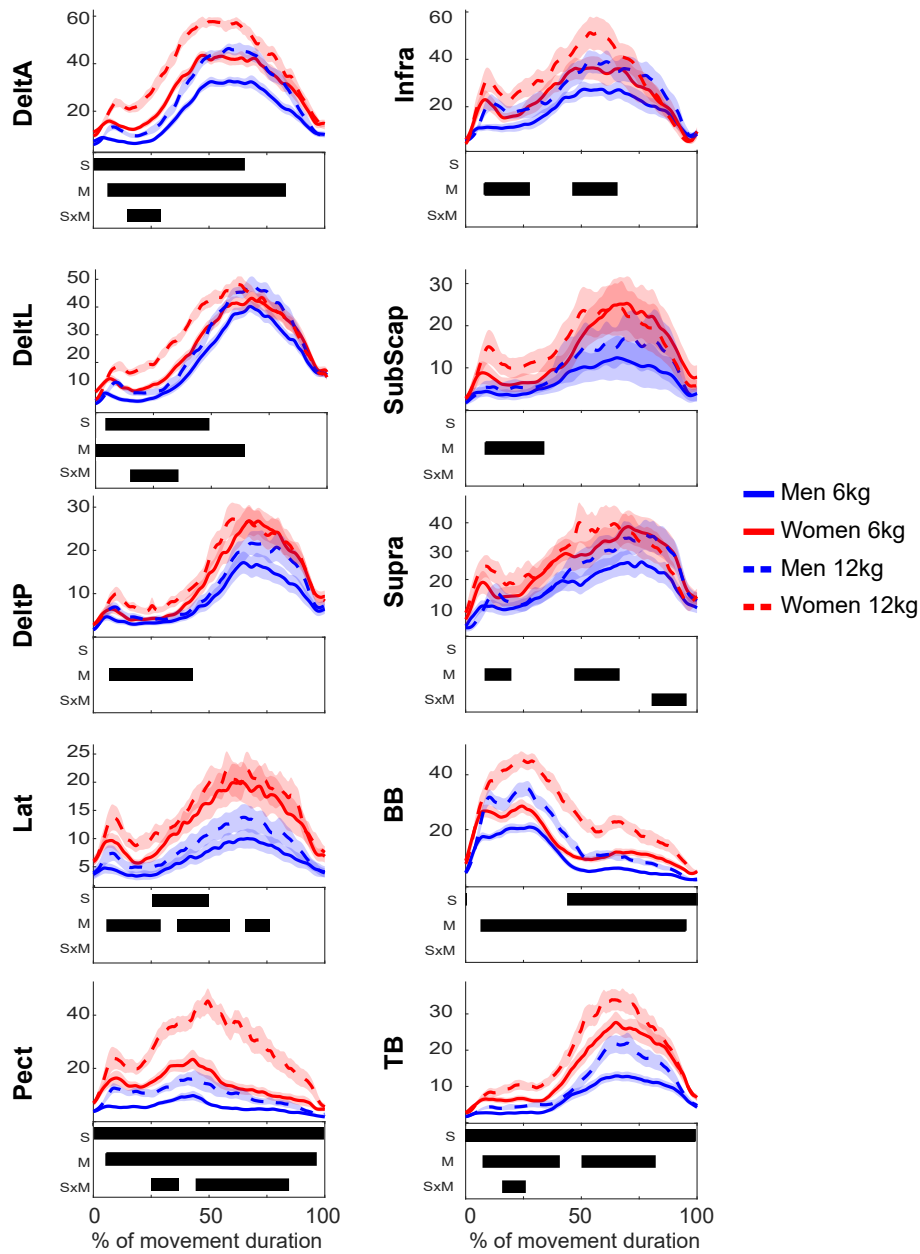
In this equation,  $x_1$  and  $x_2$  are the within-movement averages calculated for each subject and each condition by considering only the data points within significant clusters. The variables  $n_1$  and  $n_2$  are the sample sizes for each condition. The total duration of significant clusters (i.e. effect duration [ED]) was also extracted. ES was qualitatively interpreted as large ( $ES > 0.8$ ), moderate ( $0.8 > ES > 0.5$ ) or small/absent ( $ES < 0.5$ ), as suggested by Cohen [87]. Figures were generated with the gramm Matlab toolbox [286].

### 3.1.3. Results

The general profile of muscle activity during the lifting task was characterised by mostly two bursts of activity (Figure 42). The first one, from the beginning of the movement to  $\approx 25\%$  of the movement duration, was small in most muscles, but large in the BB and, to a lesser extent, in the PECT. The second (dominant) EMG burst started between 25% and 50% of the movement duration and finished at the end of the movement. The anterior and lateral deltoid muscles were the most active, followed by the supraspinatus (Appendix 1). The least active muscles were the subscapularis, the posterior deltoid and the latissimus dorsi.

#### 3.1.3.1. *Effects of sex and mass on individual muscle activity*

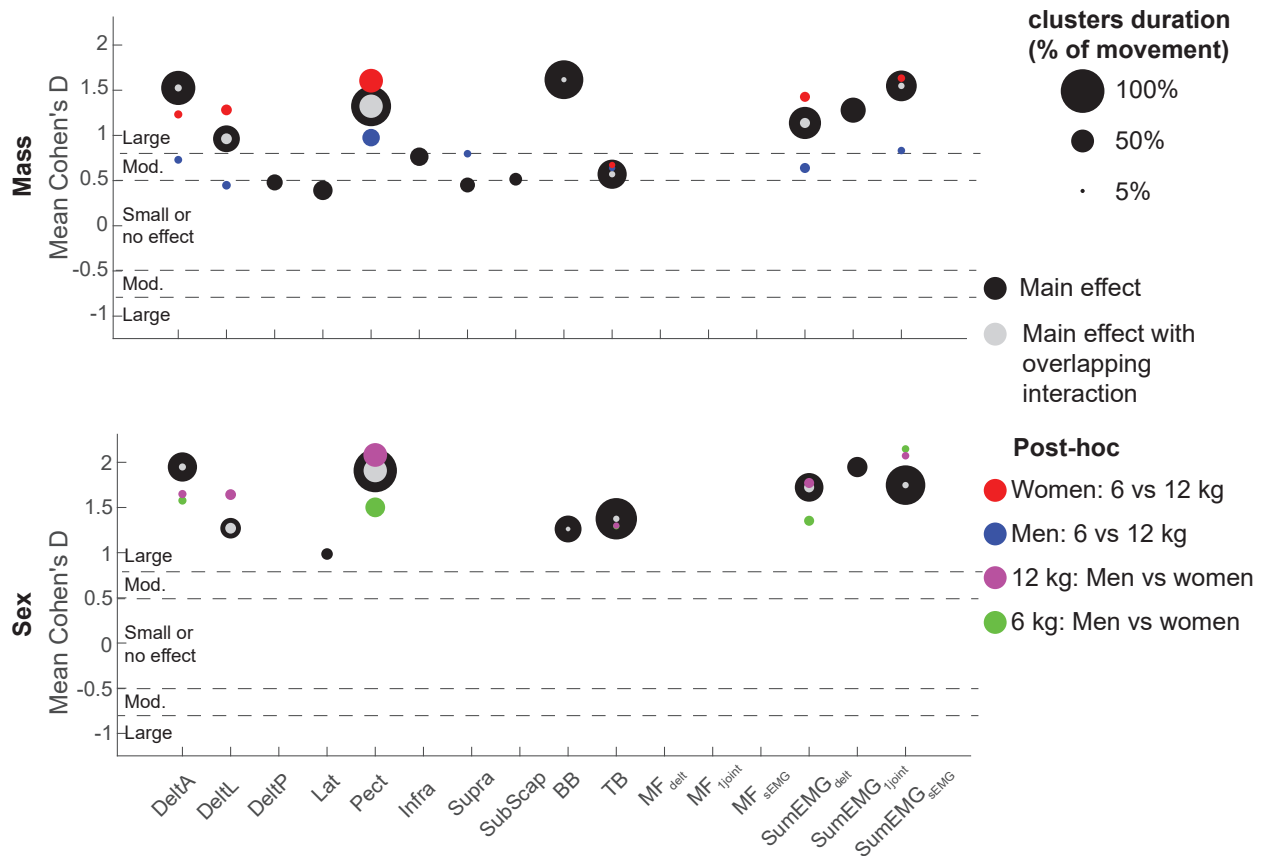
The activity of all recorded muscles was significantly influenced by the mass of the box; the heavier box resulted in greater EMG activity (Figures 42 and 43). This effect was more important during the lifting and transfer phases of the movement than during the deposit phase. Moreover, EMG increased more between the 6- and 12-kg boxes for prime



**Fig. 42.** Individual muscle activations when men and women lifted a 6- or a 12-kg box. The dark bands in the panel under each EMG waveform present clusters of statistically significant main effects of sex (S), mass (M) or sex  $\times$  mass interactions (S  $\times$  M).

movers (DELTA, DELTL, PECT and BB: ES = 0.96 – 0.1.62; ED = 59% – 91% of the movement duration) than for stabilisers (SUPRA, SUPRA and SUBSCAP: ES = 0.45 – 0.76; ED = 26% – 39% of the movement duration) and antagonists (DELTP, LAT and TB: ES = 0.39 – 0.57; ED = 34% – 65% of the movement duration) muscles. A similar pattern

was observed regarding the effect of sex on muscle activity. Women needed proportionally more muscle activation to lift a box than men in their prime mover muscles (ES = 1.26 – 1.95; ED = 45% – 100% of the movement duration) and, to a lesser extent, in their antagonists (ES = 0 – 1.37; ED = 0% – 94% of the movement duration). Moreover, while the increase in EMG activity with the box mass in those muscles was present for both sexes, it was more important for women (sex × mass interaction; Figure 42: post hoc tests p values; Figure 43: post hoc ES). No sex differences were observed in the activity of the rotator cuff muscles.



**Fig. 43.** Effect size averaged across significant clusters and effect duration for each statistical comparison. For main effects of sex and mass, SD was pooled across all conditions. For post hoc tests, SD was pooled across conditions compared.

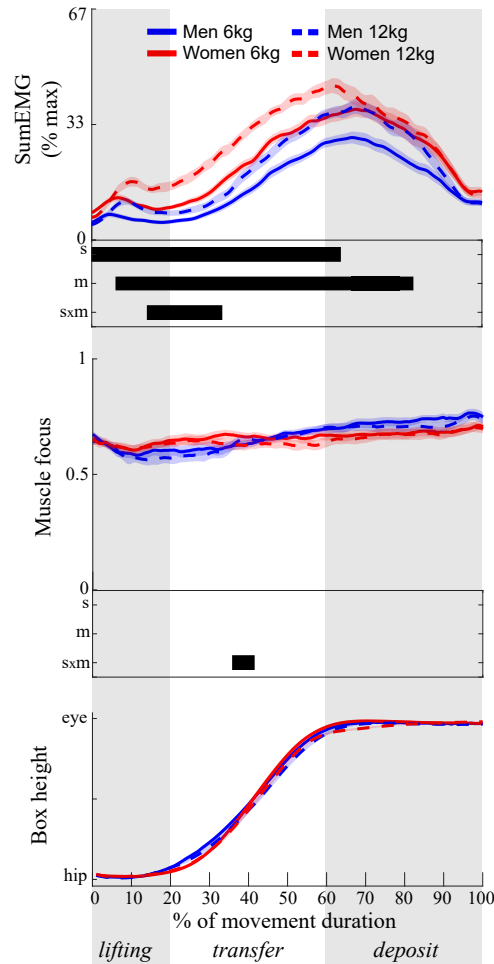
### 3.1.3.2. *Effects of sex and mass on composite measures of muscle activity amplitude (SumEMG) and coactivation (Muscle Focus)*

No matter which subgroup of muscles was analysed (Table 6), the main effects of mass (ES = 1.14 – 1.55; ED = 55% – 72%) and sex (ES = 1.72 – 1.95; ED = 44% – 90%) were observed for the SumEMG variables during most phases of the movement (Figure 44: SumEMG<sub>delt</sub>, Appendix 2: SumEMG<sub>1joint</sub>, Appendix 3: SumEMG<sub>SEM</sub>). Sex × mass interactions were observed for the SumEMG<sub>delt</sub> and SumEMG<sub>SEM</sub> variables during a small portion of the transfer phase, but not for the SumEMG<sub>1joint</sub>. Like individual muscle measurements, this interaction indicates that the increase in SumEMG variables from 6 to 12 kg was greater for women than for men (Figure 44).

As for the Muscle Focus variables, no main effects of sex or mass lasting more than 5% of the movement duration were observed (Figure 44, Appendix 2 and Appendix 3). A short sex × mass interaction was observed for the MF<sub>delt</sub> variable. Nevertheless, no significant post hoc test explained this interaction. Finally, none of the post hoc tests comparing men (12 kg) and women (6 kg) lifting a similar mass relative to their maximal force were significant for individual muscles or composite variables.

### 3.1.4. Discussion

This study assessed the activity and coactivation of glenohumeral muscles when men and women lifted 6 and 12-kg boxes from hip to eye level. As expected, women generated more muscle activity than men for a similar absolute load, and both men and women increased their muscle activity when lifting the heavier box. This increase in muscle activity was more important for prime mover muscles and for women. Despite these heterogeneous changes in muscle activity, sex and mass had minimal effects on the coactivation of glenohumeral muscles.



**Fig. 44.** SumEMG<sub>delt</sub> and MF<sub>delt</sub> when men and women lifted a 6- or a 12-kg box. The dark bands in the lower panel under each EMG waveform present clusters of statistically significant main effects of sex (S), mass (M) or sex × mass (S × M).

#### 3.1.4.1. General profile of muscle activity

Only few studies previously assessed the profile of upper limb muscle activity during a box lifting task [441, 35, 38], and none included rotator cuff muscles. The large burst of activity in the BB is probably more related to its action at the elbow joint, as participants flexed their elbows to bring the box close to their glenohumeral centre of rotation at the beginning of the movement [259]. As for the PECT muscle, its action early in the movement might serve to stabilise the box through horizontal adduction [6]. The second burst of activity contains the peak activity of most muscles. As previously reported, prime mover muscles during the lifting task are the DELTA and DELTL muscles [35, 38]. As for

rotator cuff muscles, the infraspinatus was the most activated, and the subscapularis the least. These results are opposite to what was expected from our recent musculoskeletal modelling studies based on static optimisation [36, 38]. Many factors may influence force-sharing and muscle activation estimated by static optimisation, such as the cost function optimised, the model parameters and the computed joint kinematics [47]. An important amount of coactivation was present during most of the movement, with the mean Muscle Focus variables ranging from  $0.39 \pm 0.09$  ( $MF_{\text{SEMG}}$ ) to  $0.66 \pm 0.08$  ( $MF_{\text{delt}}$ ). Such coactivation levels are hardly reproducible by standard static and forward optimisation cost functions [288, 26].

#### 3.1.4.2. *Effects of mass and sex on muscle activity*

As expected (hypothesis 2), participants produced more muscle activity to lift the 12-kg than the 6-kg box. Furthermore, women's muscles were more activated (hypothesis 1), relative to their maximal activation, than men's, when they lifted boxes of similar mass. Indeed, women lifting the 6-kg box needed muscle activity levels similar to those of men lifting the 12-kg box, reaching activity levels up to 48% of MVA in the anterior deltoid. This result is consistent with several studies that showed that women's maximal force is 30%–60% lower than men's for various upper limb muscle groups [135, 166, 118]. Multiple biological factors can explain the lower strength in women than in men such as their lower muscle cross-sectional areas and lever arms, as well as a their smaller absolute and relative number of fast-twitch muscle fibres [91]. Although the effects of mass and sex were more important for agonist than antagonist muscles, this imbalance was not sufficient to induce significant changes in Muscle Focus variables. In a previous paper from our group focussing only on male participants [35], the Muscle Focus ( $MF_{\text{SEMG}}$ ) was not affected by the mass of the box lifted, which is in line with the current results (hypothesis 3). We were, however, expecting that women would limit the coactivation of their antagonist muscles, leading to a higher Muscle Focus than in men, especially for the heavier box (hypothesis 4). This motor strategy would have minimised the production of antagonist torques, thereby decreasing the total muscle activity exerted and the associated metabolic

cost of each effort. Meanwhile, insufficient muscle coactivation may compromise joint stability [407, 38] and contribute to the risk of shoulder disorders [356, 45]. Yet, sex did not influence the Muscle Focus. The lack of effects of mass and sex may indicate that the glenohumeral coactivation patterns are robust to these factors, although there is also the possibility that the Muscle Focus is not sensitive enough to capture real differences in coactivation.

To the best of our knowledge, no studies assessed the sex differences in glenohumeral muscles coactivation during a dynamic task. Anders et al. [6] mapped the activation of 12 glenohumeral and scapular muscles during isometric contractions performed in multiple directions and postures. Their results suggest that women produced more coactivation of stabilising muscles during most of the studied isometric contractions. However, such sex differences in glenohumeral muscle coactivation were not observed in the current study. Differences between those results and ours could reflect the task-specificity of the sex differences in muscle coactivation patterns and/or may be related to the metrics used in each study. Very few studies used the Muscle Focus metric to document differences in muscle coactivation between groups of participants or motor tasks [438, 439]. It is therefore still difficult to interpret the sensitivity of this variable. Yao et al. [438, 439] showed a lower Muscle Focus between shoulder and elbow muscles in stroke participants than in healthy controls during isometric shoulder abduction and elbow flexion. In Blache et al. [35], we showed a trend for a decrement in Muscle Focus (equivalent to  $MF_{SEMG}$ ) when male participants lifted a box to their eye level compared with lifts to their shoulder level. Those studies provide evidence that the Muscle Focus has some sensitivity, although they did not report the effect sizes of their results. Still, the fact that, in our study, the Muscle Focus was not able to capture the heterogeneity in individual muscles' EMG differences with sex and mass (i.e. greater differences in prime movers than in antagonists or stabilisers) suggests that its sensitivity may be limited. Also, in a previous article, we showed that only women changed their kinematic strategy when they lifted a heavier box [259]. It appears

unlikely that these changes in coordination observed at the joint level are not related to an altered muscle coordination pattern. Further validation studies are needed.

#### 3.1.4.3. *Impacts for musculoskeletal risks and prevention*

Our results suggest that variables related to the amplitude of muscle activity, rather than to the patterns of muscle coactivation, may better explain the higher risk of shoulder musculoskeletal disorders in women. According to the revised NIOSH lifting equation, it would be expected that more than 90% of women and almost all men would be able to safely lift a 12-kg box from hip to eye height twice every minute during an 8-hour shift (revised lifting index = 0.97, Appendix 4) [422]. A recent review of studies investigating the relationship between the revised lifting index and low back disorders found a range of lifting indices between 0 and 9.37 for various groups of workers, with within-studies mean values  $\leq 1.5$  [247]. It is therefore likely that the lifting task used in our laboratory study was similar to many occupational situations. Still, the 90<sup>th</sup> percentile of the anterior deltoid activity observed in the current study, while participants lifted the 12-kg box was  $62.7 \pm 8.5\%$  of MVA for women and  $50.4 \pm 8.4\%$  MVA for men (Appendix 1). These muscular efforts appear considerable to sustain in an occupational setting. In a previous study, we showed that women, but not men, significantly changed their inter-joint coordination between a 6-kg and a 12-kg box [259]. Taken together, the high level of muscle activation and the kinematic compensations observed in women suggests that lifting 12-kg boxes may be excessive for the average woman included in our study. It must be noted that a significant amount of overlap between men and women can be observed in many of our outcome measures (Appendix ). This overlap suggests that jobs involving lifting such as the task in the present study should be as biomechanically safe for many men and women, arguing against systematic job segregation. In addition to excluding women from the workforce, such practice may even lead to unexpected health injury risks for women doing "light work" [272]. However, a greater proportion of women than men might need workplace interventions to decrease the shoulder loads relative to their maximal capacity



and remain productive and safe in MMH jobs. These interventions may include physical activities for improving their maximal capacity [81] and/or workplace adaptations and technological supports to decrease the MMH-related absolute load [108, 229]. Unfortunately, research conducted on technological solutions targeting MMH tasks, such as exoskeletons, is almost exclusively performed with male participants [108]. Technological developments guided by these studies may not consider some characteristics and needs specific to women.

#### 3.1.4.4. *Limitations and future directions*

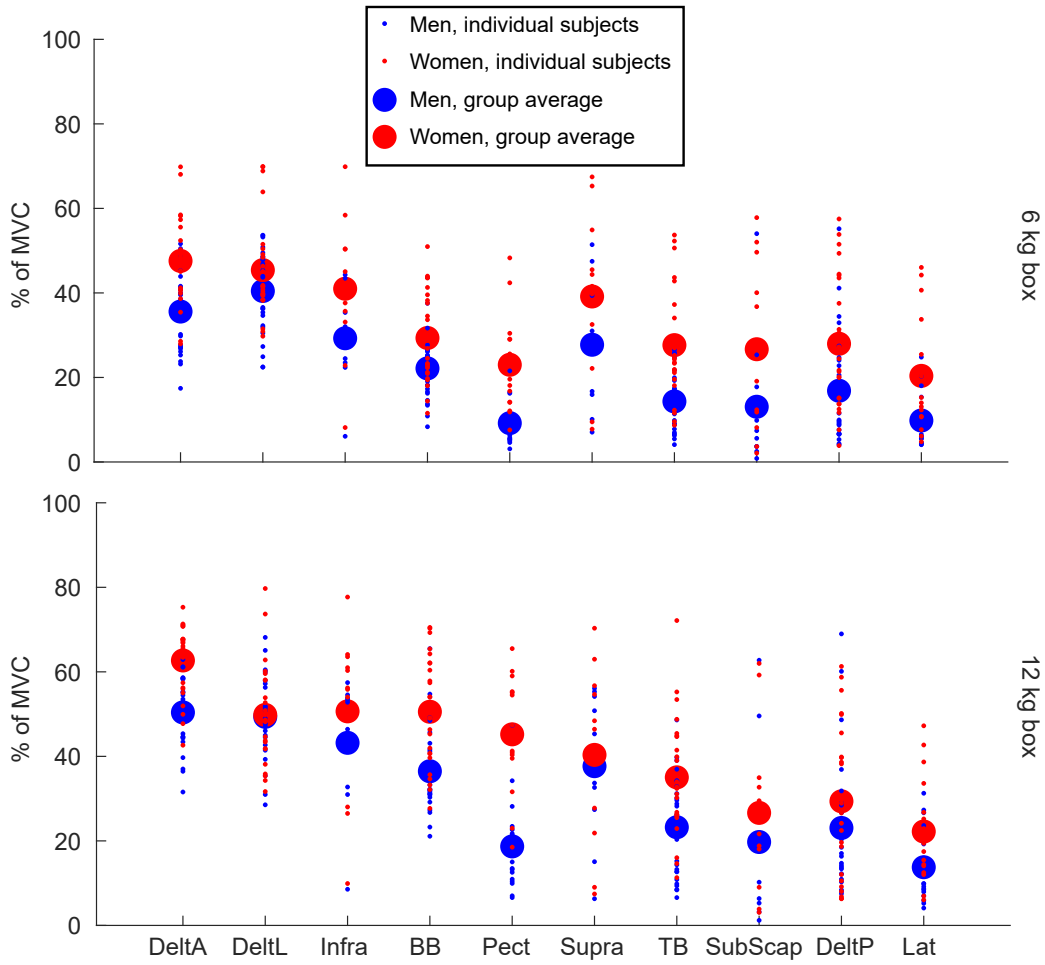
The study reported in this article presents some limitations. First, some muscles have been collected only for a subset of participants. Therefore, the statistical power may have been an issue for some of the variables, especially those involving rotator cuff muscles. Indeed, although no significant sex differences were observed for individual rotator cuff and posterior deltoid muscles, a closer inspection of Figure 42 showed that women's mean values were always higher than those of men. However, the effect sizes ( $ES = 0.57 - 0.63$ ) for these muscles were much lower than for the DELTA, PECT, BB and BB ( $ES = 1.32 - 1.90$ ). Therefore, although a greater sample size could have changed some statistical results, the heterogeneity of the effects of sex and mass between muscles would have remained apparent. As discussed previously, the Muscle Focus may not be sensitive enough to detect changes in coactivation patterns with sex and mass. Its value depends on each muscle's line of action, which in turn is affected by the choice of the musculoskeletal model, and by the estimated joint kinematics [47]. Moreover, the choice of muscles included in Muscle Focus computations can affect the results. In the current study, the Muscle Focus was lower when it was computed from both uniarticular and multiarticular muscles ( $MF_{SEMCG}$ ), compared to solely uniarticular ones ( $MF_{delt}$  and  $MF_{joint}$ ). Moreover, the muscles not directly attached to the humerus (e.g. long heads of biceps and triceps brachii) were not implemented. An optimal approach would be to integrate all muscles acting at the glenohumeral joint when calculating the Muscle Focus, which is very challenging as it involves the consideration of a substantial number of EMG

recordings. However, the combination of measured EMG (e.g. for surface muscles) and muscle activation estimated from musculoskeletal modelling (e.g. for deep muscles) may offer a suitable alternative. Moreover, such an approach may improve the validity of the modelled muscle activation and forces, as using only static optimisation procedures underestimate muscle coactivation [288]. Furthermore, while we are confident that, in our sample, women had less strength than men given our results (Figure 43, lower panel) and the published literature [135, 166, 118], we did not directly measure this parameter. Indeed, each individual's shoulder strength would have been very interesting to assess as it could have allowed us to quantify the contribution of sex differences in strength to the sex differences observed on EMG activation during the lifting task.

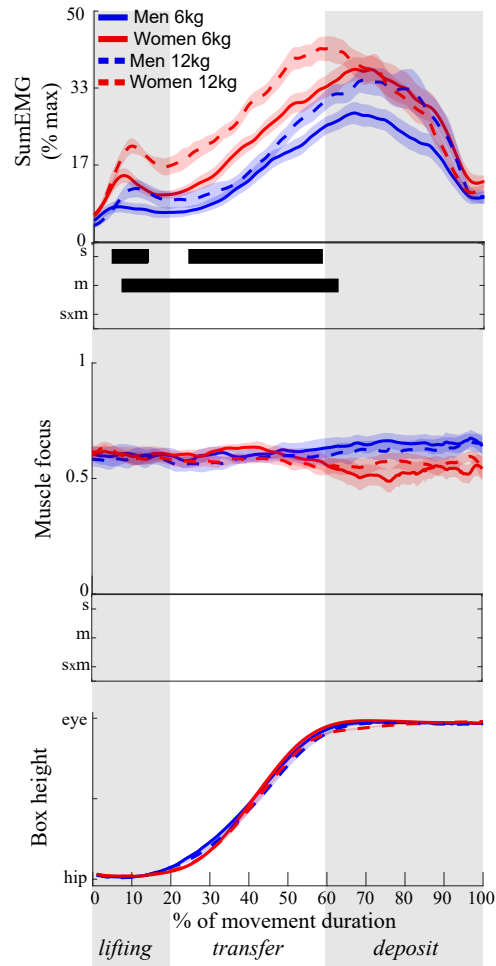
### **3.1.5. Conclusion**

Women generate significantly more EMG in most of the recorded upper limb muscles, relative to their maximum, compared to men, when lifting a box from hip to eye level. This is even more apparent when participants lifted the heavier box. Yet, muscle coactivation during box-lifting, which is much higher than predicted by musculoskeletal modelling studies, is not affected by the load lifted, or by the participant's sex. Although the Muscle Focus may lack some sensitivity, our data suggest that sex differences in strength, more than in glenohumeral coactivation patterns, may contribute significantly to the higher risk of shoulder musculoskeletal disorder in women during MMH.

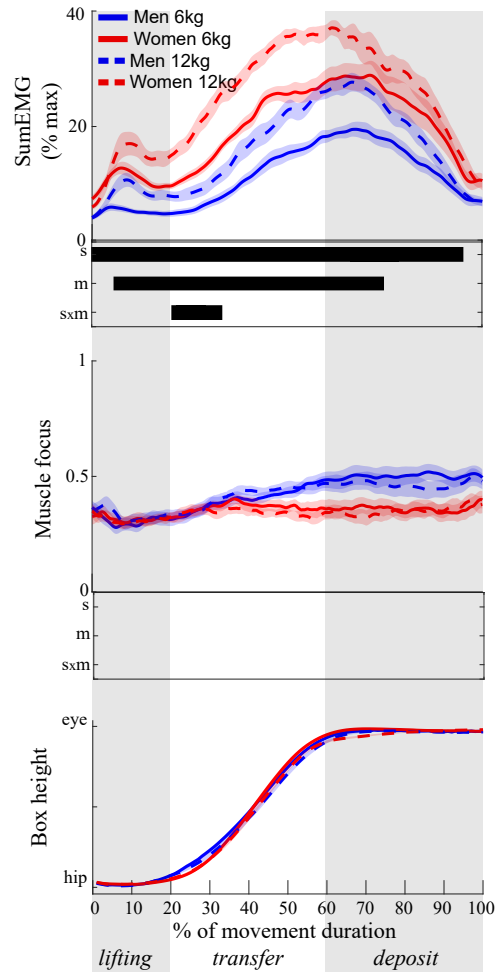
### **3.1.6. Appendix**



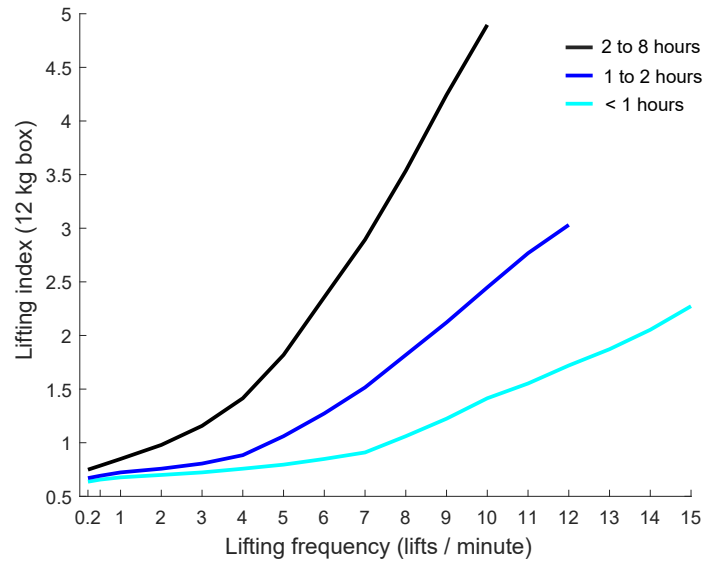
**Appendix 1.** 90<sup>th</sup> percentile of the muscle activity.



**Appendix 2.** SumEMG<sub>1joint</sub> and MF<sub>1joint</sub> when men and women lifted a 6- or a 12-kg box. The dark bands in the lower panel under each EMG waveform present clusters of statistically significant main effects of sex (S), mass (M) or sex × mass (S × M).



**Appendix 3.** SumEMG<sub>SEM</sub> and MF<sub>SEM</sub> when men and women lifted a 6- or a 12-kg box. The dark bands in the lower panel under each EMG waveform present clusters of statistically significant main effects of sex (S), mass (M) or sex × mass (S × M).



**Appendix 4.** Lifting index in relation to the lifting frequency for a 12 kg box and shift duration.

# Chapitre 4

---

## Développement d'indicateurs musculo-squelettique en manutention

### 4.1. Article n.º4

Dans cet article, nous introduisons plusieurs indicateurs musculo-squelettiques — la somme des activations et des forces musculaires ainsi que le temps passé avec un risque élevé de dislocation de l'humérus — pour estimer les différences de contraintes musculo-squelettiques et de stabilité glénohumérale entre des femmes et des hommes réalisant une tâche de manutention.

Cet article a été coécrit par Romain Martinez, Najoua Assila, Étienne Goubault et Mickaël Begon. Romain Martinez a effectué environ la moitié de la collecte de données, tandis que l'autre moitié a été réalisée par des étudiants du laboratoire avant son arrivée en 2016. Romain Martinez a effectué le nettoyage, le traitement et l'analyse statistique des données. Najoua Assila a effectué les ajustements du modèle musculo-squelettiques (ajustement des lignes d'action, des objets de contournements et des longueurs musculaires). Romain Martinez a écrit l'article, guidé par les conseils, remarques et ajustements de tous les co-auteurs.

# Sex differences in upper limb musculoskeletal biomechanics during a lifting task

Romain Martinez, Najoua Assila, Etienne Goubault and Mickaël Begon

**Abstract:** Women experience higher prevalence of work-related upper limb musculoskeletal disorders compared to men. Previous studies have investigated the biological, kinematic and electromyographic sex-related differences during a lifting task but the actual differences in musculoskeletal loads remain unknown. We investigated the sex differences in three musculoskeletal indicators: the sum of muscle activations, the sum of muscle forces and the relative time spent beyond a shear-compression dislocation ratio. A musculoskeletal model was scaled on 20 women and 20 men lifting a 6 or 12 kg box from hip to eye level. Women generated more muscle forces and activations than men, regardless of the lifted mass. Those differences occurred when the box was above shoulder level. In addition, women might spent more time beyond a shear-compression dislocation ratio. Our work suggests higher musculoskeletal loads among women compared to men during a lifting task, which could be the result of poor technique and strength difference.

## Highlights:

- We investigated sex differences in upper limb biomechanics during a lifting task.
- Women generated higher muscle forces and activations when working above shoulder level.
- Women might spend more time beyond a glenohumeral shear-compression dislocation ratio.
- Such indicators can be used to estimate the underlying musculoskeletal loads.
- Practitioners could use those indicators to evaluate work technique.

---

Article accepted in [Applied Ergonomics](#)

Received: 21 October 2019

Accepted: 27 March 2020

DOI: [doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103106](https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103106)



### 4.1.1. Introduction

Upper limb musculoskeletal disorders (ULMDs) are the most prevalent occupational health problems affecting manual workers, with an incidence rate of about 32% and 10 days away from work in the United States of America [58, 251, 394]. They result in increased production costs, lost work time, disability and may affect the worker's quality of life [134, 218, 305, 330]. ULMDs are common, and have many causes. Combinations of poor technique [282], forceful work, heavy lifting [22], repetitive [168] and overhead work [234] are well-established physical risk factors. A number of individual risk factors for ULMDs have been established as well. Aside obesity [251], age [49] and coexisting medical conditions [419], being a female worker is associated with a higher prevalence of ULMDs [186, 282, 391, 416]. The biological characteristics that may explain the difference in the prevalence of upper limb injury between women and men are partially documented and are mainly related to anthropometry, muscle composition and strength differences [91]. Yet, the consequence of these biological differences on the movement's biomechanics remains unclear.

Much of the available evidence of the sex effect on occupational biomechanics comes from studies that either use systematic observation and interviews [99] or only consider the trunk and lower limbs [243, 324, 325]. In our previous works, we investigated the sex-related difference in terms of kinematics [259] and electromyography (EMG) [51] during a dynamic manual handling task involving the upper limb. The first study used a new kinematics indicator—the joint contribution—to show sex-related differences in lifting technique, which is a known risk factor of ULMD [206]. We found that women used their elbows and wrists more to lift a 12 kg box between hip and eye levels compared to men. Women's handling technique seems to be altered when lifting a 6 kg box since they relied mostly on their glenohumeral joint. These differences occurred when the box was above shoulder level and regardless of the mass lifted by men. Using the same task, EMG and muscle focus as an indicator of muscle coactivation, the second study showed that women generated a higher relative EMG amplitude when lifting a 6 or 12 kg box compared

to men. Sex, however, did not seem to affect muscle coactivation. While these findings highlight a sex specific lifting technique and muscle activation patterns, they do not draw a complete picture of the sex-related differences during a manual handling task involving the upper limb.

To better understand the link between the biomechanical indicators previously developed and the higher prevalence of ULMDs in women, quantitative assessments of musculoskeletal loads should be considered [148]. Several musculoskeletal models have been developed to estimate shoulder loading in ergonomic settings, with various degrees of complexity [115, 329]. Although they are based on assumptions about the dynamics of human movement, they avoid in vivo measurement of shoulder joint loads that would be invasive and difficult to achieve in work settings. Ergonomic models based on series of static postures, such as the 3D Static Strength Prediction Program, will underestimate internal forces [148], since they do not consider velocities and accelerations during dynamic tasks. The development of the OpenSim musculoskeletal modelling platform [112] has democratized the use of dynamic musculoskeletal models that are sufficiently detailed and useable to be relevant in occupational biomechanics [209, 289].

The current study aims to use an OpenSim musculoskeletal model of the upper limb to describe sex differences in musculoskeletal biomechanics during a dynamic and realistic lifting task. We believe that the biological, kinematic and EMG differences previously described would lead to higher musculoskeletal loads in women compared to men. The purpose of this investigation is twofold. First, it would put into perspective the conclusions drawn from the kinematic and EMG indicators, which will help us understand the sex specificity of the lifting movement. Second, this study could provide recommendations for effective technique that reduce exposure to ULMDs, as it was done for the back and the lower limbs [324, 325].

#### **4.1.2. Materials and methods**

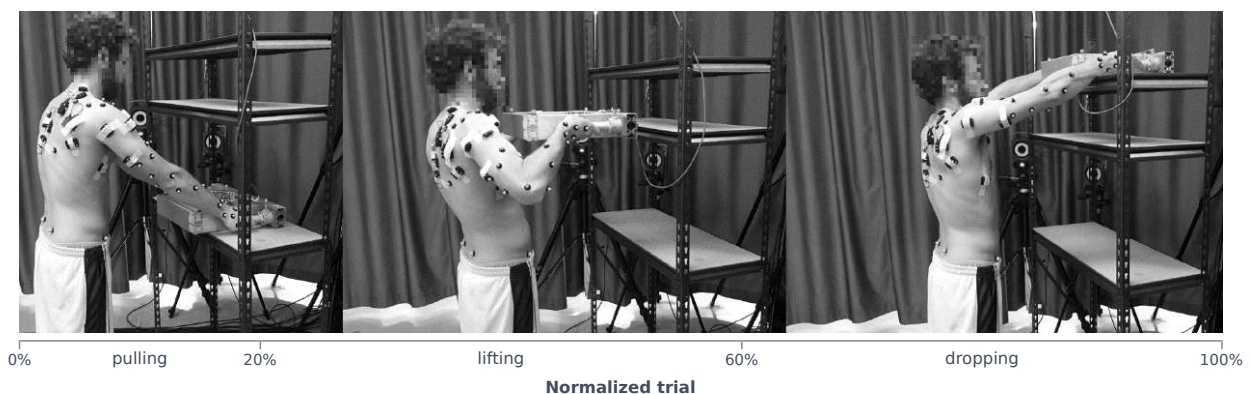
We used a subset of the participants present in Martinez et al. [259] and Bouffard et al. [51], as well as the same experimental procedures and data collection summarized below.

#### 4.1.2.1. Participants

Forty healthy participants, including 20 women ( $21.4 \pm 1.9$  years;  $167.7 \pm 7.1$  cm;  $61 \pm 8.9$  kg) and 20 men ( $24.9 \pm 3.2$  years;  $179.3 \pm 7.9$  cm;  $75.1 \pm 12.1$  kg) took parts in this study. Participants could safely perform physical activity, were free from self-reported musculoskeletal disorders and none reported significant disability related to their upper extremity or their back (see further details in Martinez et al. [259] and Bouffard et al. [51]). Participants were fully advised of the experimental content and each of them provided written informed consent. The research protocol was approved by the University of Montreal Ethics Committee (No. 15-016-CERES-P).

#### 4.1.2.2. Experimental procedures

After a static trial, participants moved an instrumented box of 6 and 12 kg between two shelves. Shelf heights were adjusted at the hip and eye levels of each participant (Figure 45). We set the box mass at 6 and 12 kg, which corresponds to the maximum acceptable mass in our configuration [375]. Three lifts were performed for each mass in random order with 30 s rest periods in-between, with additional recovery time when needed. The movement was split into three phases: the pulling (1-20% of the trial), lifting (21-60%) and dropping (61-100%) phases (Figure 45).



**Fig. 45.** The pulling (from 0 to 20% of the trial), lifting (21-60%) and dropping (61-100%) phases of the lifting task.

#### 4.1.2.3. *Data collection*

The right handle of the box was instrumented with a 6-degree-of-freedom force sensor (Sensix, Poitiers, France) used to measure external forces and define the beginning and the end of each trial. Markers kinematics were recorded with a Vicon<sup>TM</sup> motion analysis system (Oxford Metrics Ltd, Oxford, UK) and the Jackson et al. [197] markers model. Assuming that the left and right sides of the upper body behaved symmetrically during a symmetrical lifting task [51, 259, 298], only the right side of the participant was evaluated.

#### 4.1.2.4. *Data processing*

All musculoskeletal computations were carried using the OpenSim software API [112] and batch processed with the Pyomeca and Pyosim Python libraries [260]. The generalized coordinates were computed by inverse kinematics from a custom scaled Wu et al. [435] upper extremity model (details in Appendix 1). Then, muscle activations and forces were estimated by static optimization from the generalized coordinates and external forces measured with the instrumented box [8, 131]. These muscle forces were resolved by minimizing the sum of squared muscle activations. Residual actuators, that account for the non-modelled passive structures [178], have been added for all joints. Finally, the glenohumeral joint reaction forces were calculated. These forces correspond to the internal loads applied on the joint. The glenohumeral forces were expressed in the local reference frame of the glenoid. From these forces, we reported the relative time spent beyond a shear-compression dislocation ratio ( $\frac{\text{shear}}{\text{compression}} > 56\%$  [115]). Three ULMD risk indicators were extracted from this data processing: (1) the sum of muscle activations, (2) the sum of muscle forces and (3) the relative time spent beyond a shear-compression dislocation ratio.

#### 4.1.2.5. *Statistics*

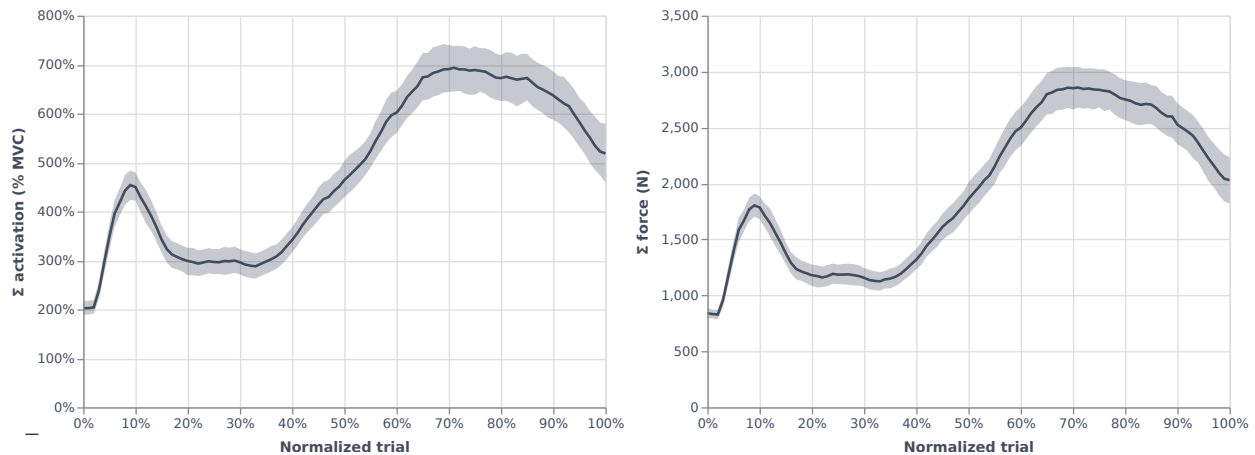
Time series risk indicators (sum of muscle activations and forces) were time normalized to 1000 data points. Women and men were then compared using the statistical parametric mapping procedure implemented in the `spm1d` Python library [310]. This technique avoids the information loss associated with standard methods which reduce time series into a single, arbitrary, data point (such as mean or median) while controlling for type  $\alpha$  error due to multiple comparisons. Nonparametric testing [297] was chosen as it leads to results qualitatively identical to parametric testing, while being robust to non-normal and non-spherical data [312]. We tested the main and interaction effects between sex (women *vs* men) and mass (6 kg *vs* 12 kg) on the three ULMD risk indicators with a nonparametric two-way ANOVA. Each significant difference was reported with the cluster duration, the mean difference, the p-value and the Cohen [87]  $d$  effect size (ES). ES was interpreted as large ( $ES \geq 0.8$ ), medium ( $0.8 > ES \geq 0.5$ ) or small ( $ES < 0.5$ ). While the analyses described above make it possible to analyse time series, statistical inferences were also carried on empirical cumulative distribution functions (ECDF). The ECDF evaluated at  $x$  is defined as the fraction of the points of data which are  $\leq x$ . Thus, the ECDF can be graphically represented as the percentile ( $x$ -axis) associated with each value ( $y$ -axis). This method allows exploring distribution objectively, without choosing any parameters as opposed to other techniques (number of binning classes for histograms or bandwidth for kernel density estimation).

### 4.1.3. Results

#### 4.1.3.1. *General description*

The sum of muscle activations over time during the lifting task is characterized by two peaks (Figure 46, left panel). The first peak ( $454 \pm 210\%$  MVC) appears in the middle of the pulling phase (9% of the trial) while a higher second peak ( $694 \pm 343\%$  MVC) appears in the middle of the dropping phase (71% of the trial). The sum of muscle forces follows a similar pattern (Figure 46, right panel). A first peak ( $1805 \pm 728$  N) occurs in the middle

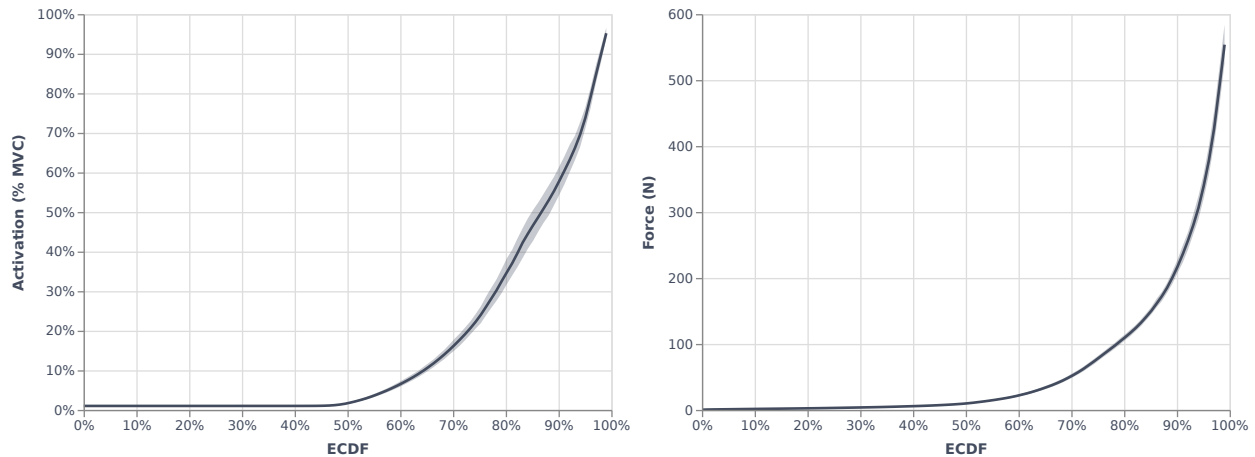
of the pulling phase and a second peak ( $2858 \pm 1303$  N) in the middle of the dropping phase.



**Fig. 46.** Mean (lines) and 95% confidence interval (areas) of the sum of muscle activations (left panel) and sum of muscle forces (right panel) over time.

With regard to the density of muscle activations of all muscles (Figure 47, left panel), half of the data is associated with low activation ( $1 \pm 0\%$  MVC) while the other half has higher activation ( $31 \pm 31\%$  MVC). About 60% of the data are below  $7 \pm 5\%$  MVC, 80% of the data are below  $35 \pm 23\%$  MVC and 100% are below  $95 \pm 10\%$  MVC. The density of the muscle forces (Figure 47, right panel) is also delimited by half of the data associated with a low forces ( $4 \pm 3$  N) and the other half with higher forces ( $125 \pm 149$  N). About 60% of the data are below  $23 \pm 11$  N, 80% of the data are below  $110 \pm 33$  N and 100% below  $554 \pm 216$  N.

The distribution of muscle activations (Figure 48, left panel) reveals that several muscles are weakly activated (100% of the time  $<20\%$  MVC), particularly the TMAJ, TRIC, PECM3, DELT3, PECM2, SBCL, CORB, TRP4, PMN. The five most activated muscles are TRP1, INFSP, DELT1, DELT2 and TRP2—each with a large activation range (10-80% MVC). Similarly, the distribution of muscle forces (Figure 48, right panel) reveals that many muscles are lightly involved (100% of the time  $<100$  N) (TMAJ, RMJ2, SBCL, PECM3, RMJ1, PMN, CORB, PECM2, DELT3 and TRP3) and a similar muscles group with high forces (INFSP, DELT2, DELT1, LAT, TRP1).

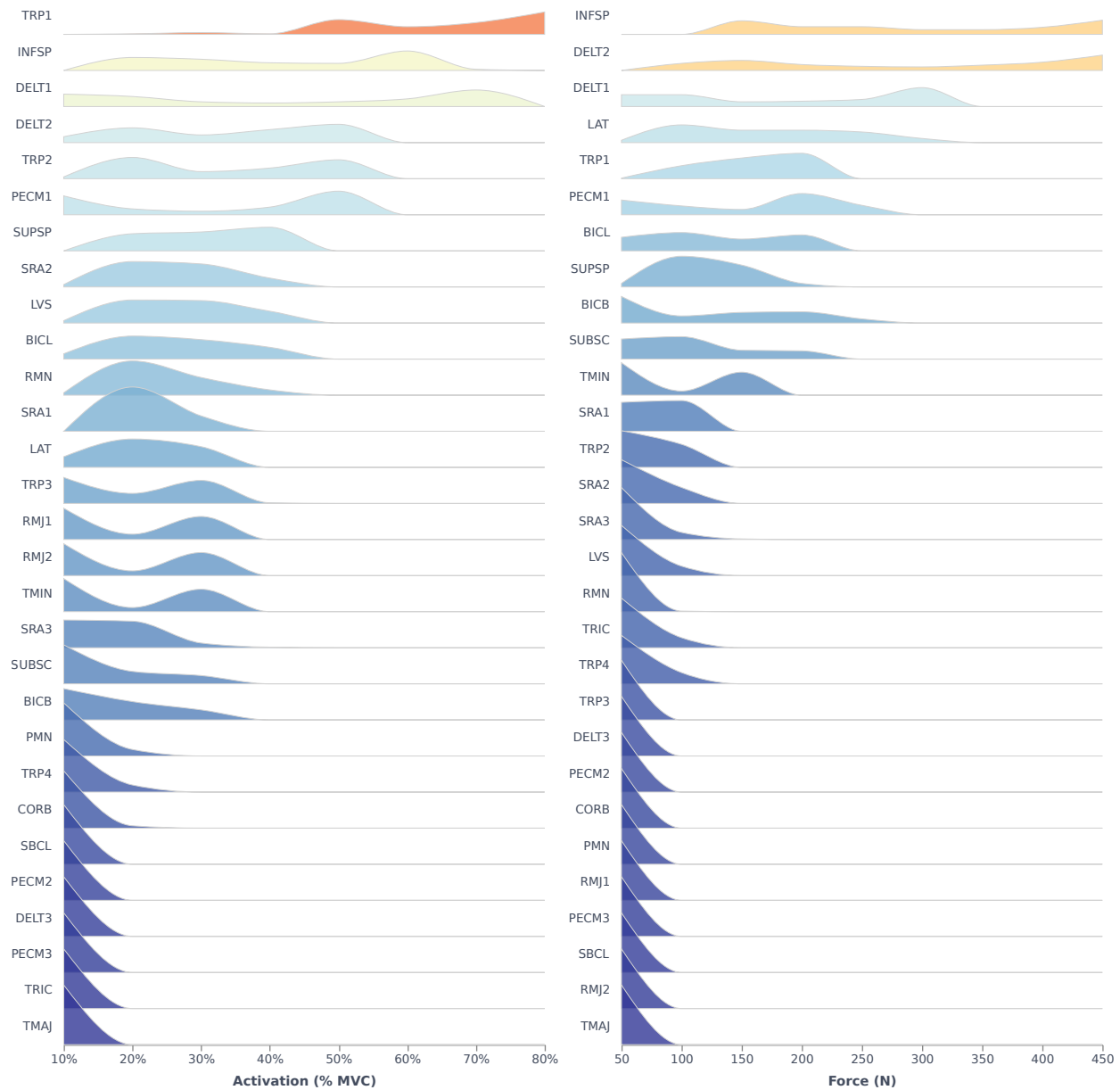


**Fig. 47.** Mean (lines) and 95% confidence interval (areas) of the empirical cumulative distribution function (ECDF) of muscle activations (left panel) and muscle forces (right panel). The ECDF evaluated at  $x$  is defined as the fraction of the data points that are  $\leq x$ .

#### 4.1.3.2. Sex and mass main effects

The sum of muscle activations (Figure 49, top panel) is higher in women during the dropping phase (sex main effect from 55 to 99%; +202% MVC;  $p < 0.001$ ; ES = 0.61 [medium]) and with a 12 kg box during the pulling phase (mass main effect from 8 to 23%; +146% MVC;  $p < 0.001$ ; ES = 0.73 [medium]). Similarly, the sum of muscle forces (Figure 49, bottom panel) is higher in women during the dropping phase (sex main effect from 77 to 99%; +763 N;  $p < 0.001$ ; ES = 0.59 [medium]) and with a 12 kg box during the pulling phase (mass main effect from 8 to 24%; +535 N;  $p < 0.001$ ; ES = 0.74 [medium]). The 12 kg box also generates higher muscle forces during the dropping phase (mass main effect from 68 to 79%; +614 N;  $p = 0.002$ ; ES = 0.49 [small]).

The density of high intensity muscle activations (Figure 50, upper panel) is higher in women (sex main effect from 65 to 95<sup>th</sup> percentiles; +13% MVC;  $p < 0.001$ ; ES = 0.51 [medium]) and with a 12 kg box (mass main effect from 90 to 99<sup>th</sup> percentiles; +13% MVC;  $p < 0.001$ ; ES = 0.56 [medium]). The density of high muscle forces (Figure 50, bottom panel) is also higher in women (sex main effect from 58 to 80<sup>th</sup> percentiles; +10 N;  $p = 0.001$ ; ES = 0.39 [small] and from 88 to 99<sup>th</sup> percentiles; +68 N;  $p = 0.002$ ; ES = 0.44

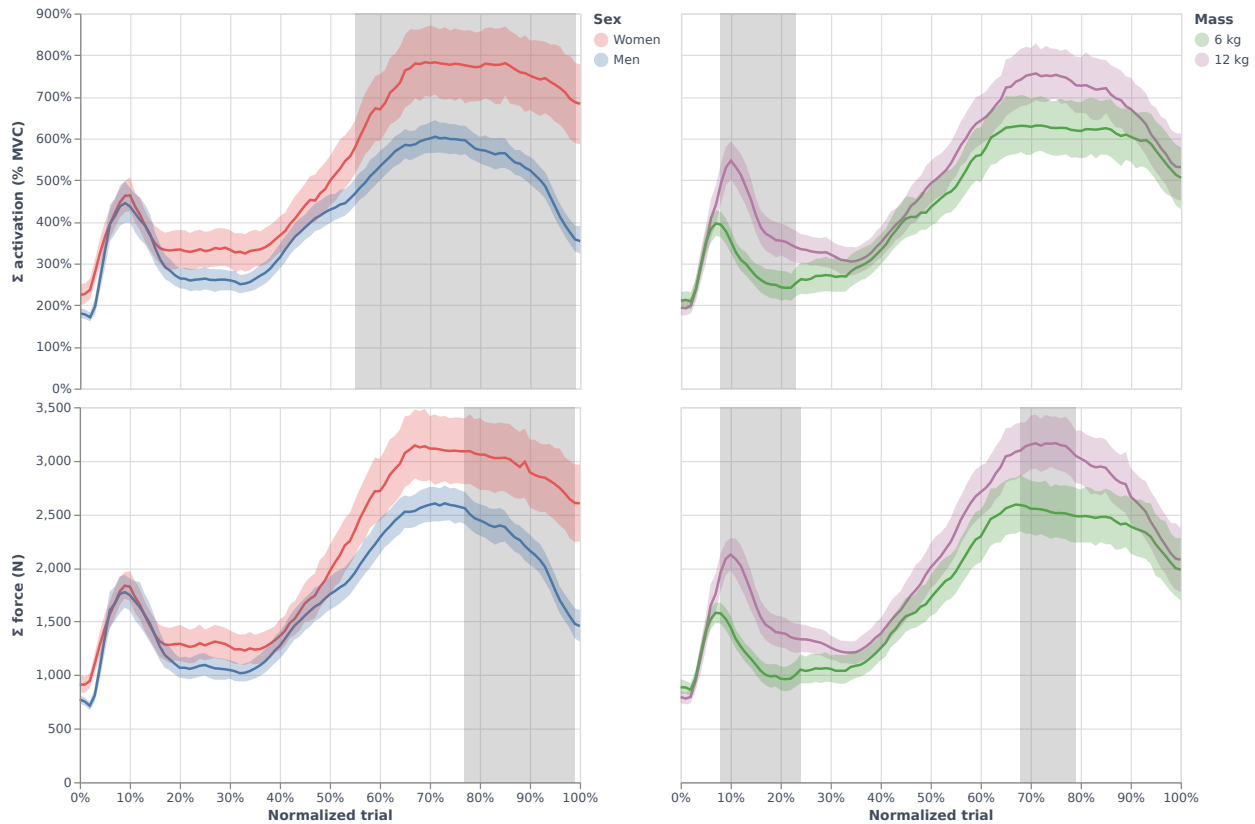


**Fig. 48.** Distribution of muscle activations (left panel) and muscle forces (right panel) for each muscle of the musculoskeletal model. The muscles are classified in descending order. The distribution is approximated by kernel density estimation and normalized so that the sum of each distribution is equal to 1. Muscle abbreviations are defined in Appendix 1.

[small]) and with a 12 kg box (mass main effect from 67 to 97<sup>th</sup> percentiles; +27 N;  $p < 0.001$ ; ES = 0.24 [small]).

The relative time spent beyond a shear-compression dislocation ratio (Figure 51) is higher in women (sex main effect; +5%;  $p = 0.045$ ; ES = 0.29 [small]) and remains constant between 6 and 12 kg (no mass main effect).





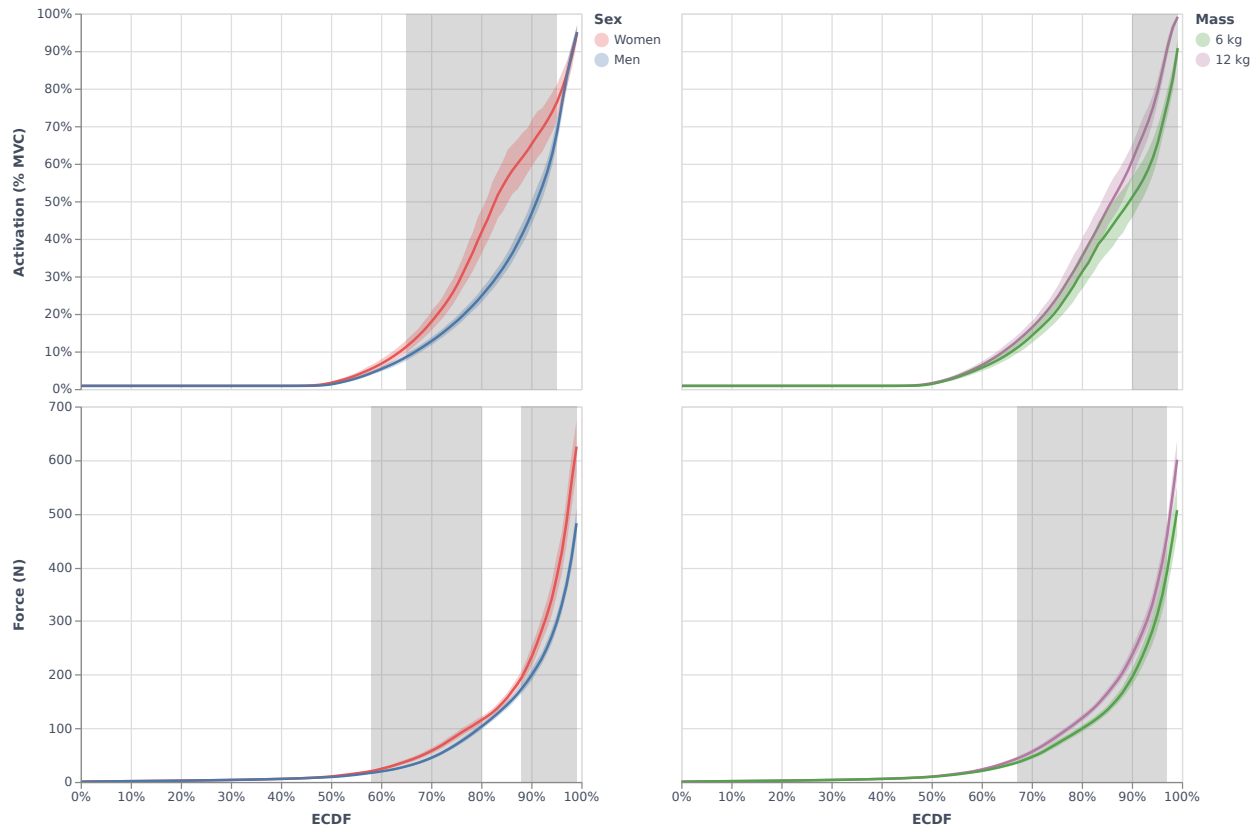
**Fig. 49.** Mean (lines) and 95% confidence interval (areas) of the sum of muscle activations (upper panels) and sum of muscle forces (lower panels) with the sex (left panel: women in red and men in blue) and mass (right panel: 6 kg in green and 12 kg in purple) main effects. A grey area is represented in the presence of a significant effect over time.

#### 4.1.4. Discussion

In this study, we investigated the sex and mass effects on three musculoskeletal indicators when women and men lifted 6 kg and 12 kg boxes from hip to eye level. As hypothesized, women generated more muscle force and activation than men, regardless of the mass lifted. Those differences occurred during the dropping phase, when the box was above shoulder level. In addition, women appear to spent more time beyond a shear-compression dislocation ratio.

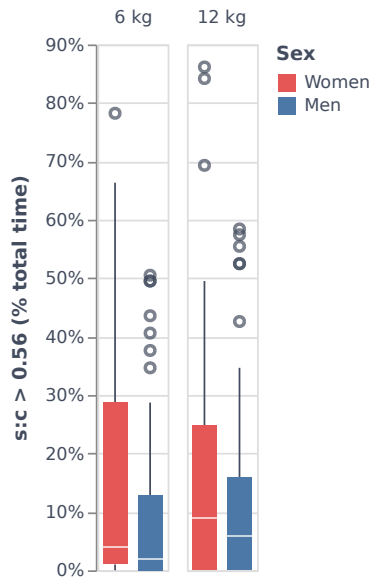
##### 4.1.4.1. General profile of muscle forces and activations

As previously reported in EMG [51], our results show that participants generated two distinct peaks of muscle forces and activations during the pulling and dropping phases.



**Fig. 50.** Mean (lines) and 95% confidence interval (areas) of the empirical cumulative distribution function (ECDF) of muscle activations (upper panels) and muscle forces (lower panels) with the sex (left panels: women in red and men in blue) and mass (right panels: 6 kg in green and 12 kg in purple) main effects. The ECDF evaluated at  $x$  is defined as the fraction of the data points that are  $\leq x$ . A grey area is represented in the presence of a significant effect.

Those two peaks appear when the box is the furthest from the trunk (Appendix 2) leading to a longer–ineffective–lever arm which decreases the mechanical efficiency of the lift. The second peak reached a higher force and activation amplitude, probably due to elongated muscle lever arms when participants lifted the box higher, which requires more muscle activation to stabilize the upper limb. As the muscle force and activation increase with the box height, the risk of upper limb injury is also likely to increase [36]. A wide range of studies already pointed out that exposure to above-shoulder work contributes to degenerative damage to the rotator cuff (see van der Molen et al. [401] for a review) and should be avoided. Similarly and as expected, a heavier box generates higher musculoskeletal stresses when the box is the furthest from the trunk. This is in accordance with



**Fig. 51.** Boxplot of the relative time spent beyond a shear-compression dislocation ratio by sex (women in red and men in blue) and mass (6 kg on the left panel and 12 kg on the right panel) with median (horizontal lines), first-third interquartile range (bars), first-third interquartile range multiplied by 1.5 times the interquartile difference [ $Q1 - 1.5 \times IQR$ ;  $Q2 + 1.5 \times IQR$ ] (vertical lines). Data beyond the end of the whiskers are considered outliers (points).

the literature [35, 441] and our EMG study [51] and suggest lifting lighter boxes to avoid ULMDS.

The anterior and lateral deltoids are the prime movers during box lifting tasks [38, 36, 51]. Our results show that these muscles are highly solicited, in terms of muscle force and activation. In agreement with Blache et al. [36], the upper trapezius and infraspinatus also showed high forces and activations. These muscles participate in arm elevation [2, 132] and their contribution increases with the lifting height [36, 175]. Although we expected for antagonists (e.g., posterior deltoid, triceps brachii) and stabilizing (e.g., coracobrachialis, teres major) muscles to be less activated than agonists, our results show that the contribution of these muscles is almost null. The static optimization cost function—which minimize the sum of squared muscle activations—is well known to neglect the stabilization and coactivation components [153, 205] and could explain why half of our data points are close to zero.

#### 4.1.4.2. *Kinematic, electromyographic and musculoskeletal evidences of the sex-related differences*

The physiological differences between women and men are well documented (see Côté [91] for a review) and result with women's lifting strength ranging between 40 and 70% of men's Kumar [220]. For a given load, women are thus closer to their maximum capacity than men. While the kinematic differences reported in Martinez et al. [259] depend on the mass lifted by women, no sex-mass interaction was reported in Bouffard et al. [51] and in this study. For any men-women mass ratio (100%: 6–6 kg and 12–12 kg; 50%: 6–12 kg), women still have higher EMG [51], muscle forces and muscle activations. This suggests that, either a 50% mass reduction is not sufficient to control for strength differences, or that strength alone does not explain the musculoskeletal differences. If the first suggestion is proven, acceptable weights should be reviewed as it would be expected that 90% of women would be able to safely lift a 12 kg box from hip to eye level twice every minute for an 8-hour shift [422, 424]. The second suggestion seems more plausible—while strength alone does not explain EMG and musculoskeletal differences, the kinematics adaptations in response to a different box mass-strength ratio could. Women would compensate for their strength deficits with a safe technique, but surprisingly the opposite happens and in a different way depending on the box mass. We showed that women use more the glenohumeral joint [259] and keep the box further from the trunk (Appendix 2) to lift a 6 kg box compared to men. In addition to increasing loading on the spine [256], this technique could also increase forces located at the shoulder joint during extreme range of motion [210]. An increase in the mass to lift can change coordination to reduce the amount of muscle effort required [59], but still women use their lower limbs less than men to lift a 12 kg box (Appendix 2). By taking more contribution to the box height, the use of lower limbs could reduce shoulder stress [210]. Thus, men would systematically use a safer technique than women for all the weights we considered, which could explain why women have higher musculoskeletal loads in our study.

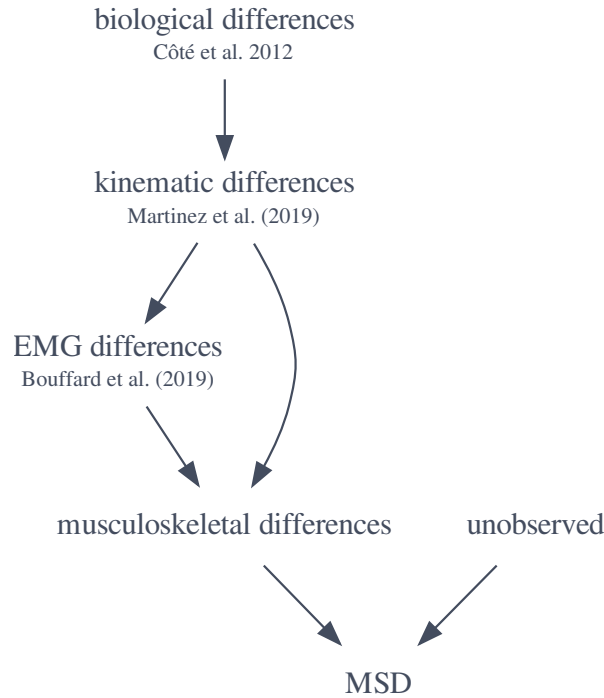
It seems unlikely that the kinematic alterations just described do not lead to a different muscle coordination scheme. During the experimental task, women indeed generated a higher sum of muscle activations and forces than men during the dropping phase. Bouffard et al. [51] also reported higher muscle activation in women, particularly for prime movers. While both studies have specific limitations, they both point to similar conclusions. In both studies, the muscle activation in the 90<sup>th</sup> percentile reached by women seems to be a major muscular effort to be maintained in professional settings (around 65% MVC in women against 50% MVC in men).

We have also shown that women might spend more time with a high risk of humerus dislocation. A greater muscle activation, muscle force and glenohumeral contribution during the handling task will indeed increase the solicitation of passive structures and alter the glenohumeral stability [28]. This high ratio of shear and compression forces imposes high stresses on the stabilizing muscles and thus increases the risk of developing ULMD. The infraspinatus, anterior deltoid and lateral deltoid muscles are all three stabilizers of the humerus [38, 437] and are also the muscles with the highest sum of muscle forces in our dataset. This underlines the importance of strengthening those muscles for manual handling workers to maintain shoulder stability and avoid injuries [363].

Women generally work more often and for a longer time than men in an overhead position [99]. The sex-related differences reported in our three studies occurred mainly in this position, which is considered a risk factor for shoulder injuries [10, 100, 159] and the leading cause of rotator cuff tear [306, 406].

As a summary, our previous works in kinematics [259] and EMG [51] showcased sex-related differences during a box lifting task. In this study, we found evidence of a sex effect on musculoskeletal indicators. These three categories of indicators are, by definition, dependent on each other. Taken together, however, they do provide an overview of the complex interaction between biomechanical variables that could explain the higher prevalence of ULMD among women (Figure 52). This interaction starts with the biological differences mentioned in Côté [91]. Women would compensate for these biological

differences by altering their lifting technique, as reported in [259]. These kinematic differences will then influence muscle activations, reported in [51], and the musculoskeletal loads mentioned in this study. Greater musculoskeletal loads—in addition to unobserved factors—may explain the higher prevalence of upper limb injury in women.



**Fig. 52.** Conceptual framework to link the biomechanical evidences underlying the sex-related differences in the prevalence of upper limb ULMD.

#### 4.1.4.3. Methodological considerations

To properly interpret the results of this study, it is necessary to consider some methodological points concerning the experimental task, the scaling of the musculoskeletal model and the static optimization. First, we designed the experimental task to control for sex effect on deposit height (shelf adjusted at eye level) and box mass (6 and 12 kg). We showed a sex main effect regardless of the mass. It would be preferable to measure the maximum strength of each participant and adjust the box mass accordingly to control for strength effect on our variables. Second, many simplifying hypotheses are required when creating a musculoskeletal model, whether on muscle parameters or on muscle forces

distribution to solve muscle redundancy. One of the first limitations comes from the validation of the muscle trajectories of the Wu et al. [435] model performed on simple movements compared to our complex handling task. In addition, the use of a generic model does not allow the musculoskeletal parameters to be personalized for each participant. As a result, inter-individual variability is reduced and the activation or strength of certain muscles may be overestimated. The adaptation of a musculoskeletal model to various populations and to a task above the shoulders involved many technical challenges, particularly in terms of muscle trajectories (Appendix 1). Despite the above limitations, few biomechanical, ergonomic or musculoskeletal studies include so many participants from specific populations ( $n = 40$ ). Third, muscle forces and activations estimated from static optimization can be influenced by several factors such as the cost function, the model parameters and the joint kinematics [47, 153]. The main limitation of our static optimization is that it does not consider muscle co-activation with a least square cost function [205]. Several solutions exist to obtain physiological activations. The implementation of a non-dislocation constraint on the humerus [38] to ensure that the balance of muscular forces is oriented towards the glenoid, the tracking of EMG signals [322] or a direct dynamic approach with EMG signals tracking [26] are some of them. Bouffard et al. [51] have shown that sex has no effect on glenohumeral muscle co-activation, which nuances the need to include co-activation in the study of sex-related differences during a lifting task.

#### 4.1.4.4. *Implications*

Work-related musculoskeletal injury is a complex multi-causal phenomenon. Our results suggest a careful consideration of sex during ergonomic interventions on overhead tasks. With our work on kinematics, EMG and musculoskeletal modelling, we developed new biomechanical ULMD risk indicators. The development of synthetic indicators is a step towards objective quantification of exposure to physical risk factors. They can be used to evaluate a particular work task or technique and estimate the underlying musculoskeletal loads. They are, for example, already applied in ergonomics investigation to

report the expertise-related difference during a lifting task [154]. In our case, these synthetic indicators reinforced known recommendations and emphasized the importance of a proper lifting technique on musculoskeletal loads and by extension ULMD prevalence. In order to mitigate the musculoskeletal loads on the upper limb during a lifting task, we recommend a technique that keeps the box closer from the trunk, reduces above shoulder work, makes greater use of the lower limbs and reduces the glenohumeral joint contribution. Practitioners may also consider adapting the work environment to include lighter boxes, stabilizing muscle strengthening sessions and more generally physical activity to improve muscle strength and endurance. These incentives are particularly recommended for female workers to compensate for the strength differential compared to men. Taken together, our studies on kinematics [259], EMG [51] and musculoskeletal biomechanics suggest that it is crucial for practitioners to give a special attention to women during above-shoulder work. Our indicators show that the biomechanical loads are higher in women compared to men while working above shoulder, which is critical for the development of shoulder injury [401]. It would therefore be necessary to adapt workload in women working in such position. Beyond sex-related differences, we defend an ergonomic practise based on a process tailored to each worker and based on multidisciplinary scientific works.

#### **4.1.5. Appendix**

##### *4.1.5.1. Appendix 1. Custom Wu shoulder model*

##### *Arm muscles*

Two lines of action for the biceps brachii, and the long head of the triceps brachii were added to the model to account for the contribution of the arm muscles to the glenohumeral joint.



### *Wrapping objects*

We modified the wrapping objects to avoid sudden changes in muscle trajectories, lighten the model and duplicate objects to prevent using a single object for several muscles. Wrapping object dimensions were modified as needed while preserving the muscles lengths. The active quadrants of the wrapping objects have been identified to reduce singular points. Ellipsoidal objects have been reduced to a minimum, and replaced by cylindrical objects. This change should reduce the computation time, without influencing the trajectories for our range of motion.

### *Muscle lengths*

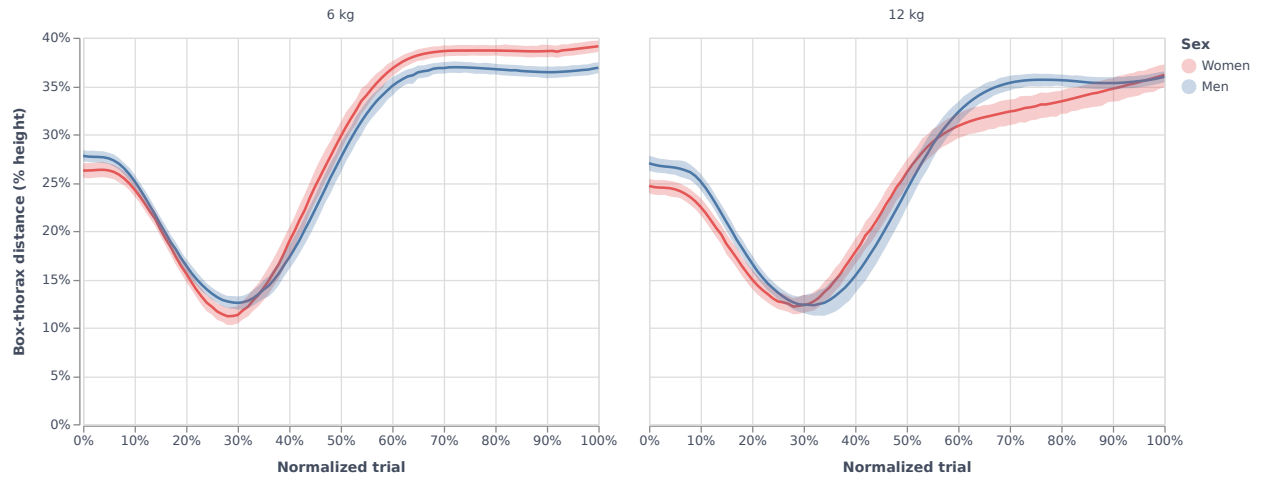
We modified the normalized muscle lengths to maintain them within a physiological range [0.5; 1.5]. We analysed muscle lengths during high amplitude trials for all participants to identify muscles with low (generation of minimal effort) or high (high passive force) lengths. The normalized lengths of these muscles have been modified by changing the optimal fibre lengths and/or changing the dimensions of the wrapping objects. The modifications were made, while respecting the initial values of the lever arms of each muscle with respect to each degree of freedom. The modified muscles are the anterior serratus anterior, the rhomboid and the pectoralis minor.

### **Muscle abbreviations**

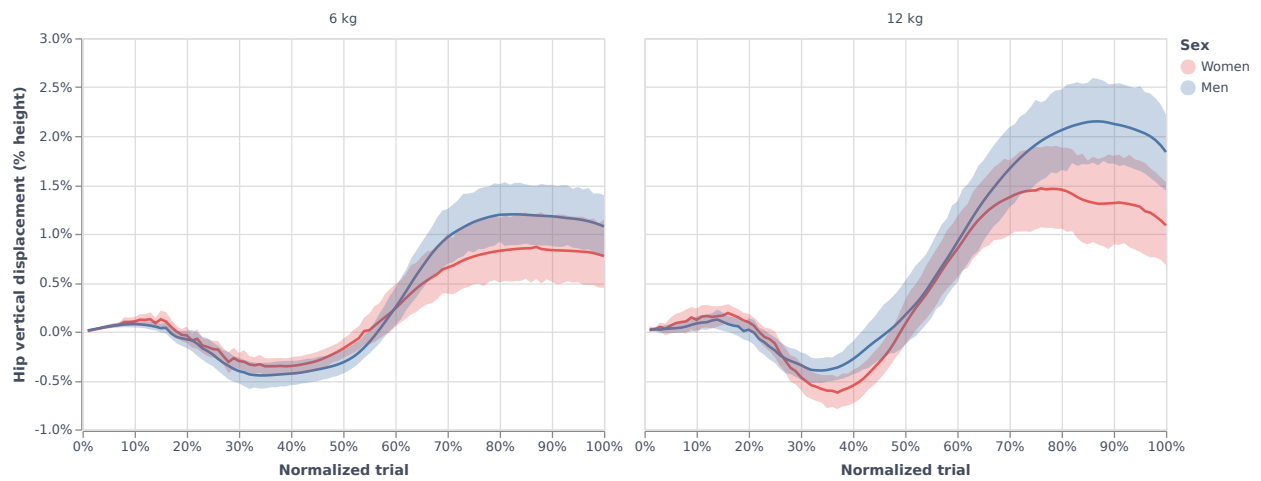
#### *4.1.5.2. Appendix 2. Box-thorax distance and hip displacement*

**Tableau 7.** Muscle abbreviations used in the Wu et al. [435] shoulder model.

Abbreviation	Muscle
BICB	Biceps brachii short head
BICL	Biceps brachii long head
CORB	Coracobrachialis
DELTA1	Anterior deltoid
DELTA2	Medial deltoid
DELTA3	Posterior deltoid
INFSP	Infraspinatus
LAT	Latissimus dorsi
LVS	Levator scapulae
PECM1	Pectoralis major superior
PECM2	Pectoralis major medial
PECM3	Pectoralis major inferior
PMN	Pectoralis minor
RMJ1	Rhomboid major superior
RMJ2	Rhomboid major inferior
RMN	Rhomboid minor
SBCL	Subclavius
SRA1	Serratus anterior anterior
SRA2	Serratus anterior medial
SRA3	Serratus anterior inferior
SUBS	Subscapularis
SUPSP	Supraspinatus
TMAJ	Teres major
TMIN	Teres minor
TRIC	Triceps brachii
TRP1	Upper trapezius
TRP2	Middle trapezius superior
TRP3	Middle trapezius inferior
TRP4	Lower trapezius



**Fig. 53.** Mean (lines) and 95% confidence interval (areas) of the box-thorax distance expressed in percentage of the participant's height by sex (women in red and men in blue) with a 6 kg (left panel) and 12 kg (right panel) box.



**Fig. 54.** Mean (lines) and 95% confidence interval (areas) of the hip vertical displacement distance expressed in percentage of the participant's height by sex (women in red and men in blue) with a 6 kg (left panel) and 12 kg (right panel) box.



# Chapitre 5

---

## Développement d'un logiciel libre d'analyse biomécanique

### 5.1. Article n.º5

Ce cinquième et dernier article introduit *pyomeca*, notre logiciel libre d'analyse biomécanique. Il a été coécrit par Romain Martinez, Benjamin Michaud et Mickaël Begon. Romain Martinez a développé le code source du logiciel, avec les commentaires de Benjamin Michaud. Romain Martinez a développé l'intégralité de la documentation, des exemples et des tutoriels. Romain Martinez a écrit l'article, guidé par les conseils, remarques et ajustements de tous les co-auteurs.

# Pyomeca: An Open-Source Framework for Biomechanical Analysis

Romain Martinez, Benjamin Michaud and Mickael Begon,

## 5.1.1. Statement of Need

Biomechanics is defined as the study of the structure and function of biological systems by means of the methods of mechanics [172]. While musculoskeletal biomechanics branches into several subfields, the data used are remarkably similar. The processing, analysis and visualization of these data could therefore be unified in a software package. Most biomechanical data characterizing human and animal movement appear as temporal waveforms representing specific measures such as muscle activity or joint angles. These data are typically multidimensional arrays structured around labels with arbitrary metadata (Figure 55). Existing software solutions share some limitations. Some of them are proprietary [102] or based on closed-source programming language [117, 291]. Others do not leverage labels and metadata [421, 161, 411]. `pyomeca` is a Python package designed to address these limitations. It provides basic operations useful in the daily workflow of a biomechanical researcher such as reading, writing, filtering and plotting, but also more advanced biomechanical routines geared towards rigid body mechanics and signal processing. By offering a single, efficient and flexible implementation, `pyomeca` standardizes these procedures, freeing up valuable research time, thereby allowing researchers to focus on the scientific research questions at hand.

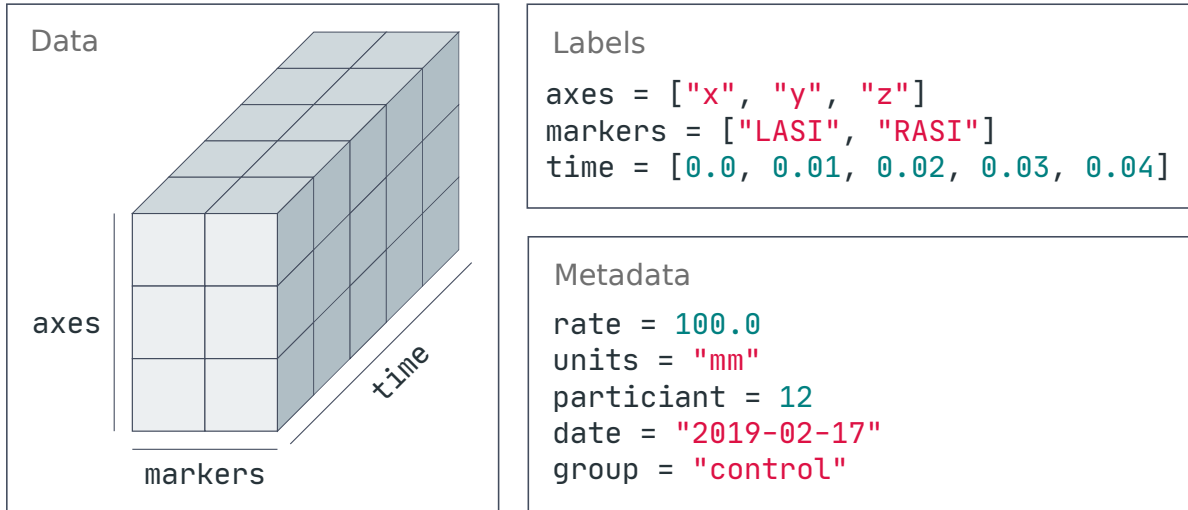
---

Article accepted in [The Journal of Open Source Software](#)

Received: 03 July 2020

Accepted: 03 Septembre 2020

DOI: [doi.org/10.21105/joss.02431](https://doi.org/10.21105/joss.02431)



**Fig. 55.** An example of musculoskeletal biomechanical data with skin marker positions. These data are inherently multidimensional and structured around labels. Metadata are also needed to inform about important features of the experiment.

### 5.1.2. Summary

As a Python library, *pyomeca* enables extraction, processing and visualization of biomechanical data for use in research and education. It is motivated by the need for simpler tools and more reproducible workflows allowing practitioners to focus on their specific interests and leaving *pyomeca* to handle the computational details for them. *pyomeca* builds on the core scientific Python packages, in particular *numpy* [421], *scipy* [411], *matplotlib* [191] and *xarray* [188]. By providing labeled querying and computation, efficient algorithms and persistent metadata, the integration of *xarray* facilitates usability, which seems to be relevant in a context where scientists do not always receive extensive training in programming. *xarray* is designed as a general-purpose library and tries to avoid including domain specific functionalities — but inevitably, the need for more domain specific logic arises. *pyomeca* provides a biomechanics layer that supports specialized file formats (*c3d*, *mat*, *trc*, *sto*, *mot*, *csv* and *xlsx*) and implements signal processing and matrix manipulation routines commonly used in musculoskeletal biomechanics. We believe *pyomeca* is a solid foundation for more advanced research implementations and could, in the future, provide functions for processing and extracting meaningful clinical

outputs from the raw data. `pyomeca` was written with the Unix philosophy in mind, that is to design each program to do one thing well and expect the output of every program to become the input to another, as yet unknown, program. As such, it is written in a modular, object-oriented way — which makes it extensible and easy to develop — and it interacts well with other projects under the `pyomeca umbrella`, namely `ezc3d`, `pyosim` or `bioviz`. `pyomeca` follows software best practices by being fully tested, linted and type annotated — ensuring that the package is easily distributable and modifiable. In addition to the `static documentation and API reference`, `pyomeca` includes a set of Jupyter Notebooks with examples. These notebooks can be read and executed by anyone with only a web browser through `binder`.

### 5.1.3. Features

`pyomeca` inherits from the `xarray` feature set, which includes label-based indexing, arithmetic, aggregation and alignment, resampling and rolling window operations, plotting, missing data handling and out-of-core computation. In addition, `pyomeca` has four data structures built upon `xarray`. Each structure is associated with a specific biomechanical data type:

- `Angles`: joint angles,
- `Rototrans`: rototranslation matrix,
- `Analogs`: generic signals such as EMG and force signals or any other analog signals,
- `Markers`: skin markers positions.

While there are technically dozens of functions implemented in `pyomeca`, one can generally group them into two distinct categories: object creation and data processing.

#### 5.1.3.1. Object Creation

The starting point for working with `pyomeca` is to create an object with one of the specific methods associated with the different classes available. `pyomeca` offers several ways to create these objects: by directly specifying the data, by sampling random data from distributions, by converting other data structures or by reading files (Figure 56).



Angles	from_random_data	From scratch
	from_rototrans	
Rototrans	from_random_data	From random data
	from_averaged_rototrans	
	from_euler_angles	
	from_markers	
	from_transposed_rototrans	
Analogos	from_random_data	From data structures
	from_c3d	
	from_csv	
	from_excel	
	from_mot	
	from_sto	
Markers	from_random_data	From files
	from_rototrans	
	from_c3d	
	from_csv	
	from_excel	
	from_trc	

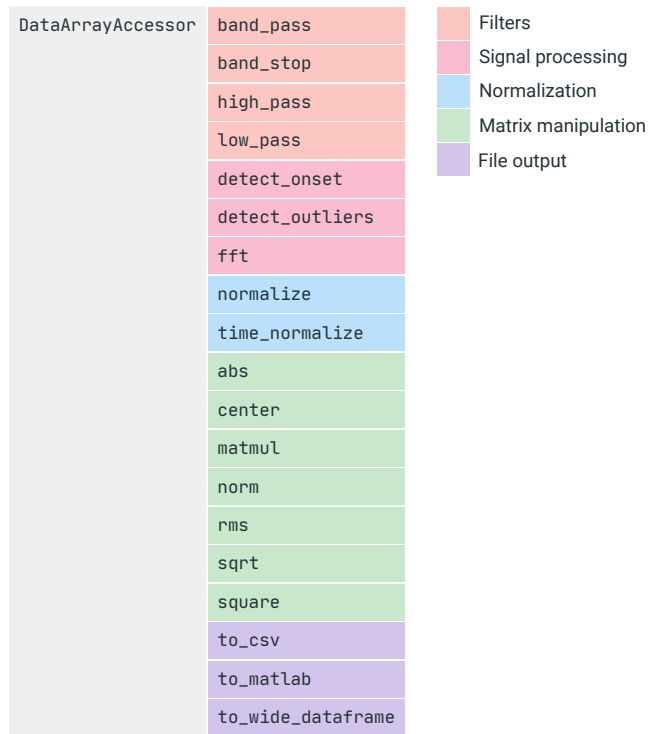
**Fig. 56.** pyomeca offers several ways to create specialized data structures: from scratch (orange), from random data (red), from other data structures (blue) or from files (green).

### 5.1.3.2. Data Processing

pyomeca's main functionality is to offer dedicated biomechanical routines. These features can be broadly grouped into different categories: filtering, signal processing, normalization, matrix manipulation and file output functions (Figure 57).

### 5.1.3.3. A Biomechanical Example: Electromyographic Pipeline

pyomeca has documented examples for different biomechanical tasks such as getting Euler angles from a rototranslation matrix, creating a system of axes from skin markers positions or setting a rotation or a translation. Another typical task concerns EMG data processing. Using pyomeca, one can easily extract (Figure 58), process (Figure 59) and visualize (Figure 60, 61 and 62) such data.

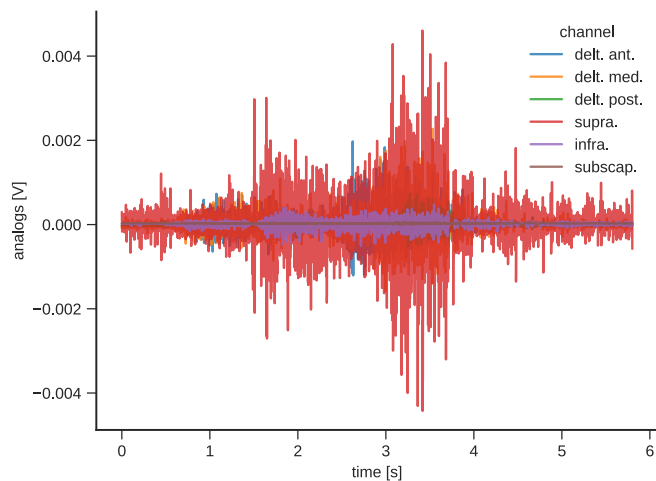


**Fig. 57.** pyomeca data processing capabilities are available through the `meca` `DataArrayAccessor` (e.g. `array.meca`) that allow implementing domain specific methods on `xarray` data objects. These methods can be categorized into filters (orange), signal processing (red), normalization (blue), matrix manipulation (green) and file output (purple) routines.

```

1 from pyomeca import Analogs
2
3 emg = Analogs.from_c3d("data.c3d")
4 emg.plot(x="time", hue="channel")

```

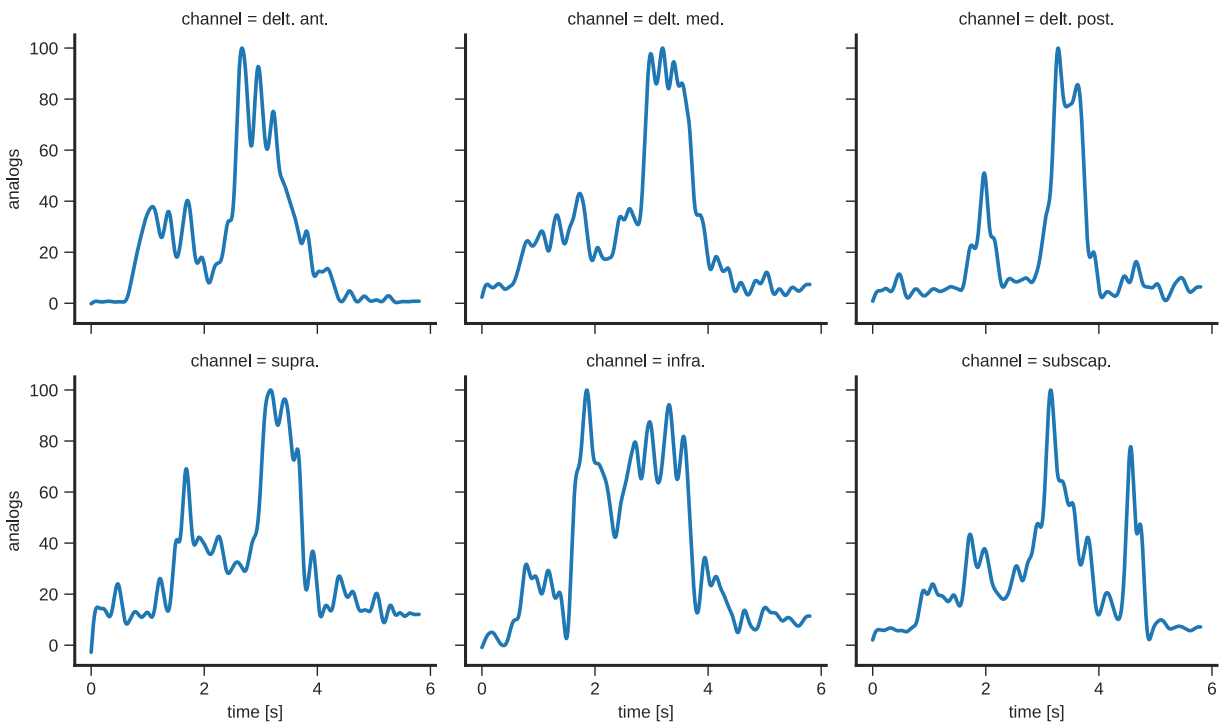


**Fig. 58.** Biomechanical data are often stored in the `c3d` binary file format. Thanks to the `ezc3d` library, `pyomeca` can easily read these files and visualize them with the `matplotlib` interface provided by `xarray`.

```

1 emg_processed = (
2     emg.meca.band_pass(order=2, cutoff=[10, 425])
3     .meca.center()
4     .meca.abs()
5     .meca.low_pass(order=4, cutoff=5)
6     .meca.normalize()
7 )
8 emg_processed.plot(x="time", col="channel", col_wrap=3)

```

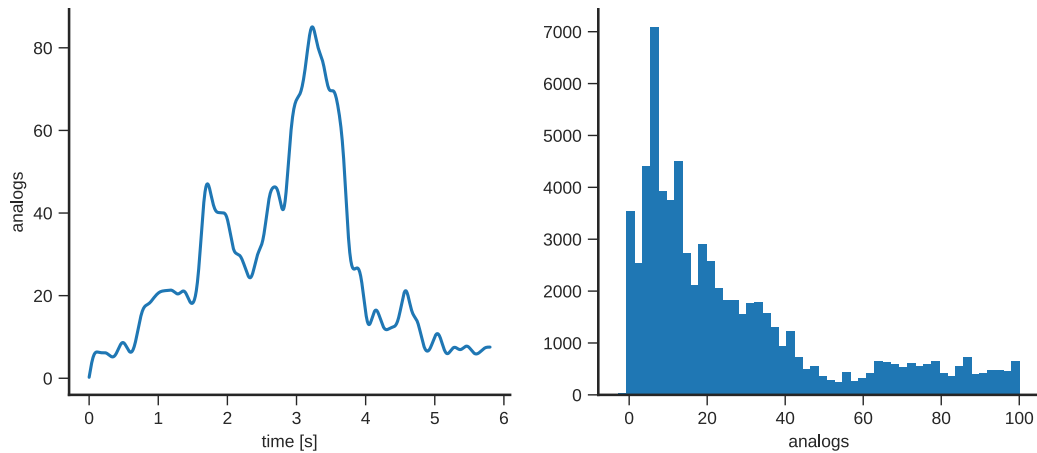


**Fig. 59.** EMG data analysis consists of a series of signal processing steps that can be carried out by `pyomeca` in a clear and modular way.

```

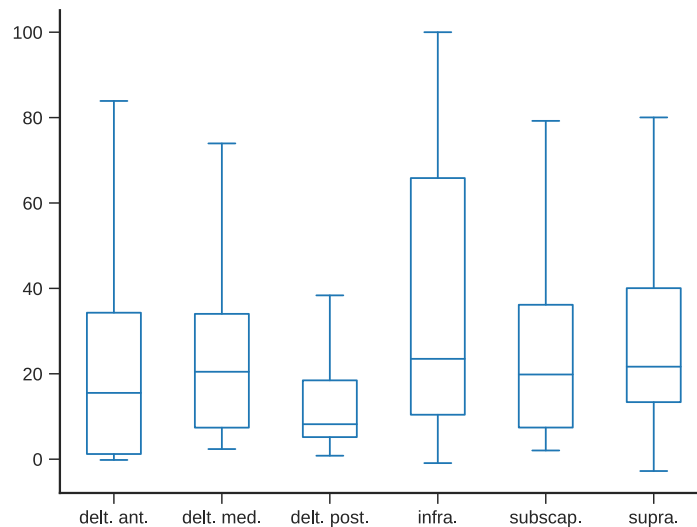
1 import matplotlib.pyplot as plt
2
3 _, axes = plt.subplots(ncols=2)
4
5 emg_processed.mean("channel").plot(ax=axes[0])
6 emg_processed.plot.hist(ax=axes[1], bins=50)

```



**Fig. 60.** It is straightforward to represent the average profile of the EMG signal (left) or the distribution of EMG activations (right) thanks to xarray.

```
1 emg_dataframe = emg_processed.meca.to_wide_dataframe()
2 emg_dataframe.plot.box(showfliers=False)
```



**Fig. 61.** pyomeca offers a method to convert the data structure into a pandas dataframe [264]. This allows users to further extend the plot possibilities using the visualization built into pandas itself, such as boxplot.

```
1 emg_dataframe.corr().style.background_gradient()
```

	delt. ant.	delt. med.	delt. post.	infra.	subscap.	supra.
delt. ant.	1.0	0.78	0.38	0.74	0.6	0.6
delt. med.	0.78	1.0	0.77	0.74	0.76	0.9
delt. post.	0.38	0.77	1.0	0.62	0.67	0.84
infra.	0.74	0.74	0.62	1.0	0.61	0.75
subscap.	0.6	0.76	0.67	0.61	1.0	0.78
supra.	0.6	0.9	0.84	0.75	0.78	1.0

**Fig. 62.** By using a pandas dataframe, users also benefit from its broad range of IO tools and statistical methods, such as computing the correlation matrix between the different muscles.

#### 5.1.4. Research Projects Using pyomeca

You can find an [up-to-date list of research projects using pyomeca](#) on the static documentation.

#### 5.1.5. Acknowledgements

pyomeca is an open-source project created and supported by the Simulation and Movement Modeling (S2M) lab located in Montreal. We thank the contributors that helped build pyomeca. You can find an [up-to-date list of contributors](#) on GitHub. We also would like to extend thanks to the contributors of the libraries used to build pyomeca — particularly [numpy](#) [421], [scipy](#) [411], [matplotlib](#) [191] and [xarray](#) [188].



# Chapitre 6

---

## Discussion générale

L'objectif général de cette thèse était d'améliorer l'évaluation et la différenciation des techniques de manutention du membre supérieur. À cet effet, les travaux effectués avaient pour buts de développer des outils biomécaniques et logiciels, et de les appliquer pour décrire des différences entre des populations de manutentionnaires à risque de blessure du membre supérieur. Trois objectifs spécifiques ont été formulés.

Le **premier objectif** consistait à développer des indices cinématiques, EMG et musculo-squelettiques synthétiques pour évaluer et différencier des techniques de manutention du membre supérieur. Nous avons d'abord tenté d'appliquer une méthode innovante de calcul du rythme scapulo-huméral 3D à une tâche de manutention dans l'[Article 1](#). Malheureusement, des instabilités numériques rendent l'application de cette méthode limitée. Nous nous sommes inspirés de cette technique dans l'[Article 2](#) pour développer un nouvel indicateur cinématique permettant d'estimer la contribution de différents groupes d'articulation à l'élévation d'un objet. Nous avons ensuite introduit des indicateurs EMG dans l'[Article 3](#) avec le *Muscle Focus*, un indicateur de co-contraction musculaire, et d'autres variables synthétiques comme la somme des activations EMG. Ces différentes variables EMG ont été calculées à partir d'électrodes de surfaces, mais également à partir d'électrodes intramusculaires pour inclure les muscles de la coiffe des rotateurs qui ont un rôle important dans la stabilisation du membre supérieur. Enfin, nous avons présenté des indicateurs musculo-squelettiques dans l'[Article 4](#), avec la somme des activations et des forces musculaires obtenues par une optimisation statique, ainsi que le temps

relatif passé au-delà d'un ratio cisaillement-compression de dislocation à l'articulation glénohumérale. Ces différents indicateurs peuvent être utilisés pour évaluer une tâche ou une technique de travail particulière et estimer les contraintes musculo-squelettiques sous-jacentes.

Le **deuxième objectif** consistait à développer un logiciel libre d'analyse biomécanique qui supporte des tâches de base utiles dans le quotidien d'un chercheur en biomécanique, mais aussi des routines biomécaniques plus avancées axées sur la mécanique du corps rigide et le traitement de signal. Pour cela nous avons développé et présenté pyomeca dans l'**Article 5**. pyomeca est une librairie Python qui, en plus de proposer des fonctionnalités biomécaniques, supporte les labels, les métadonnées et le calcul parallèle. C'est une solution documentée, distribuable, testée et versionnée, qui est mise à la disposition de la communauté pour répondre à des besoins de recherches variés.

Enfin, le **troisième objectif** consistait à utiliser les indices biomécaniques du premier objectif et le logiciel du deuxième objectif pour décrire les différences biomécaniques du membre supérieur entre des femmes et des hommes manutentionnaires. Les résultats de l'**Article 2** soulignent des différences cinématiques entre des hommes et des femmes qui soulèvent une boîte de 6 et 12 kg du niveau des hanches vers le niveau des yeux. Notre indicateur cinématique montre une contribution glénohumérale plus élevée chez les femmes qui soulèvent une boîte de 6 kg comparativement à des hommes à 6 ou 12 kg. Pour la même tâche, nos indicateurs EMG issus de l'**Article 2** montrent des activations EMG plus élevées chez les femmes comparativement aux hommes, tandis que les niveaux de co-contraction sont similaires entre les deux populations. Finalement, les indicateurs musculo-squelettiques présentés dans l'**Article 4** montrent des activations et des forces musculaires plus élevées chez les femmes. Les différences rapportées dans ces trois articles apparaissent toutes lorsque la boîte est au-delà du niveau des épaules — une position qui a été identifiée comme particulièrement nuisible à la santé de l'épaule.

Dans cette discussion, nous tenterons de faire les liens entre les différentes études de la thèse et nous présenterons un second regard sur la portée des résultats et leurs limites.



Nous commencerons par discuter des indicateurs synthétiques, de leur utilité et de leurs limites (section 6.1). Puis, nous décrirons les caractéristiques qui démarquent notre logiciel de biomécanique des solutions existantes, en évoquant des pistes de réflexion pour le futur (section 6.2). Nous discuterons ensuite des différences entre les femmes et les hommes mises en évidence par nos indicateurs synthétiques, de leur origine et de leur interaction (section 6.3). Nous achèverons cette discussion en résumant la pertinence ergonomique des innovations et des résultats issue de cette thèse (6.4).

## 6.1. Développement d'indicateurs biomécaniques en manutention

En réponse à notre **premier objectif**, cette section porte sur trois groupes d'indicateurs que nous avons introduits dans cette thèse : un indicateur cinématique (sous-section 6.1.1), des indicateurs EMG (sous-section 6.1.2) et des indicateurs musculo-squelettiques (sous-section 6.1.3).

### 6.1.1. Indicateur cinématique

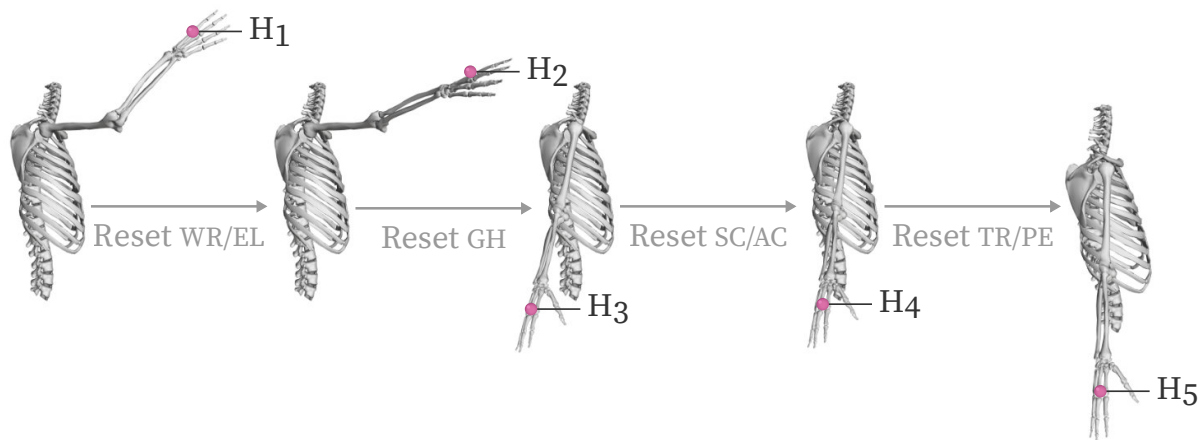
Notre première étude ([Article 1](#)) était un chapitre de livre dans lequel nous avons exposé les limites et les applications associées avec l'analyse du mouvement et la modélisation de l'épaule en biomécanique. Cette étude est pertinente dans le cadre de cette thèse pour deux raisons. D'abord parce qu'elle décrit efficacement les principales limites des analyses cinématiques, EMG et musculo-squelettiques du membre supérieur que nous avons réalisé dans cette thèse ; mais surtout parce que nous avons invalidé le rythme scapulo-huméral comme un indicateur cinématique pour évaluer une tâche de manutention. Introduit par Codman [86] en 1934, le rythme scapulo-huméral quantifie la coordination des articulations de l'épaule pendant une élévation du bras. À titre de référence, la contribution des articulations sterno-claviculaire et acromio-claviculaire représente un tiers de l'élévation du bras chez des sujets sains, tandis que les deux tiers restants proviennent de l'articulation glénohumérale, ce qui représente donc un rapport de 2:1 [195]. Un rythme scapulo-huméral atypique est généralement associé à un trouble musculo-squelettique, qu'il y ait ou non des douleurs. Cet indicateur est souvent utilisé

dans un contexte clinique car seul un goniomètre manuel est nécessaire pour mesurer les angles scapulaires et huméraux dans le plan d'élévation du bras, en utilisant la verticale, l'épine de la scapula et l'axe longitudinal de l'humérus. En revanche, cette méthode de mesure ne tient pas compte de tous les degrés de liberté et néglige donc certaines rotations qui contribuent à l'élévation du bras. Ceci est d'autant plus problématique dans une tâche dynamique complexe comme un geste de manutention. Pour cette raison, Robert-Lachaine et al. [346] ont développé une nouvelle technique qui tire profit de la capture du mouvement 3D pour inclure tous les degrés de liberté des articulations de l'épaule. En remettant itérativement les articulations dans leur orientation de référence, cette technique calcule la contribution de chaque articulation de l'épaule à l'angle thoraco-huméral. Les auteurs ont comparé la contribution des articulations obtenue avec la méthode standard et la méthode 3D, et ont observé une surestimation systématique de la contribution glénohumérale avec la méthode standard. Bien qu'elle permette une meilleure évaluation fonctionnelle de l'épaule, cette méthode n'a jamais été appliquée aux mouvements de manutention. Pour cette raison, nous avons implémenté et appliqué cette méthode dans l'Article 1 pour estimer le rythme scapulo-huméral lors d'un geste de manutention. Cette tentative s'avéra infructueuse à cause d'une contribution des articulations acromioclaviculaire et sterno-claviculaire quasi nulle en début de mouvement. Comme le rythme scapulo-huméral est calculé à partir d'un ratio  $\frac{\text{glénohumérale}}{\text{sterno-claviculaire} + \text{acromio-claviculaire}}$  et que le dénominateur tend vers zéro, nous avons obtenu de nombreuses instabilités numériques qui rendent l'utilisation du rythme scapulo-humérale limitée lors d'une tâche de manutention. Ainsi, bien que cette méthode s'avère prometteuse, elle n'est pas adaptée pour une tâche de manutention.

Dans notre deuxième étude (Article 2), nous nous sommes inspirés de la méthode du rythme scapulo-huméral 3D introduite par Robert-Lachaine et al. [346] pour développer un nouvel indicateur cinématique. Comme décrit précédemment, la méthode du rythme scapulo-huméral 3D se base sur la contribution des articulations à l'angle thoraco-huméral. Il est possible d'étendre cette méthode pour calculer la contribution

des articulations à l'élévation d'un objet. Cette variable est pertinente pour des tâches de manutention car elle permet d'évaluer la proportion de la hauteur de la boîte atteinte par chaque articulation, et peut donc servir à identifier des techniques de manutention problématiques, ou plus généralement d'évaluer les fonctions articulaires. La technique de travail est un facteur important lors d'une intervention ergonomique car elle est facilement modifiable et elle a un effet direct sur les contraintes musculo-squelettiques, et donc le risque de blessure [207]. Bien que nous ayons déjà détaillé l'algorithme dans l'Article 2, nous estimons que la Figure 63 permet une meilleure compréhension de cet indicateur cinématique. Dans cette dernière, nous pouvons observer le modèle cinématique d'un participant en fin de mouvement. La hauteur de la boîte initiale ( $H_1$ ) est soustraite à la hauteur de la boîte après avoir réinitialisé les articulations du poignet et du coude à leur orientation de référence ( $H_2$ ). Pour réinitialiser les articulations, il suffit de fixer les coordonnées généralisées à zéro puis de recalculer la hauteur de la boîte avec une cinématique directe. La différence entre les deux courbes ( $H_1 - H_2$ ) correspond alors à la contribution du coude et du poignet à la hauteur de la boîte ( $H|_{WR/EL}$ ). Si cette valeur atteint 10% au temps  $t_i$  par exemple, cela signifie que le coude et le poignet contribuent à 10% de la hauteur de la boîte à cet instant. Ce processus est répété pour chaque groupe d'articulations désiré et pour chaque instant du mouvement d'intérêt. À l'issue de ce processus, nous obtenons quatre vecteurs temporels : la contribution du poignet/coude, la contribution glénohumérale, la contribution de l'articulation scapulo-thoracique/acromio-claviculaire et la contribution du tronc/pelvis au court du temps.

Bien que l'utilisation de la contribution des articulations comme indicateur cinématique peut s'avérer utile dans un contexte ergonomique, nous avons identifié quelques limites associées avec cette méthode. C'est d'abord une méthode qui est basée sur les angles articulaires obtenus à partir de l'optimisation cinématique multicorps (décrite dans la section 1.2.1). Pour cette raison, elle hérite des limites associées avec les analyses cinématiques du membre supérieur. Celles-ci ont été résumées dans l'Article 1. Premièrement, la définition des centres et des axes articulaires du membre supérieur n'est pas



$$H|_{WR/EL} = H_1 - H_2 \quad H|_{GH} = H_2 - H_3 \quad H|_{SC/AC} = H_3 - H_4 \quad H|_{TR/PE} = H_4 - H_5$$

**Fig. 63.** Illustration du calcul de la contribution des articulations à la hauteur de la boîte à un instant  $t_i$  ( $H|_{WR/EL}$ ). La hauteur de la boîte initiale ( $H_1$ ) est soustraite à la hauteur de la boîte après avoir réinitialisé les articulations du poignet et du coude ( $H_2$ ) pour obtenir la contribution de ces articulations à la hauteur de la boîte à l'instant  $t_i$ . Le processus est répété pour les autres articulations.

encore complètement établie [52, 284] et un mélange des méthodes anatomique (articulations sterno-claviculaire [434, 405] et acromio-claviculaire [400]), prédictive (articulation glénohumérale [338]) et fonctionnelle (poignet, coude et pelvis [127, 128]) est actuellement recommandé [276]. Deuxièmement, les artéfacts de tissus du membre supérieur atteignent parfois 10 cm, ce qui peut occasionner des erreurs cinématiques [37, 66]. Bien que les algorithmes cinématiques multicorps qui prennent en compte les contraintes articulaires réduisent l'effet des artéfacts de tissus mous [25, 124], des erreurs de 3 à 15 degrés sont généralement attendues pour les articulations sterno-claviculaire, acromio-claviculaire et glénohumérale [69, 123, 293]. La cinématique de l'épaule représente donc encore un défi scientifique et nécessite davantage d'études. La complexité de l'épaule peut expliquer que, malgré le fait qu'une standardisation couvrant l'ensemble du processus cinématique a été proposée par *International Society of Biomechanics* [434], celle-ci n'est pas encore entièrement acceptée et adoptée par la communauté. Ainsi, passer des positions de marqueurs cutanés aux angles articulaires est un processus complexe pour le membre supérieur, ce qui peut rendre l'utilisation de notre indicateur cinématique difficile dans un contexte ergonomique. Dans l'Article 2, nous avons choisi de combiner

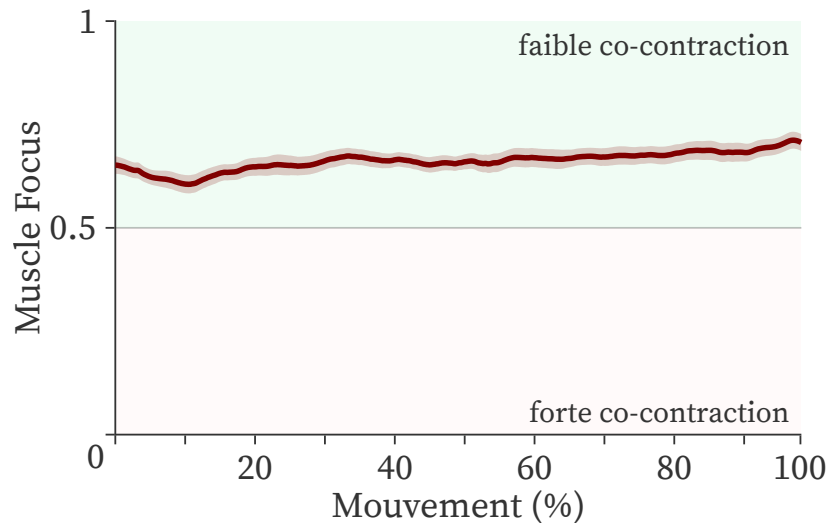
la contribution de plusieurs articulations en même temps, comme le poignet et le coude ou le tronc et le pelvis. Le fait de pouvoir combiner plusieurs degrés de liberté facilite l'interprétation mais peut rendre difficile l'identification de la contribution d'un degré de liberté spécifique. L'utilisateur est en revanche libre de grouper les articulations qu'il désire ou de considérer chaque degré de liberté individuellement. Enfin, il convient de noter que cet indicateur cinématique évalue seulement la technique de manutention, et qu'il n'est donc pas autosuffisant pour évaluer une tâche de travail. Une évaluation plus complète utilisera également les variables EMG et musculo-squelettiques que nous introduirons dans les prochaines sous-sections.

En conclusion, bien qu'il soit influencé par les limitations associées avec l'estimation de la cinématique du membre supérieur, la contribution des articulations à la hauteur de la boîte est un indicateur cinématique utile pour identifier des techniques de manutention problématiques et plus généralement les fonctions articulaires.

### 6.1.2. Indicateurs EMG

Dans notre troisième étude ([Article 3](#)), nous avons appliqué deux indicateurs EMG à notre tâche de manutention : la somme des activations EMG et le *Muscle Focus*. La somme des activations EMG, comme son nom l'indique, est une variable qui correspond à la somme des activations EMG de chaque muscle pour chaque instant. Cette variable donne une idée de la quantité d'activation musculaire totale requise pour effectuer le mouvement d'intérêt. Le *Muscle Focus*, quant à lui, est un indice de co-contraction développé par Yao et al. [438]. Il est basé sur la cinématique et les enregistrements EMG, ainsi que sur les bras de levier musculaires qui proviennent d'un modèle musculo-squelettique. Plutôt que de calculer la co-contraction entre des paires agonistes-antagonistes identifiées arbitrairement, le *Muscle Focus* prend en compte l'orientation de chaque muscle à chaque instant. Il est donc particulièrement adapté pour estimer la co-contraction produite par un ensemble de muscle autour d'une articulation complexe comme l'articulation glénohumérale. Le *Muscle Focus* donne une valeur comprise entre 0 pour une forte co-contraction (les muscles sont activés de la même manière) et 1 pour une faible co-contraction (seuls

les muscles agonistes sont activés) pour chaque instant (Figure 64). Ces deux indicateurs sont pertinents dans un contexte ergonomique car l'augmentation de l'activité musculaire est corrélée avec une plus grande contrainte mécanique relative [441] et la co-contraction musculaire est un acteur important dans la stabilité articulaire [38, 184, 287].



**Fig. 64.** *Muscle Focus* pour les 32 participants de l'Article 3 qui ont réalisé la tâche de manutention. Un *Muscle Focus* qui tend vers 0 indique une forte co-contraction, tandis qu'un *Muscle Focus* qui tend vers 1 indique une faible co-contraction. Nous pouvons observer une faible variabilité pour l'ensemble des participants.

Bien que l'utilisation de la somme des activations EMG et du *Muscle Focus* peut s'avérer utile dans un contexte ergonomique, nous avons identifié quelques limites associées avec ces méthodes. Ce sont d'abord des méthodes qui sont basées sur les enregistrements EMG. L'EMG a l'avantage d'être un signal physiologique qui est généralement fiable ; mais il nécessite un protocole expérimental lourd pour enregistrer l'activité des muscles de l'épaule (une heure dans notre cas, soit 30% du temps expérimental total). L'épaule comprend plusieurs muscles profonds (muscles infra-épineux, supra-épineux et sous-scapulaire) qui jouent un rôle central dans la stabilité de l'articulation glénohumérale [38] et dont l'activité ne peut être mesurée qu'avec des électrodes intramusculaires [339]. L'installation d'électrodes intramusculaires est cependant une procédure qui nécessite du temps, des compétences expérimentales, de l'équipement stérile et qui peut être douloureuse. Pour s'assurer que les stratégies motrices ne sont pas perturbées, plusieurs mouvements

d'échauffement doivent être réalisés et l'expérimentation doit débiter seulement si le participant ne ressent pas de douleur. De plus, la procédure n'est parfois pas acceptable pour des participants ayant la phobie des aiguilles (5% des participants dans notre échantillon). L'épaule comprend de nombreux muscles et nécessite donc de nombreux tests isométriques si l'expérimentateur désire normaliser le signal EMG. Les combinaisons optimales de tests isométriques publiées par Dal Maso et al. [101] nécessitent 12 tests pour 12 muscles, soit environ 30 minutes (16% du temps expérimental total dans notre cas). Les autres limites que nous avons identifiées sont directement associées avec les indicateurs EMG. La somme des activations EMG représente une agrégation de muscles, et il n'est donc pas possible de connaître l'action de muscle isolé. Pour éviter cet inconvénient, nous avons séparé les muscles en plusieurs groupes dans l'Article 3 (muscles uniaarticulaires et muscles bi-articulaires). De plus, comme la somme des activations EMG représente une agrégation de muscles, elle n'est utile que pour comparer plusieurs conditions ou plusieurs groupes. En ce qui concerne le *Muscle Focus*, nous avons obtenu très peu de variabilité inter-participant lorsque nous avons appliqué cet indicateur pour les 32 participants de l'Article 3 (Figure 64). Comme peu d'études ont utilisé le *Muscle Focus* pour documenter les différences de co-contraction musculaire entre des groupes de participants ou des tâches motrices [438, 439, 35], il est encore difficile d'interpréter la sensibilité de cette variable. Yao et al. [438, 439] ont observé un *Muscle Focus* plus faible chez des patients victimes d'accident vasculaire cérébral comparativement à un groupe contrôle lors d'une abduction de l'épaule et une flexion du coude. Blache et al. [35] ont montré une tendance à la diminution du *Muscle Focus* lorsque des participants soulèvent une boîte au niveau des yeux comparativement au niveau des épaules. Ces trois études montrent néanmoins que le *Muscle Focus* a une certaine sensibilité.

En conclusion, bien qu'ils nécessitent l'utilisation d'électrodes intramusculaires, la somme des activations EMG et le *Muscle Focus* sont deux indicateurs EMG pertinents pour évaluer et différencier des techniques de manutention.

### 6.1.3. Indicateurs musculo-squelettiques

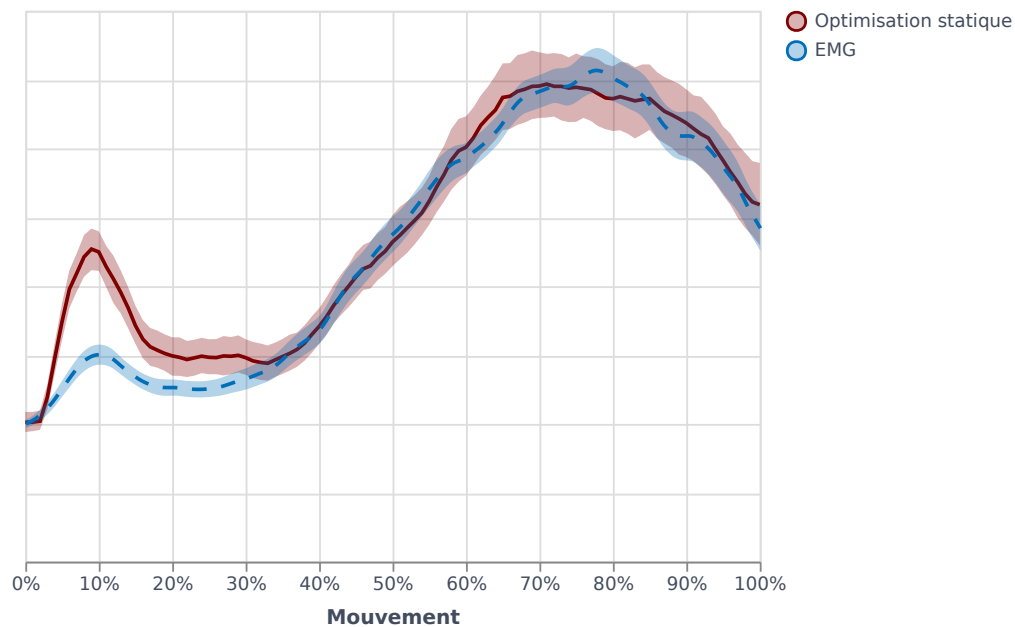
Dans notre quatrième étude ([Article 4](#)), nous avons introduit plusieurs indicateurs musculo-squelettiques : la somme des activations et des forces musculaires obtenues par optimisation statique et le temps relatif passé au-delà d'un ratio cisaillement-compression de dislocation à l'articulation glénohumérale. Comme nous l'avons fait pour l'EMG, la somme des activations et des forces musculaires est calculée pour chaque muscle et pour chaque instant du mouvement. Ces deux variables donnent une idée de la quantité d'activation musculaire totale et des contraintes musculaires sous-jacentes pour effectuer le mouvement d'intérêt. Le temps relatif passé au-delà d'un ratio cisaillement-compression de dislocation à l'articulation glénohumérale, quant à lui, est basé sur les forces de réactions à l'articulation glénohumérale. Cet indicateur est pertinent dans un contexte ergonomique car un ratio élevé entre les forces de cisaillement et compression impose des contraintes élevées aux muscles stabilisateurs et augmente ainsi le risque de blessure.

L'utilisation de modèle musculo-squelettique est essentielle dans l'exploration des mécanismes de blessures professionnelles à l'épaule car elle permet d'estimer des charges internes qui seraient difficiles à mesurer *in vivo*. Bien que l'utilisation de la somme des activations et des forces musculaires ainsi que du temps passé avec un risque de dislocation de l'humérus peut s'avérer utile dans un contexte ergonomique, nous avons identifié quelques limites associées avec ces méthodes. Les indicateurs musculo-squelettiques présentés dans cette sous-section nécessitent des données cinématiques du membre supérieur et partagent donc les limites évoquées pour notre indicateur cinématique. Il est aussi nécessaire de mesurer les efforts externes appliqués au membre supérieur au moyen d'un capteur de force. Ces derniers ne peuvent pas être mesurés avec une plateforme de force et il est donc nécessaire de concevoir une boîte de manutention sur mesure avec un capteur de forces intégré. En plus de nécessiter de l'équipement sophistiqué, l'utilisation d'un modèle musculo-squelettique requiert souvent de nombreuses étapes de



personnalisation du modèle. Il n'existe pas de modèle standard — universellement accepté — pour le membre supérieur et le choix d'un modèle spécifique dépend du mouvement et des variables d'intérêt. Le modèle *Stanford VA Upper Limb* [185], par exemple, ne peut pas être utilisé pour étudier un geste de manutention car il est basé sur un rythme scapulo-huméral générique qui détermine les angles articulaires des articulations sterno-claviculaire, acromio-claviculaire et glénohumérale en fonction de l'orientation du bras. Il n'est donc pas possible de reproduire le haussement d'épaules que nous avons pu observer lors de notre tâche de manutention. Pour modéliser la tâche de manutention, nous avons choisi d'utiliser le *Wu Shoulder Model* [435]. Bien qu'il soit déjà relativement complexe, ce modèle a été seulement validé pour des mouvements simples. Par conséquent, nous avons dû intégrer plusieurs modifications pour nous assurer que le modèle soit valide pour notre mouvement d'intérêt. Ces modifications sont résumées dans l'appendice 1 de l'Article 4 et concernent principalement les lignes d'action, les objets de contournement et les longueurs musculaires. Une dernière limite que nous devons aborder concerne l'optimisation statique. Dans celle-ci, les forces internes des structures actives (muscles) et passives (ligaments et contact osseux) sont souvent distribuées selon un principe de moindre activation, de sorte que la somme des moments des forces internes est égale au moment articulaire calculé par dynamique inverse [95]. Ce processus néglige cependant les co-contractions [167, 174] qui ne sont pas dynamiquement nécessaires. Des articles récents ont proposé des techniques d'estimation des forces internes par des méthodes de suivi de marqueurs et d'EMG [26, 27, 283]. Bien que ces approches soient prometteuses, elles sont basées sur des modèles simplifiés, des données simulées, et nécessitent des temps de calcul extrêmement longs. Elles n'ont donc pas encore la maturité nécessaire pour des applications complexes comme celles que nous souhaitons investiguer dans cette thèse. Même si la co-contraction est négligée, Quental et al. [337] ont observé des activations musculaires similaires à l'EMG mesuré lors d'une flexion et d'une abduction du bras, à vide et avec 2 kg. Blache et al. [36] ont cependant rapporté de grandes divergences, malgré l'ajout d'une contrainte de non-dislocation glénohumérale

et la personnalisation des forces isométriques maximales. Dans notre cas, la somme des activations musculaires obtenues par optimisation statique est similaire à la somme des activations EMG présentée dans la sous-section précédente (Figure 65). Seule une différence d'amplitude apparaît lors du premier pic (autour de 10% du mouvement). Celle-ci peut être expliquée par le fait que la somme des activations EMG ne prend pas en compte le biceps brachial alors que nous avons rapporté une flexion du coude à cet instant dans l'Article 2.



**Fig. 65.** La somme des activations musculaires obtenues par optimisation statique (rouge) et la somme des activations EMG (bleue) pour les participants de l'Article 3 et l'Article 4 sont similaires. L'axe des ordonnées est volontairement dissimulé car les deux méthodes couvrent un ensemble de muscles différents.

En conclusion, bien qu'ils soient complexes à implémenter, la somme des activations et des forces musculaires ainsi que le temps passé avec un risque élevé de dislocation de l'humérus sont trois indicateurs musculo-squelettiques pertinents pour évaluer et différencier des techniques de manutention.

En conclusion de cette section, les trois groupes d'indicateurs synthétiques développés dans le cadre de cette thèse sont pertinents pour évaluer et différencier des techniques

de manutention du membre supérieur. L'indicateur cinématique permet d'identifier des techniques de manutention problématiques et plus généralement les fonctions articulaires. Les indicateurs EMG permettent d'estimer la quantité d'activation musculaire totale et la co-contraction musculaire. Enfin, les indicateurs musculo-squelettiques permettent d'estimer les contraintes musculaires totales et les contraintes mécaniques appliquées à l'articulation glénohumérale. Utilisés ensemble, ces indicateurs nous ont permis de dresser un portrait biomécanique complet de la tâche de manutention et permettraient donc aux experts d'évaluer l'exposition aux risques de blessures ainsi que d'identifier des techniques de travail plus sécuritaires.

## 6.2. Développement d'un logiciel libre d'analyse biomécanique

En réponse à notre **second objectif**, cette section porte sur le logiciel libre d'analyse biomécanique que nous avons développé. Nous présenterons d'abord les caractéristiques qui démarquent pyomeca des logiciels de biomécaniques existants (sous-section 6.2.1). Puis, nous décrirons comment pyomeca s'intègre dans l'écosystème de logiciels de biomécaniques en développement (sous-section 6.2.2). Enfin, nous aborderons les futurs développements anticipés (sous-section 6.2.3).

### 6.2.1. Un logiciel biomécanique libre et convivial

Dans la section **Logiciel libre d'analyse biomécanique** de la revue de littérature (1.3), nous avons identifié le besoin d'un nouveau logiciel d'analyse biomécanique. De ce besoin est né pyomeca, notre solution introduite dans l'**Article 5**. Dans cette sous-section, nous présenterons les caractéristiques qui démarque pyomeca des logiciels de biomécaniques existants.

Tout d'abord, pyomeca est une solution *gratuite* et *open-source*. En permettant la visualisation, la modification et la distribution du code source, une licence *open-source* encourage l'échange scientifique, la transparence, la communication et la reproductibilité des projets de recherche.

pyomeca est également une solution *conviviale*. Cette convivialité est principalement assurée par la librairie `xarray` [188], sur laquelle `pyomeca` est basée. En s'appuyant sur `xarray`, `pyomeca` hérite de fonctionnalités particulièrement utiles en biomécanique, notamment :

- des calculs basés sur des axes arbitraires (`markers.mean(axis=2)`), mais également sur les labels (`markers.mean(dim="time")`) ([documentation](#)) ;
- la sélection basée sur l'axe, la position ou le label ([documentation](#)) ;
- des calculs vectorisés sur plusieurs dimensions ;
- le support intégré pour des visualisations basiques ;
- le suivi des métadonnées dans un dictionnaire Python ([documentation](#)) ;
- le support intégré pour le calcul parallèle avec `Dask` [349] ;
- l'utilisation du paradigme *split-apply-combine* [428].

Selon nous, le développement basé sur les labels proposé par `xarray` est plus descriptif et explicite, ce qui permet une meilleure interprétation du code.

`xarray` est conçu comme une librairie à usage général et tente d'éviter d'inclure des fonctionnalités spécifiques à un domaine scientifique. Mais inévitablement, le besoin de fonctionnalités spécifiques apparaît. C'est pourquoi `pyomeca` et des dizaines d'autres projets scientifiques ([liste](#)) étendent `xarray`. `pyomeca` fournit une extension biomécanique qui prend en charge de nombreux formats spécialisés (`c3d`, `mat`, `sto`, `trc`, `mot`, `csv` et `xlsx`), propose des routines de traitement de signal (filtres, normalisation, détection de contraction ou détection de valeur aberrantes, par exemple) et de manipulation matricielle (calcul d'angles d'Euler à partir d'une matrice de roto-translation ou création d'un système d'axes, par exemple). Si certaines caractéristiques peuvent sembler basiques, elles restent nécessaires et utiles dans le travail quotidien d'un chercheur en biomécanique. Nous nous sommes rendu compte que les différents laboratoires ainsi que les développeurs ou étudiants d'un même laboratoire perdent un temps de recherche précieux à rédiger les fonctions qui permettent d'accomplir ces tâches. En offrant une implémentation unique, suffisamment efficace et flexible, `pyomeca` standardise ces procédures.

Enfin, *pyomeca* est une solution *sûre* car elle est documentée, distribuée, testée et modifiable. Une documentation complète est disponible sur le site internet dédié [pyomeca.github.io](https://pyomeca.github.io). Celle-ci contient des tutoriels couvrant la *vue d'ensemble* et les *caractéristiques de base* de la librairie ainsi que plusieurs *exemples* et des références pour chaque fonction et classe accessibles. Pour encourager l'essai, les tutoriels sont exécutables depuis n'importe quel navigateur internet, sans configuration nécessaire, grâce à un *serveur* mis à disposition. Des instructions claires indiquent comment installer *pyomeca* sur n'importe quel ordinateur (Linux, OSX ou Windows). L'intégralité du code source est *testé* à chaque modification et tous les dimanches sur des serveurs indépendants pour s'assurer que des nouvelles modifications ou des mises à jour de bibliothèques externes n'injectent pas des erreurs inattendues. Enfin, le code source est accessible et modifiable depuis [GitHub](https://github.com). Un *guide de contribution* est disponible dans la documentation pour stimuler les collaborations (comme dans [#110](#), par exemple).

En conclusion, *pyomeca* se démarque des logiciels biomécaniques existants parce que c'est une solution libre, conviviale, spécialisée et sûre. À ce jour, *pyomeca* a été téléchargé plus de 11,500 fois ([source](#)), cité dans plusieurs publications ([liste](#)) et utilisé dans plusieurs laboratoires (Université de Montréal, Polytechnique Montréal, *University of Washington*, *Reboot Motion*, *University of Melbourne*, *University of Geneva*, *Norwegian School of Sport Sciences*).

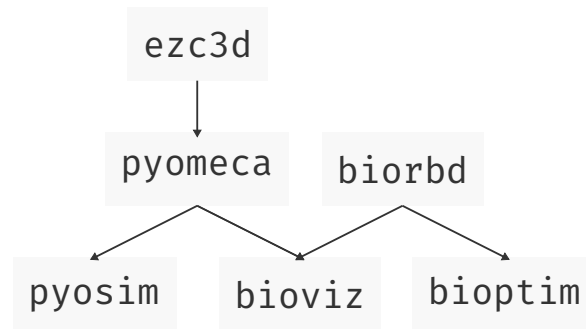
### 6.2.2. Vers un écosystème de logiciels biomécaniques

Nous avons développé *pyomeca* avec la philosophie de développement *Unix* [146] à l'esprit. Celle-ci consiste à concevoir chaque programme informatique afin qu'il accomplisse une seule tâche — et qu'il le fasse bien —, et s'attendre à ce que les résultats de chaque programme deviennent l'entrée d'un autre programme, encore inconnu. Par conséquent, *pyomeca* est écrit de manière modulaire, ce qui facilite la maintenance, l'extensibilité et l'interaction avec d'autres projets sous l'égide de *pyomeca* ([github.com/pyomeca](https://github.com/pyomeca)), comme *ezc3d*, *pyosim* ou *bioviz* (Figure 66). Par opposition à une architecture plus monolithique — c'est-à-dire accès sur le développement d'un logiciel unique —, cette

approche permet de faciliter la maintenance, de décomposer le travail entre des petites équipes d'étudiants indépendantes et d'utiliser des technologies différentes (*i.e.*, parfois C++ et d'autres fois Python selon les besoins et les compétences). Prenons l'exemple de notre librairie ezc3d. Celle-ci n'a qu'une seule et unique fonctionnalité : ouvrir et écrire des fichiers c3d. Bien que cela semble basique, c'est un outil absolument nécessaire dans le quotidien d'un laboratoire de biomécanique. D'autres librairies de manipulation de fichiers c3d comme BTK [20] ont choisi d'intégrer d'autres modules tels que la détection d'événements dans le cycle de marche (`btkVerticalGroundReactionForceGaitEventDetector`) ou le calcul de la direction d'un angle (`btkWrenchDirectionAngleFilter`). Selon nous, ces ajouts alourdissent la librairie et les exigences de maintenance, et devraient être proposés dans une librairie séparée. Pour cette raison, plutôt que de développer un logiciel de biomécanique unique et imposant, nous avons plusieurs petites librairies interdépendantes (Figure 66) qui ciblent un public et des besoins différents. Ces projets sont les suivants :

- `pyomeca` : librairie Python d'analyse biomécanique ;
- `pyosim` : interface Python pour OpenSim [112] ;
- `ezc3d` : librairie C++ pour la lecture, l'édition et l'écriture de fichiers c3d avec interface en Python et Matlab ;
- `1d-verification` : interface graphique Python pour la vérification de données temporelles ;
- `biorbd` : extension biomécanique pour la librairie C++ de corps rigide RBDL [138] ;
- `bioptim` : librairie C++ de contrôle optimale ;
- `bioviz` : librairie Python pour la visualisation de modèle biorbd.

Cet écosystème de librairies a été utilisé pour réaliser l'ensemble des analyses présentées dans cette thèse. Ces différents projets sont parfois à un stade de développement différent. Alors que certains sont encore expérimentaux (`bioviz`, `bioptim`, `1d-verification` et `pyosim`), d'autres sont prêts pour la publication et le partage public (`pyomeca`, `biorbd` et `ezc3d`).



**Fig. 66.** Interdépendances des différents projets développés sous l’égide de pyomeca ([github.com/pyomeca](https://github.com/pyomeca)).

En conclusion, la philosophie de développement de pyomeca a favorisé le développement de plusieurs librairies qui couvrent des besoins variés, allant de la simple écriture de fichiers c3d jusqu’à la formulation de problème de contrôle optimal. Bien qu’elles couvrent un large champ de possibilité, ces librairies convergent toutes vers l’objectif de rendre le développement d’analyse biomécanique plus accessible, efficace et agréable.

### 6.2.3. Futurs développements

Bien que pyomeca est déjà une solution publiée et disponible, nous anticipons plusieurs développements pour étendre les fonctionnalités et la prise en main de cette librairie. Étant dans un laboratoire de recherche, le développement de nos solutions logicielles est d’abord orienté vers nos besoins de recherche, et nous souhaitons promouvoir et partager ces solutions avec la communauté pour une utilisation en recherche et en éducation. Nous pensons que pyomeca constitue actuellement une base solide pour l’implémentation de variables biomécaniques, telles que les indicateurs présentés dans la section précédente ou des variables cliniques associées à la marche par exemple. De cette façon, pyomeca permettrait de traiter et d’extraire des variables cliniques pertinentes à partir des données brutes. De nombreuses fonctionnalités sont encore nécessaires pour la construction et l’utilisation de modèle cinématique, telles que l’implémentation d’algorithmes pour déterminer les centres et les axes de rotation ou pour estimer les angles

articulaires. Compte tenu de leur popularité, nous souhaitons aussi supporter les centrales inertielles dans un futur rapproché. Alors que pyomeca est actuellement destiné à des programmeurs, nous souhaiterions aussi inclure des cliniciens en développant des interfaces graphiques, à l'image de biomechzoo par Dixon et al. [117]. Enfin, nous aimerions améliorer l'accessibilité des analyses biomécaniques par la formation de nouveaux utilisateurs à pyomeca et à l'écosystème scientifique en proposant des séminaires et en étoffant notre documentation.

En conclusion de cette section, le logiciel d'analyse biomécanique libre développé dans le cadre de cette thèse se démarque des solutions existantes parce que c'est une solution libre, conviviale, spécialisée et sûre. La philosophie de développement de ce logiciel a stimulé la création de nombreuses librairies biomécaniques adressant des besoins variés. Des pistes de développement sont continuellement à l'étude pour rendre ces solutions logicielles utiles et performantes. L'écosystème de librairies biomécaniques actuellement en développement pourrait contribuer à rendre l'analyse biomécanique plus accessible, efficace et agréable.

### **6.3. Différences biomécaniques du membre supérieur selon le sexe pendant une tâche de manutention**

En réponse à notre **troisième objectif**, cette section porte sur les différences entre les femmes et les hommes mises en évidence par les indicateurs synthétiques présentés dans la section 6.1. Nous commencerons par une description générale de la tâche de manutention (sous-section 6.3.1) qui nous permettra de mieux comprendre la biomécanique de ce mouvement, en termes de technique, d'activations musculaires et de contraintes musculo-squelettiques. Puis, nous tenterons d'expliquer les différences liées au sexe, en termes de force physique (sous-section 6.3.2) et de stabilisation du membre supérieur (sous-section 6.3.3). Nous achèverons cette section en énonçant quelques limites et perspectives (sous-section 6.3.4).



### 6.3.1. Description générale de la tâche de manutention

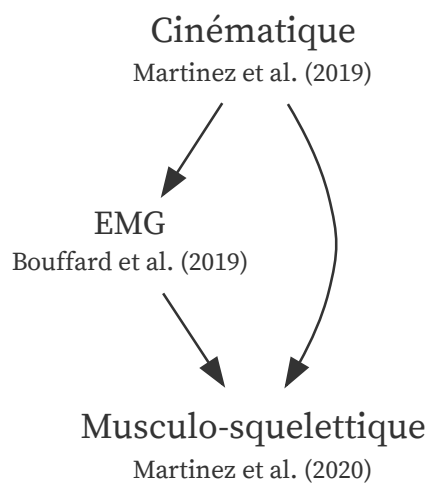
Nous avons utilisé la même tâche de manutention dans les quatre premières études de cette thèse. Celle-ci consistait à soulever une boîte de manutention de 6 et 12 kg entre le niveau des hanches et le niveau des yeux. Les participants utilisaient une technique de manutention différente selon la phase du mouvement, avec une plus grande contribution des articulations distales (poignet et coude) pendant la première moitié du mouvement pour rapprocher la boîte du tronc tandis que les articulations proximales (articulations pelvo-thoracique, sterno-claviculaire, mais surtout l'articulation glénohumérale) contribuaient davantage lors de l'élévation du bras pendant la deuxième moitié du mouvement. En conséquence de cette stratégie cinématique, nous avons observé deux pics distincts d'activation EMG, d'activations musculaires et de forces musculaires. Ces deux pics apparaissent lorsque la boîte est la plus éloignée du tronc, ce que conduit à un bras de levier plus long qui diminue l'efficacité mécanique de la contraction musculaire. Le second pic atteint une amplitude plus élevée que le premier, probablement en raison d'un bras de levier musculaire plus long qui nécessite une activation musculaire plus importante pour stabiliser le membre supérieur, mais également pour contrôler le dépôt de la boîte. Cette augmentation des activations musculaires et des contraintes musculo-squelettiques avec la hauteur de la boîte augmente probablement le risque de blessure au membre supérieur [36, 35]. En accord avec de nombreuses études (voir van der Molen et al. [401] pour une revue), ces résultats confirment que le travail au-dessus des épaules constitue un risque de blessure et devrait être évité.

En accord avec d'autres études, les principaux muscles moteurs en termes d'activation musculaire et de contraintes musculo-squelettiques étaient le deltoïde antérieur, le deltoïde médial et le trapèze supérieur [38, 36, 2, 132, 175]. En ce qui concerne les muscles de la coiffe des rotateurs, l'infra-épineux était le plus activé et le sous-scapulaire le moins. Ces résultats sont opposés à d'autres études musculo-squelettiques basées sur l'optimisation statique [35, 38]. L'intensité des activations peut avoir été influencée par le choix de fonction objective, les paramètres musculaires ou la cinématique articulaire [47]. De

plus, la co-contraction importante que nous avons observée pendant la totalité du mouvement est difficilement reproductible par l'optimisation statique [153, 205], et pourrait donc expliquer de telles différences.

Comme attendu, l'augmentation de la masse de la boîte de 6 à 12 kg a entraîné une augmentation de l'activation de tous les muscles de l'épaule ainsi que des contraintes musculo-squelettiques plus importantes. En effet, une boîte plus lourde requiert plus de force musculaire malgré une cinématique musculaire identique (longueur, vitesse et bras de levier). Cette augmentation était plus importante pour les muscles moteurs (deltoïdes antérieur et médial, pectoral majeur et biceps), que pour les muscles stabilisateurs (muscles de la coiffe des rotateurs) ou antagonistes (deltoïde postérieur, grand dorsal et triceps). Ce résultat est en accord avec la littérature [36, 441] et suggère de soulever des boîtes plus légères pour éviter les blessures du membre supérieur.

En conclusion, grâce aux indicateurs cinématiques, EMG et musculo-squelettiques développés dans le cadre de cette thèse, nous avons désormais une meilleure compréhension de l'interaction entre les stratégies cinématiques, les activations musculaires et les contraintes musculo-squelettiques appliquées au membre supérieur (Figure 67). Nos résultats confirment que le travail au-dessus des épaules et que la manipulation de boîte plus lourde constituent des risques de blessure du membre supérieur.



**Fig. 67.** Interaction entre les stratégies cinématiques, les activations musculaires et les contraintes musculo-squelettiques appliquées au membre supérieur.

### 6.3.2. Interaction entre le sexe et la masse

Nous avons utilisé la tâche de manutention décrite dans la sous-section précédente pour investiguer les différences biomécaniques entre des femmes et des hommes manutentionnaires. Les deux masses utilisées ont permis de simuler différents rapports de masse : 50% (femmes à 6 kg et hommes à 12 kg), 100% (femmes et hommes à 6 ou 12 kg) ou 200% (femmes à 12 kg et hommes à 6 kg). Nos analyses cinématiques ont montré que les femmes utilisaient systématiquement plus leur articulation glénohumérale avec une boîte de 6 kg, comparativement à des hommes à 6 kg (100%) ou 12 kg (50%), et qu'elles maintenaient la boîte à une distance plus éloignée du tronc. En plus d'augmenter les contraintes mécaniques sur le dos [256], cette technique pourrait également augmenter les efforts appliqués sur l'épaule lors de la flexion du bras [210]. À l'inverse, les femmes utilisaient moins leur articulation glénohumérale avec une boîte de 12 kg, comparativement à des hommes à 6 kg (200%) ou 12 kg (100%), ainsi que leurs membres inférieurs. En contribuant plus à la hauteur de la boîte, l'utilisation des membres inférieurs pourrait réduire les contraintes appliquées sur le membre supérieur [210]. Ainsi, alors que nous pourrions nous attendre que les femmes compenseraient leur déficit de force avec une technique sécuritaire, nous avons observé l'inverse et de manière différente selon la masse de la boîte. Les hommes, quant à eux, gardent la même stratégie cinématique avec une boîte de 6 ou 12 kg — voire même 18 kg. Les femmes pourraient être plus influencées par la différence de 6 kg (entre la boîte de 6 et 12 kg) que les hommes car cela représente une fraction plus importante de leur masse corporelle. Cette plus grande différence relative nécessiterait des altérations cinématiques pour réduire l'effort musculaire requis [59]. Ces résultats sont en accord avec ceux de Yehoyakim et al. [440] qui ont constaté un effet de la masse soulevée sur les coordinations motrices de femmes manutentionnaires. Alors que les femmes changent de stratégie cinématique avec une boîte plus lourde, aucune interaction entre le sexe et la masse n'a été rapportée dans nos études EMG et musculo-squelettique ; pour tous les rapports de masse (50, 100 ou 200%), les femmes ont systématiquement des activations musculaires et des contraintes musculo-squelettiques plus

élevées. Nous avons ainsi observé des activations musculaires environ deux fois plus élevées chez les femmes pour une même masse, ce qui est conforme au rapport de force du membre supérieur d'environ 30 à 60% de celle des hommes rapporté dans la littérature [135, 166, 118]. Les différences biologiques résumées par Côté [91] peuvent expliquer cette différence, telles qu'une masse musculaire et des bras de levier plus faibles ou un nombre de fibres musculaires à contraction rapide moins élevé. Cette différence de force implique que les femmes sont plus proches de leur capacité maximale pour une même charge. Les altérations cinématiques et musculaires que nous avons observées suggèrent qu'une réduction de 50% de la masse n'est pas suffisante pour contrôler les différences de force physique entre hommes et femmes, et que la manipulation de boîtes de 12 kg est excessive pour les femmes incluses dans notre échantillon. Si tel est le cas, les recommandations en termes de masses acceptables devraient être réexaminées car celles-ci estiment que 90% des femmes seraient capables de soulever en toute sécurité une boîte de 12 kg de la hauteur des hanches à celle des yeux, deux fois par minute pendant 8 heures [375, 422, 424]. L'élaboration de ces lignes directrices sur les masses acceptables est le résultat d'études menées pendant 21 ans avant leur publication en 1991 [375] et basées sur une méthode psychophysique selon laquelle les travailleurs choisissaient une charge de travail qu'ils pouvaient maintenir pendant huit heures sans être fatigués, affaiblis ou essouffés. En 2011, Ciriello et al. [84] ont confirmé que les différences relatives de masses acceptables entre hommes et femmes étaient similaires avec celles reportées 20 ans plus tôt [375] (53% et 55%, respectivement). Après 20 ans, la valeur absolue des masses acceptables a, quant à elle, significativement diminué pour les femmes [84] et pour les hommes [83]. Ces résultats peuvent être expliqués par la diminution de la force physique et de la capacité cardio-vasculaire rapportée chez les deux sexes pour une période équivalente [355]. Afin de permettre une pratique de la manutention sécuritaire, il est donc nécessaire de réviser les masses acceptables et de les surveiller de manière continue dans les prochaines années. Bien que les différences de force physique entre hommes et femmes peuvent certainement expliquer une partie des différences reliées au sexe, il est

difficile de conclure sur cet aspect car nous n'avons pas mesuré la force maximale des participants. Il serait intéressant de la mesurer pour vérifier à partir de quel ratio de force les variables biomécaniques entre hommes et femmes deviennent équivalentes. La tâche d'intérêt étant dynamique, l'évaluation de la force maximale serait idéalement effectuée sur un dynamomètre isocinétique [125, 141] réglé sur une position et une vitesse similaires à celles rencontrées pendant le mouvement (*e.g.*, contraction concentrique pendant une flexion d'épaule à une vitesse de 60 degrés par seconde). Ces résultats, en complément d'autres études basées sur des méthodes psychophysiques [375, 84] et réalisées régulièrement sur une grande variété de groupes de participants dans différents pays, pourraient servir de point de départ pour modifier les recommandations en termes de masses acceptables pour des hommes et des femmes manutentionnaires.

Ainsi, notre indicateur cinématique a montré que les hommes répartissent la charge entre le tronc, la clavicule, l'épaule et les membres inférieurs, tandis que les femmes utilisent davantage l'articulation glénohumérale et maintiennent la boîte à une distance plus éloignée du tronc. Les femmes emploieraient donc une technique de manutention moins sécuritaire, malgré leur déficit de force. Les indicateurs EMG et musculo-squelettiques, quant à eux, soulignent des activations musculaires et des contraintes musculo-squelettiques systématiquement plus élevées chez femmes. Les altérations cinématiques et musculaires que nous avons observées suggèrent qu'une réduction de 50% de la masse n'est pas suffisante pour contrôler les différences de force physique entre hommes et femmes, et qu'une révision des masses acceptables devrait être envisagée.

### **6.3.3. Stabilisation du membre supérieur**

Bien que nous ayons observé un effet du sexe et de la masse sur la technique de manutention, les activations musculaires et les contraintes musculo-squelettiques, ces facteurs n'avaient aucun effet sur la co-contraction des muscles glénohumérales. Comme c'était le cas pour d'autres études portant sur le membre supérieur [35] et le membre inférieur [341], la masse n'a pas influencé le *Muscle Focus* des hommes et des femmes.

Nous nous attendions cependant à un effet du sexe sur le *Muscle Focus*. Les femmes auraient pu limiter la co-contraction pour minimiser la production de couples antagonistes, diminuant ainsi l'activité musculaire totale et le coût métabolique. Elles auraient pu également augmenter la co-contraction pour maintenir la stabilité glénohumérale pendant le mouvement [407, 38], diminuant ainsi le risque de blessure [356, 45]. Nos résultats suggèrent que le sexe n'a pas d'effet sur la co-contraction glénohumérale pendant une tâche de manutention. Anders et al. [6] ont pourtant rapporté une plus grande co-contraction glénohumérale et une plus petite amplitude d'activation des muscles agonistes au mouvement. Des différences méthodologiques, telles que la variable utilisée ou la tâche réalisée, pourraient expliquer pourquoi nos résultats montrent l'inverse. Il est aussi possible que le *Muscle Focus* ne soit pas assez sensible pour détecter les différences réelles de co-contraction. D'autres auteurs ont pourtant rapporté des effets significatifs du travail en hauteur [35] et des accidents vasculaires cérébraux [438, 439] sur le *Muscle Focus*. D'autres études sont nécessaires pour conclure sur la sensibilité du *Muscle Focus*.

Alors que nous n'avons pas observé un effet du sexe sur les co-contractions glénohumérales, nous avons montré que les femmes passaient plus de temps avec un risque élevé de dislocation de l'humérus. En effet, l'augmentation des activations musculaires, des forces musculaires et de la contribution glénohumérale observée chez les femmes pourrait augmenter la sollicitation des structures passives et ainsi nuire à la stabilité glénohumérale [28]. En conséquence, les forces de cisaillement appliquées à l'articulation glénohumérale augmentent par rapport aux forces de compression, ce qui impose des contraintes élevées aux muscles stabilisateurs et augmente le risque de blessure. L'infra-épineux, le deltoïde antérieur et le deltoïde médial sont tous les trois des muscles stabilisateurs de l'articulation glénohumérale [38, 437] et sont également les muscles les plus sollicités selon nos résultats. Le supra-épineux, quant à lui, permet de diminuer les forces de cisaillement et d'augmenter les forces de compressions agissant sur la tête humérale [1, 38], ainsi que de comprimer la tête humérale contre la cavité glénoïde [407] pour contre les translations provoquées par les muscles deltoïdes [132]. Nous pouvons donc supposer que

l'intégrité et le renforcement de ces muscles sont primordiaux pour prévenir l'instabilité glénohumérale [38, 407], et donc limiter le risque de blessure à l'épaule [356, 45].

Ainsi, nous n'avons pas observé d'effet du sexe sur le *Muscle Focus* et d'autres études sont nécessaires pour conclure si cette absence d'effet provient du manque de sensibilité de cet indicateur. Nous avons cependant montré que les femmes passaient plus de temps avec un risque élevé de dislocation de l'humérus, ce qui impose des contraintes élevées aux muscles stabilisateurs et augmente le risque de blessure.

#### 6.3.4. Considérations méthodologiques

Les différences biomécaniques que nous avons observées entre des femmes et des hommes manutentionnaires ont été discutées dans la section précédente. Il est cependant nécessaire de discuter de certains points méthodologiques pour interpréter correctement ces résultats.

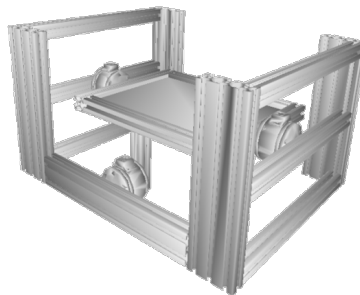
Une particularité de cette thèse est que nous avons réalisé nos inférences statistiques directement sur des données temporelles. L'EMG, par exemple, est un signal temporel complexe qui est influencé par des interactions intra- et inter-musculaires associées à la production de mouvements articulaires coordonnés [347]. La description des patrons de recrutement musculaire ne devrait donc pas se limiter à des statistiques réalisées sur un moment arbitraire ou sur des scalaires, tels que l'activation moyenne ou maximale, mais devrait plutôt s'intéresser aux possibles différences sur l'ensemble de l'enveloppe du signal EMG. La discrétisation des données peut avoir des conséquences statistiques en annulant, voir en inversant, des conclusions scientifiques. En effet, Pataky et al. [314] ont réanalysé des données EMG et cinématiques publiées et ont obtenu des conclusions opposées entre une analyse 0D (scalaire) et 1D. En plus d'introduire des erreurs statistiques, la réduction des données engendre une représentation abstraite des données, telles qu'un tableau ou un graphique à bars. Plusieurs solutions existent pour faire des inférences statistiques sur des données 1D. Il est possible de réaliser un test statistique sur chaque nœud temporel, ce qui représente une aberration statistique en soi puisque nous avons 100% de

chance d'obtenir un faux positif à partir de 20 nœuds avec un seuil  $\alpha$  fixé à 0.05. À l'inverse, une correction de Bonferonni serait trop conservatrice. La cartographie statistique paramétrique (SPM, de l'anglais *statistical parametric mapping*), est une technique statistique qui permet de calculer la probabilité d'avoir un effet significatif sur des données à  $n$ -dimensions. Développée à l'origine pour l'analyse de flux sanguin dans les images IRM [142, 431], la SPM a été largement citée et validée [432] (plus de 250,000 citations) et a depuis migré vers des applications diverses [430, 71], dont certaines en biomécaniques [314]. Nous avons donc choisi cette méthode statistique car elle semble particulièrement adaptée aux données biomécaniques ; d'autant plus que la librairie *open-source* `spm1d` [310] a été développé spécifiquement pour faciliter l'utilisation de la SPM en biomécanique.

En ce qui concerne le protocole expérimental, il convient de noter que l'ensemble des analyses ont été réalisées en laboratoire. Bien que la tâche expérimentale soit basée sur des observations du milieu de travail, l'environnement en laboratoire est éloigné des contraintes réelles du milieu professionnel. D'une manière générale de nombreuses études en biomécanique occupationnelle ont été réalisées en laboratoire, tandis que leurs applications dans des situations de travail réelles n'ont pas encore été suffisamment décrites dans la littérature [36, 329, 440, 325]. De nouvelles collectes de données, menées cette fois-ci dans un milieu de travail réel, pourraient permettre de confirmer nos résultats. Tous les participants impliqués dans nos études avaient moins de trois mois d'expérience en manutention. Les résultats se limitent donc à cet échantillon, et il aurait été préférable de contrôler l'expertise des participants, comme Plamondon et al. [324, 325] l'ont fait. Ce groupe d'individus est cependant assez représentatif des jeunes manutentionnaires qui sont embauchés sans qualification particulière et qui représentent la population la plus touchée en termes de blessure du membre supérieur, comparativement à des experts [180, 54, 164]. Alors que l'environnement de travail n'est pas toujours adapté aux femmes compte tenu des différences anthropométriques [320], nous avons conçu la tâche expérimentale pour contrôler l'effet de la taille (étagères ajustées au niveau des



yeux) et l'effet de la force physique (boîte de 6 et 12 kg). Comme nous l'avons mentionné dans la sous-section 6.3.2 (*Interaction entre le sexe et la masse*), il aurait été préférable de mesurer la force maximale de chaque participant et d'ajuster la masse de la boîte en conséquence pour mieux contrôler l'effet de la force physique. La conception de la boîte instrumentée — qui nécessitait la présence du capteur de force — limitait cependant les ajustements de masse possibles. De plus, la présence d'une poignée a probablement modifié les techniques de préhension. Dans une plus récente étude portant sur les experts et les novices [154], nous avons conçu une nouvelle boîte instrumentée sans poignée et avec trois capteurs de force (Figure 68). Celle-ci permettait de mesurer les forces à de nombreux points de contact tout en offrant plusieurs modes de préhension, comme c'est le cas pour des boîtes utilisées en situation de travail. Malgré le fait que cette nouvelle boîte instrumentée était plus fidèle aux conditions de travail, sa conception n'était pas aussi rigide que la boîte utilisée dans cette thèse dû aux différentes pièces d'assemblage maintenant les capteurs en position. En plus d'occasionner un ressenti différent dans la préhension, ce manque de rigidité a bruité les données de force. Ce bruit n'a pas pu être complètement éliminé en filtrant les signaux et a donc influencé l'estimation des forces musculaires. Ainsi, bien que la boîte utilisée dans cette thèse ne fut pas aussi fidèle que nous l'avions espéré, sa conception permet d'enregistrer les signaux de forces externes de qualité nécessaire à l'estimation des forces musculaires.



**Fig. 68.** Nouvelle conception de la boîte instrumentée, sans poignée et avec trois capteurs de force.

Le *Muscle Focus* n'est peut-être pas assez sensible pour détecter les différences de co-contractions entre des femmes et des hommes manutentionnaires. Comme le *Muscle Focus* dépend du signal EMG, les paramètres choisis lors du traitement du signal tels que la fréquence de coupure peuvent influencer la sensibilité de cet indicateur. Ces paramètres ont été déterminés à partir de la littérature, des caractéristiques du mouvement et des muscles considérés [269]. Nous aurions pu davantage personnaliser le traitement EMG en les ajustant selon le participant, la vitesse du mouvement et la puissance du signal. Étant donné que notre objectif était de comparer deux populations et qu'il n'existait pas de différence significative dans la vitesse du mouvement entre les deux groupes, nous avons cependant choisi de maintenir les mêmes paramètres EMG pour l'ensemble des participants. Il convient de noter que le calcul du *Muscle Focus* dépend aussi de la ligne d'action de chaque muscle, qui est elle-même influencée par le choix du modèle musculo-squelettique et par l'estimation de la cinématique articulaire [47]. De plus, les muscles qui ne sont pas directement attachés à l'humérus, tels que le biceps ou le triceps, n'ont pas été inclus dans notre calcul du *Muscle Focus*. Une approche optimale consisterait à intégrer tous les muscles agissant au niveau de l'articulation glénohumérale, ce qui représente un défi expérimental en raison des nombreux muscles profonds. Bien qu'il ne comprenne pas tous les muscles glénohuméraux, notre protocole EMG n'en demeure pas moins novateur puisqu'aucune étude en biomécanique occupationnelle n'a mesuré l'activité EMG des muscles de la coiffe des rotateurs pendant une tâche de manutention. La combinaison de l'EMG mesuré pour les muscles de surfaces et de l'activation musculaire estimée à partir d'un modèle musculo-squelettique pour les muscles profonds pourrait constituer une approche alternative [322]. Celle-ci permettrait aussi de valider les activations musculaires estimées comme l'utilisation de l'optimisation statique sous-estime les co-contractions qui ne sont pas dynamiquement nécessaires [288, 174]. L'introduction de l'EMG dans la fonction objective de l'optimisation statique pourrait mieux tenir compte des différentes stratégies musculaires entre des populations à haut risque de blessure, comme les femmes ou les novices, et à faible risque. En plus du suivi des signaux

EMG, d'autres solutions existent pour améliorer l'estimation des activations musculaires, telles que l'implémentation d'une contrainte de non-dislocation de l'humérus pour s'assurer que l'équilibre des forces musculaires est orienté vers la glène [38]. L'estimation des forces musculaires a probablement été aussi influencée par l'utilisation d'un modèle générique. En conséquence, les paramètres musculaires du modèle musculo-squelettiques n'ont pas été personnalisés pour chaque participant, ce qui a pu réduire la variabilité inter-individuelle et surestimer l'activation de certains muscles. Les résultats de l'analyse musculo-squelettique sont donc à interpréter avec prudence, particulièrement pour la quantification du temps passé avec un risque élevé de dislocation de l'humérus dans laquelle plusieurs valeurs aberrantes sont présentes (environ 5% des données). L'adaptation d'un modèle musculo-squelettique à diverses populations et à une tâche au-dessus des épaules implique de nombreux défis techniques. Nous avons intégré plusieurs modifications pour nous assurer que le modèle soit valide pour notre tâche d'intérêt, telles que l'ajustement des lignes d'action, des objets de contournement et des longueurs musculaires.

*"All models are wrong, but some are useful"* est un aphorisme courant en science ; il signifie que les modèles scientifiques sont toujours des simplifications de la réalité, mais qu'ils peuvent néanmoins être utiles. Dans notre cas et malgré ses limitations, les modèles cinématiques et musculo-squelettiques que nous avons utilisés nous ont permis de différencier la technique et les contraintes musculo-squelettiques entre des femmes et des hommes manutentionnaires. Pour cela, nous avons surmonté de nombreuses difficultés techniques, notamment en lien avec la description de la cinématique et de la modélisation de l'épaule. À notre connaissance, aucune étude biomécanique, ergonomique ou musculo-squelettique n'inclut autant de participants issus de populations spécifiques ( $n = 40$ ), avec des données de cinématique, d'EMG (surface et intramusculaire) et de force.

En conclusion de cette section, l'application des indicateurs cinématiques, EMG et musculo-squelettiques développés dans le cadre de cette thèse a permis de différencier la biomécanique du membre supérieur entre des femmes et des hommes manutentionnaires. Nous avons montré que les femmes emploient une technique de manutention moins sécuritaire, malgré leur déficit de force, ce qui pourrait augmenter les contraintes musculaires et les contraintes mécaniques appliquées à l'articulation glénohumérale. Nos résultats suggèrent également qu'une réduction de 50% de la masse n'est pas suffisante pour contrôler les différences de force physique entre hommes et femmes, et qu'une révision des masses acceptables devrait être envisagée. Ces résultats apportent des évidences biomécaniques qui pourraient contribuer à expliquer la prévalence de blessure plus élevée chez les femmes manutentionnaires.

#### **6.4. Pertinences ergonomiques et perspectives**

Ensemble, nos études cinématique, EMG et musculo-squelettiques suggèrent qu'il est crucial d'accorder une attention particulière au sexe pendant l'évaluation d'une tâche de travail au-dessus des épaules. Bien que nous apportions des évidences biomécaniques des différences entre des femmes et des hommes manutentionnaires, il est important de considérer la blessure musculo-squelettique comme un phénomène multicausal complexe [12, 408]. Nous ne pouvons pas conclure définitivement sur l'origine des différences de prévalence de blessure entre femmes et hommes car nous n'avons pas mesuré tous les facteurs qui rentrent en compte dans le développement d'une blessure, tels que les aspects physiologiques, psychologiques, sociaux ou culturels — une collaboration interdisciplinaire est indispensable pour cela. Nous pouvons néanmoins formuler quelques recommandations issues des résultats et des développements réalisés dans le cadre de cette thèse pour réduire la prévalence de blessure chez les femmes manutentionnaires,

et plus généralement pour le travail en hauteur. Des interventions ergonomiques efficaces devraient permettre aux travailleurs d'être suffisamment éloignés de leur limite de force physique maximale pendant l'exécution d'une tâche de manutention [73]. Comme énoncé précédemment, nos résultats suggèrent qu'une masse 12 kg est excessive pour les femmes de notre échantillon. Il existe déjà des recommandations internationales (norme ISO 11228-1) qui stipulent une masse de référence à soulever de 25 kg pour 95% des hommes et de 15 kg pour 99% des femmes, mais celles-ci ne sont pas spécifiques aux tâches au-dessus des épaules. Nous recommandons une révision des masses acceptables par la création d'une norme internationale spécifiquement dédiée aux tâches de travail en hauteur. Bien que la recommandation d'une masse acceptable absolue selon le sexe soit plus pratique d'un point de vue logistique, la détermination d'une masse relative selon un paramètre physiologique tel que la force maximale serait idéale. La normalisation selon un paramètre physiologique est, de notre point de vue, plus juste que la catégorisation selon le sexe. Cette approche plus personnalisée évite les stéréotypes tels que "toutes les femmes sont plus faibles", qui risquent d'accentuer la ségrégation systématique et les inégalités entre les sexes. Dans nos résultats, par exemple, les différences intra-sexe étaient parfois plus importantes que les différences inter-sexe et un chevauchement important entre les femmes et les hommes a été observé pour certains de nos indicateurs. Cependant, statistiquement, une plus grande proportion de femmes pourrait avoir besoin d'interventions ergonomiques sur le lieu de travail pour réduire les contraintes musculo-squelettiques par rapport à leur capacité maximale et rester ainsi productive et en santé.

L'interaction entre nos indicateurs cinématiques et musculo-squelettiques nous permet aussi de formuler des recommandations quant à la technique de manutention. Nous avons montré que les femmes emploient une technique de manutention moins sécuritaire, malgré leur déficit de force, ce qui pourrait augmenter les contraintes musculaires et les contraintes mécaniques appliquées à l'articulation glénohumérale. Une telle cinématique pourrait également entraîner un renforcement inadéquat des muscles de l'épaule sur le long terme [250]. Il est donc important d'intervenir avant que le travailleur développe de

mauvaises habitudes de manutention [214]. Compte tenu des différences biologiques et anthropométriques, une formation spécifiquement destinée aux femmes peut être envisagée. Dans un autre contexte, Vézina et al. [410] ont proposé une formation spécifique car les femmes ne doivent pas nécessairement utiliser les mêmes modes opératoires pour manipuler une échelle à cause de leur taille, leur poitrine, leur force physique et leur centre de gravité. Afin de réduire les contraintes musculo-squelettiques appliquées aux membres supérieurs, nous suggérons une technique qui (1) maintient la boîte proche du tronc, (2) utilise davantage les membres inférieurs, (3) réduit la contribution glénohumérale et (4) réduit le travail au-dessus des épaules. Concernant ce dernier point, le *United States National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH) a déjà suggéré d'éviter le travail qui requiert plus de 60 degrés d'élévation du bras [29]. Cette mesure est appliquée dans de nombreux pays et a déjà été publiée au Québec dans un rapport de l'Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et Sécurité au Travail (IRSST) [378]. Parallèlement, une norme émise par l'Assurance Maladie Française (R. 461) stipule que toutes activités de manutention réalisée au-delà de 1.8 m doivent être évitées. Bien qu'elles permettent de diminuer le travail en hauteur pour la majorité des travailleurs, ces recommandations sont toutes les deux basées sur des mesures anthropométriques moyennes. Des manutentionnaires de petite taille seraient automatiquement désavantagés. Une approche personnalisée qui prendrait en compte l'anthropométrie de chacun serait, encore une fois, plus adaptée. La hauteur, qui est un facteur de risque important dans le développement de blessure à l'épaule [401], est d'autant plus importante à considérer sachant que l'ensemble des différences que nous avons rapportées interviennent dans cette position et que les femmes ont tendance à travailler plus fréquemment dans cette position [99]. Au-delà de la considération du sexe pendant des interventions ergonomiques, nous recommandons une pratique ergonomique basée sur une approche personnalisée (*e.g.*, masse, hauteur, capacité) et fondée sur des travaux scientifiques multidisciplinaires.

Alors qu'il n'existait pas de méthode standard pour évaluer l'exposition de l'épaule lors de tâche de travail, nous avons développé et appliqué des indicateurs cinématiques,

EMG et musculo-squelettiques synthétiques de risque de blessure. Ces travaux sont une première étape vers la quantification objective de l'exposition aux facteurs de risques physiques pendant une tâche dynamique. Nos indicateurs peuvent être utilisés pour évaluer une tâche de travail et estimer les charges musculo-squelettiques sous-jacentes. Dans notre cas, ces indicateurs ont renforcé des recommandations connues et ont souligné l'importance d'une technique de manutention appropriée pour réduire les contraintes musculo-squelettiques, et par extension le risque de blessure. Ces indicateurs ont été également appliqués dans un article où nous avons investigué les différences liées à l'expertise [154]. Dans ce dernier, nous avons mis en évidence des différences cinématiques, EMG et musculo-squelettiques qui soulignent l'importance des formations permettant l'enseignement d'une technique de manutention sécuritaire. Il est pertinent de considérer l'ensemble des indicateurs développés dans cette thèse pour dresser un portrait biomécanique complet de la tâche de manutention. Il est néanmoins possible de les utiliser indépendamment selon le matériel et les compétences techniques disponibles. Dans un contexte de terrain, c'est-à-dire éloigné de l'environnement contrôlé en laboratoire, nous suggérons de retenir en priorité l'indicateur cinématique. Avec des connaissances biomécaniques et des données cinématiques, il est possible de recommander une technique de manutention sécuritaire. La technique de travail est un facteur important car elle est facilement modifiable et elle a un effet direct sur les contraintes musculo-squelettiques, et donc le risque de blessure [207]. Le système de capture du mouvement optoélectronique que nous avons utilisé est dispendieux, mais des systèmes alternatifs plus abordables et portables sont désormais couramment utilisés [211]. Les indicateurs EMG sont les suivants sur la liste. Bien que l'instrumentation peut devenir lourde si l'on souhaite inclure les muscles de la coiffe des rotateurs, le traitement et l'analyse du signal EMG est une tâche relativement simple avec pyomeca. Associé avec des observations visuelles de la technique de travail, les indicateurs EMG peuvent être suffisants pour évaluer une tâche de travail. Enfin, les indicateurs musculo-squelettiques se positionnent en derniers

en raison des compétences techniques avancées nécessaires pour personnaliser le modèle et implémenter une analyse musculo-squelettique complète. Malgré que les logiciels *pyomeca* et *pyosim* développés dans le cadre de cette thèse facilitent cette procédure, nous reconnaissons qu'il existe une barrière technique qui rend l'utilisation de la modélisation musculo-squelettique difficile dans un contexte de terrain.

Bien qu'utile, l'implémentation d'un ou plusieurs de ces indicateurs est une tâche complexe qui n'est pas envisageable dans un contexte où un professionnel de la santé et de la sécurité au travail n'aura pas forcément le temps et les compétences techniques pour les appliquer sur le terrain [104]. Le logiciel de biomécanique développé dans le cadre de cette thèse est une première étape pour améliorer l'accessibilité de ces développements techniques. *pyomeca* n'est cependant pas une solution spécifiquement conçue pour la biomécanique occupationnelle et des compétences de programmation sont nécessaires pour implémenter les développements techniques proposés dans cette thèse. Pour cette raison, la création d'interfaces graphiques et de solutions intégrées est indispensable pour assurer que ces outils soient utilisés par des ergonomes. Celles-ci pourraient assister le professionnel pour traiter le signal brut, calculer des variables biomécaniques pertinentes et présenter les résultats de façon relativement simple et rapide. En attendant la disponibilité de ces solutions, tous les codes utilisés dans cette thèse sont disponibles sur [GitHub](#) et distribués avec une licence *open-source*<sup>1</sup>:

- **SHR** : rythme scapulo-huméral ;
- **kinematics** : indicateur cinématique ;
- **EMG** : indicateurs électromyographiques ;
- **pyosim\_aws** : indicateurs musculo-squelettiques ;
- **1d-verification** : application de vérification de données temporelles.

---

<sup>1</sup>Les codes ont été développés tout au long de la thèse, de 2016 à 2020. Ils ont donc été écrits avec des technologies différentes et des versions de logiciels qui ne sont peut-être plus à jour. Les modifications majeures apportées à *pyomeca* pendant l'année 2020 ne sont donc pas utilisées. Nous n'avons malheureusement pas pu maintenir la compatibilité avec les anciennes versions de *Pyomeca*. Visitez la [documentation](#) ou [posez-nous des questions](#) pour adapter votre code à la nouvelle version.



Ces travaux de doctorat s'inscrivent dans un ensemble de développements techniques qui pourrait avoir un impact sur la biomécanique occupationnelle et la pratique de l'ergonomie dans les prochaines années. En terme expérimental, nous pouvons nous attendre à davantage de mesures sur le terrain grâce au développement des centrales inertielles [211, 327, 182, 89] et des électrodes EMG portables. Durant plus de trois heures, notre protocole expérimental est particulièrement long, d'autant plus que la moitié est dédiée à la préparation du participant (*e.g.*, apposition des marqueurs et des électrodes EMG, tests MVC). Il n'est évidemment pas envisageable de passer autant de temps de préparation sur le lieu de travail. Nous avons des projets basés sur l'apprentissage automatique en cours pour réduire le temps expérimental, tels que la prédiction de l'activation volontaire maximale des muscles de l'épaule pour réduire le nombre de tests de contraction nécessaires qui permet un gain de 30 minutes sur le temps expérimental ou la prédiction de l'activation de muscles profonds à partir de muscles de surface qui permet d'introduire des signaux EMG non mesurés dans l'estimation des forces musculaires. Nous estimons cependant qu'il est nécessaire de comprendre quels sont les paramètres biomécaniques importants en laboratoire avant d'aller sur le terrain avec une instrumentation minimaliste.

Bien que nos travaux soient pertinents pour étudier une tâche de manutention, une question qui demeure est de savoir si la tâche peut être réalisée de manière plus efficace et efficiente. Les techniques de contrôle optimal peuvent être utilisées pour trouver le meilleur ensemble de forces et de couples articulaires pour réaliser le mouvement. Si "*meilleur*" est défini comme le mouvement qui minimise l'effort musculaire, l'optimisation trouve la technique et les efforts nécessaires pour réaliser la tâche de manutention avec le moins d'effort musculaire. Les mouvements simulés peuvent ensuite être comparés au mouvement réel pour aider à trouver des techniques plus sécuritaires [329].

Une autre perspective de recherche consiste à s'inspirer des travaux réalisés en sciences du sport pour quantifier la charge d'entraînement des athlètes. Nous avons par exemple publié des travaux en hockey sur glace professionnel où la charge d'entraînement était

quantifiée et suivit avec des accéléromètres portés à chaque entraînement et matchs d'une saison complète [5]. Il est tout à fait envisageable d'appliquer la même technique en ergonomie, en considérant les manutentionnaires comme des athlètes de haut niveau. Les accéléromètres permettraient de quantifier la charge de travail, mais surtout de suivre ses variations tout au long de l'année. Mon expertise en apprentissage automatique pourrait être mise à profit pour tenter de classifier le type de mouvement réaliser ainsi que le risque de blessure associé [60]. Nous pouvons même imaginer un dispositif permettant une rétroaction en temps réel lorsque le risque de blessure devient trop élevé.

## Conclusion

---

L'objectif général de cette thèse était d'améliorer l'évaluation et la différenciation des techniques de manutention du membre supérieur. Les cinq études présentées ont permis de développer des indices cinématiques, EMG et musculo-squelettiques synthétiques pour évaluer et différencier des techniques de manutention du membre supérieur ; de développer un logiciel libre d'analyse biomécanique ; et d'utiliser les indices et le logiciel développés pour décrire les différences biomécaniques entre des femmes et des hommes manutentionnaires.

Alors qu'il n'existe pas de méthode standard pour évaluer l'exposition de l'épaule lors de tâche de travail, nous avons développé des indicateurs synthétiques pour évaluer et différencier des techniques de manutention du membre supérieur. La contribution des articulations à la hauteur de la boîte est un indicateur cinématique utile pour identifier des techniques de manutention problématiques et plus généralement les fonctions articulaires. La somme des activations EMG et le *Muscle Focus* sont des indicateurs EMG qui permettent d'estimer la quantité d'activation musculaire et la co-contraction musculaire. Enfin, la somme des activations et des forces musculaires ainsi que le temps passé avec un risque élevé de dislocation de l'humérus sont des indicateurs musculo-squelettiques qui permettent d'estimer les contraintes musculaires totales et les contraintes mécaniques appliquées à l'articulation glénohumérale. Utilisés ensemble, ces indicateurs nous ont permis de dresser un portrait biomécanique complet de la tâche de manutention et permettraient donc aux ergonomes d'évaluer une tâche ou une technique de travail particulière et d'estimer les contraintes musculo-squelettiques sous-jacentes.

Nous avons ensuite développé *pyomeca*, un logiciel libre d'analyse biomécanique qui supporte des tâches de base utiles dans le quotidien d'un chercheur en biomécanique, mais également des routines biomécaniques plus avancées axées sur la mécanique du corps rigide et le traitement de signal. *pyomeca* se démarque des logiciels biomécaniques existants parce que c'est une solution libre, conviviale, spécialisée et sûre. La philosophie de développement de ce logiciel a stimulé la création de nombreuses bibliothèques biomécaniques adressant des besoins variés et des pistes de développement sont continuellement à l'étude pour rendre ces logiciels utiles et performants. Cet écosystème de bibliothèques biomécaniques actuellement en développement pourrait contribuer à rendre l'analyse biomécanique accessible, efficace et agréable.

Finalement, nous avons utilisé les indices et le logiciel de biomécanique développés pour décrire les différences biomécaniques du membre supérieur entre femmes et des hommes réalisant une tâche de manutention. Nous avons montré que les femmes emploient une technique de manutention moins sécuritaire, malgré leur déficit de force, ce qui pourrait augmenter les contraintes musculaires et les contraintes mécaniques appliquées à l'articulation glénohumérale. Pour réduire le réduire les contraintes musculo-squelettiques, et par extension le risque de blessure, nous recommandons une technique de manutention qui maintient la boîte proche du tronc, utilise davantage les membres inférieurs, réduit la contribution glénohumérale et réduit le travail au-dessus des épaules. Nos résultats suggèrent également qu'une réduction de 50% de la masse n'est pas suffisante pour contrôler les différences de force physique entre hommes et femmes, et qu'une révision des masses acceptables devrait être envisagée. Ces résultats apportent des évidences biomécaniques qui pourraient contribuer à expliquer la prévalence de blessure du membre supérieur plus élevée chez les femmes manutentionnaires. Au-delà de la considération du sexe pendant des interventions ergonomiques, nous recommandons une pratique ergonomique basée sur une approche personnalisée et fondée sur des travaux scientifiques multidisciplinaires.

## Références bibliographiques

---

- [1] David C Ackland and Marcus G Pandy. Lines of action and stabilizing potential of the shoulder musculature. *J. Anat.*, 215(2):184–197, August 2009. ISSN 0021-8782, 1469-7580. doi: 10.1111/j.1469-7580.2009.01090.x.
- [2] David C Ackland, Ponnaren Pak, Martin Richardson, and Marcus G Pandy. Moment arms of the muscles crossing the anatomical shoulder. *J. Anat.*, 213(4):383–390, October 2008. ISSN 0021-8782, 1469-7580. doi: 10.1111/j.1469-7580.2008.00965.x.
- [3] David C Ackland, Yi-Chung Lin, and Marcus G Pandy. Sensitivity of model predictions of muscle function to changes in moment arms and muscle-tendon properties: a Monte-Carlo analysis. *J. Biomech.*, 45(8):1463–1471, May 2012. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.02.023.
- [4] D K Ahern, M J Follick, J R Council, N Laser-Wolston, and H Litchman. Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. *Pain*, 34(2):153–160, August 1988. ISSN 0304-3959. doi: 10.1016/0304-3959(88)90160-1.
- [5] Pierre Allard, Romain Martinez, Simon Deguire, and Jonathan Tremblay. In-Season session training load relative to match load in professional ice hockey. *J. Strength Cond. Res.*, January 2020. ISSN 1064-8011, 1533-4287. doi: 10.1519/JSC.0000000000003490.
- [6] C Anders, S Bretschneider, A Bernsdorf, K Erler, and W Schneider. Activation of shoulder muscles in healthy men and women under isometric conditions. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 14(6):699–707, December 2004. ISSN 1050-6411. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.04.003.
- [7] C K Anderson and D B Chaffin. A biomechanical evaluation of five lifting techniques. *Appl. Ergon.*, 17(1):2–8, March 1986. ISSN 0003-6870. doi: 10.1016/0003-6870(86)90186-9.
- [8] F C Anderson and M G Pandy. Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *J. Biomech.*, 34(2):153–161, February 2001. ISSN 0021-9290.

- [9] Vern Putz Anderson, Bruce Bernard, S E Burt, L L Cole, S Tanaka, and others. *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors: A Critical Review of Epidemiologic Evidence for Work-Related Musculoskeletal Disorders of the Neck, Upper Extremity, and Low Back*. U.S. Department of Health and Human Services, Public Health Service, Centers for Disease Control and Prevention, National Institute for Occupational Safety and Health, January 1997.
- [10] Nicholas T Antony and Peter J Keir. Effects of posture, movement and hand load on shoulder muscle activity. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 20(2):191–198, April 2010. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.04.010.
- [11] Melek Ardahan and Hatice Simsek. Analyzing musculoskeletal system discomforts and risk factors in computer-using office workers. *Pak. J. Med. Sci. Q.*, 32(6):1425–1429, November 2016. ISSN 1682-024X, 1681-715X. doi: 10.12669/pjms.326.11436.
- [12] T J Armstrong, P Buckle, L J Fine, M Hagberg, B Jonsson, A Kilbom, I A Kuorinka, B A Silverstein, G Sjøgaard, and E R Viikari-Juntura. A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scand. J. Work Environ. Health*, 19(2):73–84, April 1993. ISSN 0355-3140.
- [13] Edith M Arnold, Samuel R Hamner, Ajay Seth, Matthew Millard, and Scott L Delp. How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds. *J. Exp. Biol.*, 216(Pt 11):2150–2160, June 2013. ISSN 0022-0949, 1477-9145. doi: 10.1242/jeb.075697.
- [14] A Audenaert and E Audenaert. Global optimization method for combined spherical-cylindrical wrapping in musculoskeletal upper limb modelling. *Comput. Methods Programs Biomed.*, 92(1):8–19, October 2008. ISSN 0169-2607. doi: 10.1016/j.cmpb.2008.05.005.
- [15] Marie Authier, Monique Lortie, and Micheline Gagnon. Manual handling techniques: Comparing novices and experts. *Int. J. Ind. Ergon.*, 17(5):419–429, May 1996. ISSN 0169-8141. doi: 10.1016/0169-8141(95)00005-4.
- [16] S Barbat-Artigas, S Plouffe, C H Pion, and M Aubertin-Leheudre. Toward a sex-specific relationship between muscle strength and appendicular lean body mass index? *J. Cachexia Sarcopenia Muscle*, 4(2):137–144, June 2013. ISSN 2190-5991. doi: 10.1007/s13539-012-0100-8.
- [17] Marco Barbero, Roberto Merletti, and Alberto Rainoldi. *Atlas of Muscle Innervation Zones: Understanding Surface Electromyography and Its Applications*. Springer Science & Business Media, August 2012. ISBN 9788847024632.

- [18] P E Barkhaus and S D Nandedkar. Recording characteristics of the surface EMG electrodes. *Muscle Nerve*, 17(11):1317–1323, November 1994. ISSN 0148-639X. doi: 10.1002/mus.880171111.
- [19] C J Barnes, S J Van Steyn, and R A Fischer. The effects of age, sex, and shoulder dominance on range of motion of the shoulder. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 10(3):242–246, May 2001. ISSN 1058-2746. doi: 10.1067/mse.2001.115270.
- [20] Arnaud Barre and Stéphane Armand. Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Comput. Methods Programs Biomed.*, 114(1):80–87, April 2014. ISSN 0169-2607, 1872-7565. doi: 10.1016/j.cmpb.2014.01.012.
- [21] J V Basmajian and G Stecko. A new bipolar electrode for electromyography. *J. Appl. Physiol.*, September 1962. ISSN 0021-8987. doi: 10.1152/jappl.1962.17.5.849.
- [22] J Beach, A Senthilselvan, and N Cherry. Factors affecting work-related shoulder pain. *Occup. Med.*, 62(6):451–454, September 2012. ISSN 0962-7480, 1471-8405. doi: 10.1093/occmed/kqs130.
- [23] David J Beard, Jonathan L Rees, Jonathan A Cook, Ines Rombach, Cushla Cooper, Naomi Merritt, Beverly A Shirkey, Jenny L Donovan, Stephen Gwilym, Julian Savulescu, Jane Moser, Alastair Gray, Marcus Jepson, Irene Tracey, Andrew Judge, Karolina Wartolowska, Andrew J Carr, and CSAW Study Group. Arthroscopic subacromial decompression for subacromial shoulder pain (CSAW): a multicentre, pragmatic, parallel group, placebo-controlled, three-group, randomised surgical trial. *Lancet*, 391(10118):329–338, January 2018. ISSN 0140-6736, 1474-547X. doi: 10.1016/S0140-6736(17)32457-1.
- [24] M Begon, T Monnet, and P Lacouture. Effects of movement for estimating the hip joint centre. *Gait Posture*, 25(3):353–359, March 2007. ISSN 0966-6362. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.04.010.
- [25] Mickaël Begon, Michael Skipper Andersen, and Raphaël Dumas. Multibody kinematics optimization for the estimation of upper and lower limb human joint kinematics: A systematized methodological review. *J. Biomech. Eng.*, 140(3), March 2018. ISSN 0148-0731, 1528-8951. doi: 10.1115/1.4038741.
- [26] Colombe Bélaïse, Fabien Dal Maso, Benjamin Michaud, Katja Mombaur, and Mickaël Begon. An EMG-marker tracking optimisation method for estimating muscle forces. *Multibody Syst. Dyn.*, 42(2):119–143, February 2018. ISSN 1384-5640, 1573-272X. doi: 10.1007/

s11044-017-9587-2.

- [27] Colombe Bélaïse, Benjamin Michaud, Fabien Dal Maso, Katja Mombaur, and Mickaël Begon. Which data should be tracked in forward-dynamic optimisation to best predict muscle forces in a pathological co-contraction case? *J. Biomech.*, 68:99–106, February 2018. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.12.028.
- [28] G Bergmann, F Graichen, A Bender, M Kääh, A Rohlmann, and P Westerhoff. In vivo glenohumeral contact forces—measurements in the first patient 7 months postoperatively. *J. Biomech.*, 40(10):2139–2149, January 2007. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.10.037.
- [29] B B Bernard. Musculoskeletal disorders (MSDs) and workplace factors: A critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back. *NIOSH*, pages 122–134, January 1997.
- [30] Sónia F Bernardes, Edmund Keogh, and Maria Luísa Lima. Bridging the gap between pain and gender research: a selective literature review. *Eur. J. Pain*, 12(4):427–440, May 2008. ISSN 1090-3801, 1532-2149. doi: 10.1016/j.ejpain.2007.08.007.
- [31] A Bertolino. Software testing research: Achievements, challenges, dreams. In *Future of Software Engineering (FOSE '07)*, pages 85–103. *ieeexplore.ieee.org*, May 2007. doi: 10.1109/FOSE.2007.25.
- [32] Manuela Besomi, Paul W Hodges, Jaap Van Dieën, Richard G Carson, Edward A Clancy, Catherine Disselhorst-Klug, Aleš Holobar, François Hug, Matthew C Kiernan, Madeleine Lowery, Kevin McGill, Roberto Merletti, Eric Perreault, Karen Søgaard, Kylie Tucker, Thor Besier, Roger Enoka, Deborah Falla, Dario Farina, Simon Gandevia, John C Rothwell, Bill Vicenzino, and Tim Wrigley. Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Electrode selection matrix. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 48:128–144, October 2019. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2019.07.008.
- [33] Manuela Besomi, Paul W Hodges, Edward A Clancy, Jaap Van Dieën, François Hug, Madeleine Lowery, Roberto Merletti, Karen Søgaard, Tim Wrigley, Thor Besier, Richard G Carson, Catherine Disselhorst-Klug, Roger M Enoka, Deborah Falla, Dario Farina, Simon Gandevia, Aleš Holobar, Matthew C Kiernan, Kevin McGill, Eric Perreault, John C Rothwell, and Kylie Tucker. Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 53:102438, June 2020. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2020.102438.



- [34] Michael J Bey, Stephanie K Brock, William N Beierwaltes, Roger Zael, Patricia A Kowalich, and Terrence R Lock. In vivo measurement of subacromial space width during shoulder elevation: technique and preliminary results in patients following unilateral rotator cuff repair. *Clin. Biomech.*, 22(7):767–773, August 2007. ISSN 0268-0033. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.04.006.
- [35] Y Blache, F Dal Maso, L Desmoulins, A Plamondon, and M Begon. Superficial shoulder muscle co-activations during lifting tasks: Influence of lifting height, weight and phase. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 25(2):355–362, April 2015. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.11.004.
- [36] Y Blache, L Desmoulins, P Allard, A Plamondon, and M Begon. Effects of height and load weight on shoulder muscle work during overhead lifting task. *Ergonomics*, 58(5):748–761, 2015. ISSN 0014-0139, 1366-5847. doi: 10.1080/00140139.2014.980336.
- [37] Y Blache, R Dumas, A Lundberg, and M Begon. Main component of soft tissue artifact of the upper-limbs with respect to different functional, daily life and sports movements. *J. Biomech.*, 62:39–46, September 2017. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.10.019.
- [38] Yoann Blache, Mickaël Begon, Benjamin Michaud, Landry Desmoulins, Paul Allard, and Fabien Dal Maso. Muscle function in glenohumeral joint stability during lifting task. *PLoS One*, 12(12):e0189406, December 2017. ISSN 1932-6203. doi: 10.1371/journal.pone.0189406.
- [39] Yoann Blache, Romain Martinez, Raphaël Dumas, Mickael Begon, Nicola Hagemeister, and Sonia Duprey. Chapter 20 - motion analysis and modeling of the shoulder: challenges and potential applications. In Sofia Scataglini and Gunther Paul, editors, *DHM and Posturography*, pages 261–271. Academic Press, January 2019. ISBN 9780128167137. doi: 10.1016/B978-0-12-816713-7.00020-9.
- [40] Wojciech Blajer, Adam Czaplicki, Krzysztof Dziewiecki, and Zenon Mazur. Influence of selected modeling and computational issues on muscle force estimates. *Multibody Syst. Dyn.*, 24(4):473–492, December 2010. ISSN 1384-5640, 1573-272X. doi: 10.1007/s11044-010-9216-9.
- [41] Silvia S Blemker and Scott L Delp. Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. *Ann. Biomed. Eng.*, 33(5):661–673, May 2005. ISSN 0090-6964.
- [42] Silvia S Blemker, Deanna S Asakawa, Garry E Gold, and Scott L Delp. Image-based musculoskeletal modeling: applications, advances, and future opportunities. *Journal of Magnetic*

*Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 25(2):441–451, 2007.

- [43] John D Blischak, Emily R Davenport, and Greg Wilson. A quick introduction to version control with git and GitHub. *PLoS Comput. Biol.*, 12(1):e1004668, January 2016. ISSN 1553-734X, 1553-7358. doi: 10.1371/journal.pcbi.1004668.
- [44] Julie Bodin, Catherine Ha, Jean-François Chastang, Alexis Descatha, Annette Leclerc, Marcel Goldberg, Ellen Imbernon, and Yves Roquelaure. Comparison of risk factors for shoulder pain and rotator cuff syndrome in the working population. *Am. J. Ind. Med.*, 55(7):605–615, July 2012. ISSN 0271-3586, 1097-0274. doi: 10.1002/ajim.22002.
- [45] Julie Bodin, Ronan Garlantézec, Nathalie Costet, Alexis Descatha, Natacha Fouquet, Sandrine Caroly, and Yves Roquelaure. Forms of work organization and associations with shoulder disorders: Results from a french working population. *Appl. Ergon.*, 59(Pt A):1–10, March 2017. ISSN 0003-6870, 1872-9126. doi: 10.1016/j.apergo.2016.07.019.
- [46] Craig E Boettcher, Karen A Ginn, and Ian Cathers. Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG. *J. Orthop. Res.*, 26(12):1591–1597, December 2008. ISSN 0736-0266, 1554-527X. doi: 10.1002/jor.20675.
- [47] Bart Bolsterlee, Dirkjan H E J Veeger, and Edward K Chadwick. Clinical applications of musculoskeletal modelling for the shoulder and upper limb. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 51(9): 953–963, September 2013. ISSN 0140-0118, 1741-0444. doi: 10.1007/s11517-013-1099-5.
- [48] B Bonnechère, B Jansen, P Salvia, H Bouzahouene, L Omelina, F Moiseev, V Sholukha, J Cornelis, M Rooze, and S Van Sint Jan. Validity and reliability of the kinect within functional assessment activities: comparison with standard stereophotogrammetry. *Gait Posture*, 39(1): 593–598, 2014. ISSN 0966-6362, 1879-2219. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.09.018.
- [49] Mark G Boocock, Grant A Mawston, and Steve Taylor. Age-related differences do affect postural kinematics and joint kinetics during repetitive lifting. *Clin. Biomech.*, 30(2):136–143, February 2015. ISSN 0268-0033, 1879-1271. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.12.010.
- [50] P A Borsa, E L Sauers, and D E Herling. Patterns of glenohumeral joint laxity and stiffness in healthy men and women. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 32(10):1685–1690, October 2000. ISSN 0195-9131.

- [51] Jason Bouffard, Romain Martinez, André Plamondon, Julie N Côté, and Mickaël Begon. Sex differences in glenohumeral muscle activation and coactivation during a box lifting task. *Ergonomics*, 62(10):1327–1338, October 2019. ISSN 0014-0139, 1366-5847. doi: 10.1080/00140139.2019.1640396.
- [52] Brice Bouvier, Sonia Duprey, Laurent Claudon, Raphaël Dumas, and Adriana Savescu. Upper limb kinematics using inertial and magnetic sensors: Comparison of Sensor-to-Segment calibrations. *Sensors*, 15(8):18813–18833, July 2015. ISSN 1424-8220. doi: 10.3390/s150818813.
- [53] Jonathan P Braman, Kristin D Zhao, Rebekah L Lawrence, Alicia K Harrison, and Paula M Ludewig. Shoulder impingement revisited: evolution of diagnostic understanding in orthopedic surgery and physical therapy. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 52(3):211–219, March 2014. ISSN 0140-0118, 1741-0444. doi: 10.1007/s11517-013-1074-1.
- [54] F Curtis Breslin and Peter Smith. Age-related differences in work injuries: a multivariate, population-based study. *Am. J. Ind. Med.*, 48(1):50–56, July 2005. ISSN 0271-3586. doi: 10.1002/ajim.20185.
- [55] Rebecca L Brookham, Joanna M Wong, and Clark R Dickerson. Upper limb posture and submaximal hand tasks influence shoulder muscle activity. *Int. J. Ind. Ergon.*, 40(3):337–344, May 2010. ISSN 0169-8141. doi: 10.1016/j.ergon.2009.11.006.
- [56] Stuart Buck. Solving reproducibility. *Science*, 348(6242):1403, June 2015. ISSN 0036-8075, 1095-9203. doi: 10.1126/science.aac8041.
- [57] Peter W Buckle and J Jason Devereux. The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Appl. Ergon.*, 33(3):207–217, May 2002. ISSN 0003-6870. doi: 10.1016/s0003-6870(02)00014-5.
- [58] Bureau of Labor Statistics. Nonfatal occupational injuries and illnesses requiring days away from work, 2015, 2015.
- [59] R Burgess-Limerick, B Abernethy, R J Neal, and V Kippers. Self-selected manual lifting technique: functional consequences of the interjoint coordination. *Hum. Factors*, 37(2):395–411, June 1995. ISSN 0018-7208. doi: 10.1518/001872095779064537.
- [60] Alexis Burns, Hojjat Adeli, and John A Buford. Upper limb movement classification via electromyographic signals and an enhanced probabilistic network. *J. Med. Syst.*, 44(10):176, August 2020. ISSN 0148-5598, 1573-689X. doi: 10.1007/s10916-020-01639-x.

- [61] S Canada. Anthropometry measures of the household population, by sex and age group. <https://www150.statcan.gc.ca/t1/tbl1/en/tv.action?pid=1310031901>, 2015. Accessed: 2017-NA-NA.
- [62] Aurelio Cappozzo, Ugo Della Croce, Alberto Leardini, and Lorenzo Chiari. Human movement analysis using stereophotogrammetry. part 1: theoretical background. *Gait Posture*, 21(2):186–196, February 2005. ISSN 0966-6362. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.01.010.
- [63] V Carbone, M M van der Krogt, H F J M Koopman, and N Verdonchot. Sensitivity of subject-specific models to errors in musculo-skeletal geometry. *J. Biomech.*, 45(14):2476–2480, September 2012. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.06.026.
- [64] L A G Castaneda, W A H Baquero, W G G Araujo, S J Isaza, and A F R Olaya. Methods of ergonomic evaluation in upper limb: A review in agricultural manual work. *Health Science Journal*, 14(2), May 2020. doi: 10.36648/1791-809X.14.2.711.
- [65] P R Cavanagh and P V Komi. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 42(3):159–163, November 1979. ISSN 0301-5548.
- [66] Andrea Cereatti, Tecla Bonci, Massoud Akbarshahi, Kamiar Aminian, Arnaud Barré, Mickael Begon, Daniel L Benoit, Caecilia Charbonnier, Fabien Dal Maso, Silvia Fantozzi, Cheng-Chung Lin, Tung-Wu Lu, Marcus G Pandy, Rita Stagni, Antonie J van den Bogert, and Valentina Camomilla. Standardization proposal of soft tissue artefact description for data sharing in human motion measurements. *J. Biomech.*, 62:5–13, September 2017. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.02.004.
- [67] Edward Chadwick, Dimitra Blana, Robert Kirsch, and Ton van den Bogert. DYNAMIC ARM SIMULATOR: A REAL-TIME MODEL OF THE UPPER LIMB. *J. Biomech.*, 40:S65, January 2007. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/S0021-9290(07)70062-3.
- [68] Don B Chaffin. Development of computerized human static strength simulation model for job design. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 7(4):305–322, 1997.
- [69] C Charbonnier, S Chagué, F C Kolo, J C K Chow, and A Lädermann. A patient-specific measurement technique to model shoulder joint kinematics. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, 100(7):715–719, November 2014. ISSN 1877-0568. doi: 10.1016/j.otsr.2014.06.015.

- [70] Luenda E Charles, Claudia C Ma, Cecil M Burchfiel, and Renguang G Dong. Vibration and ergonomic exposures associated with musculoskeletal disorders of the shoulder and neck. *Saf. Health Work*, 9(2):125–132, June 2018. ISSN 2093-7911. doi: 10.1016/j.shaw.2017.10.003.
- [71] Alan Chauvin, Keith J Worsley, Philippe G Schyns, Martin Arguin, and Frédéric Gosselin. Accurate statistical tests for smooth classification images. *J. Vis.*, 5(9):659–667, October 2005. ISSN 1534-7362. doi: 10.1167/5.9.1.
- [72] Shen-Kai Chen, Peter T Simonian, Thomas L Wickiewicz, James C Otis, and Russell F Warren. Radiographic evaluation of glenohumeral kinematics: A muscle fatigue model, 1999.
- [73] Yi-Lang Chen and Wen-Ko Chiou. Comparison of static lifting capacity between experienced and novice taiwanese female workers. *Work*, 52(3):549–558, 2015. ISSN 1051-9815, 1875-9270. doi: 10.3233/WOR-152184.
- [74] Lorenzo Chiari, Ugo Della Croce, Alberto Leardini, and Aurelio Cappozzo. Human movement analysis using stereophotogrammetry. part 2: instrumental errors. *Gait Posture*, 21(2): 197–211, February 2005. ISSN 0966-6362. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.04.004.
- [75] J Cholewicki, S M McGill, and R W Norman. Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: towards development of a hybrid approach. *J. Biomech.*, 28(3):321–331, March 1995. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/0021-9290(94)00065-c.
- [76] Jacek Cholewicki, Manohar M Panjabi, and Armen Khachatryan. Stabilizing function of trunk Flexor-Extensor muscles around a neutral spine posture, 1997.
- [77] Jaclyn N Chopp and Clark R Dickerson. Resolving the contributions of fatigue-induced migration and scapular reorientation on the subacromial space: an orthopaedic geometric simulation analysis. *Hum. Mov. Sci.*, 31(2):448–460, April 2012. ISSN 0167-9457, 1872-7646. doi: 10.1016/j.humov.2011.09.005.
- [78] Jaclyn N Chopp, John M O’Neill, Kevin Hurley, and Clark R Dickerson. Superior humeral head migration occurs after a protocol designed to fatigue the rotator cuff: a radiographic analysis. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 19(8):1137–1144, December 2010. ISSN 1058-2746, 1532-6500. doi: 10.1016/j.jse.2010.03.017.
- [79] Jaclyn N Chopp-Hurley, John M O’Neill, Alison C McDonald, Jacquelyn M Maciukiewicz, and Clark R Dickerson. Fatigue-induced glenohumeral and scapulothoracic kinematic variability: Implications for subacromial space reduction. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 29:55–63,

- August 2016. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2015.08.001.
- [80] Rubana H Chowdhury, Mamun B I Reaz, Mohd Alauddin Bin Mohd Ali, Ashrif A A Bakar, K Chellappan, and T G Chang. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*, 13(9):12431–12466, September 2013. ISSN 1424-8220. doi: 10.3390/s130912431.
- [81] Jeanette Reffstrup Christensen, Thomas Viskum Gjelstrup Bredahl, Jenny Hadrévi, Gisela Sjøgaard, and Karen Søgaard. Background, design and conceptual model of the cluster randomized multiple-component workplace study: FRamed intervention to decrease occupational muscle pain - “FRIDOM”. *BMC Public Health*, 16(1):1116, October 2016. ISSN 1471-2458. doi: 10.1186/s12889-016-3758-6.
- [82] Wolfgang Christian, Francisco Esqueembre, and Lyle Barbato. SPORE series winner. open source physics. *Science*, 334(6059):1077–1078, November 2011. ISSN 0036-8075, 1095-9203. doi: 10.1126/science.1196984.
- [83] Vincent M Ciriello, Patrick G Dempsey, Rammohan V Maikala, and Niall V O’Brien. Secular changes in psychophysically determined maximum acceptable weights and forces over 20 years for male industrial workers. *Ergonomics*, 51(5):593–601, May 2008. ISSN 0014-0139. doi: 10.1080/00140130701733590.
- [84] Vincent M Ciriello, Rammohan V Maikala, Patrick G Dempsey, and Niall V O’Brien. Gender differences in psychophysically determined maximum acceptable weights and forces for industrial workers observed after twenty years, 2011.
- [85] Peter J A Cock, Tiago Antao, Jeffrey T Chang, Brad A Chapman, Cymon J Cox, Andrew Dalke, Iddo Friedberg, Thomas Hamelryck, Frank Kauff, Bartek Wilczynski, and Michiel J L de Hoon. Biopython: freely available python tools for computational molecular biology and bioinformatics. *Bioinformatics*, 25(11):1422–1423, June 2009. ISSN 1367-4803, 1367-4811. doi: 10.1093/bioinformatics/btp163.
- [86] Ernest Amory Codman. Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa. *The Shoulder*, 1934.
- [87] Jacob Cohen. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Routledge, 2013.
- [88] G K Cole, B M Nigg, J L Ronsky, and M R Yeadon. Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. *J. Biomech. Eng.*, 115(4A):344–349, November 1993. ISSN 0148-0731. doi: 10.1115/

1.2895496.

- [89] I Conforti, I Mileti, D Panariello, T Caporaso, S Grazioso, Z Del Prete, A Lanzotti, G Di Gironimo, and E Palermo. Validation of a novel wearable solution for measuring L5/S1 load during manual material handling tasks. In *2020 IEEE International Workshop on Metrology for Industry 4.0 IoT*, pages 501–506, June 2020. doi: 10.1109/MetroInd4.0IoT48571.2020.9138259.
- [90] J L Cook and C Purdam. Is compressive load a factor in the development of tendinopathy? *Br. J. Sports Med.*, 46(3):163–168, March 2012. ISSN 0306-3674, 1473-0480. doi: 10.1136/bjsports-2011-090414.
- [91] J N Côté. A critical review on physical factors and functional characteristics that may explain a sex/gender difference in work-related neck/shoulder disorders. *Ergonomics*, 55(2):173–182, 2012. ISSN 0014-0139, 1366-5847. doi: 10.1080/00140139.2011.586061.
- [92] Julie Coté, Suzy Ngomo, Susan Stock, Karen Messing, Nicole Vézina, David Antle, Alain Delisle, Marie Bellemare, Marie Laberge, and Marie St-Vincent. Quebec research on work-related musculoskeletal disorders: deeper understanding for better prevention. *Relations industrielles/industrial relations*, 68(4):643–660, 2013.
- [93] Julie N Côté, Denis Raymond, Pierre A Mathieu, Anatol G Feldman, and Mindy F Levin. Differences in multi-joint kinematic patterns of repetitive hammering in healthy, fatigued and shoulder-injured individuals. *Clin. Biomech.*, 20(6):581–590, July 2005. ISSN 0268-0033. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.02.012.
- [94] Mark P Cote, Gregg Gomlinski, Jeremiah Tracy, and Augustus D Mazzocca. Radiographic analysis of commonly prescribed scapular exercises. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 18(2):311–316, March 2009. ISSN 1058-2746, 1532-6500. doi: 10.1016/j.jse.2008.09.010.
- [95] R D Crowninshield and R A Brand. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J. Biomech.*, 14(11):793–801, 1981. ISSN 0021-9290.
- [96] E Culham and M Peat. Functional anatomy of the shoulder complex. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 18(1):342–350, July 1993. ISSN 0190-6011. doi: 10.2519/jospt.1993.18.1.342.
- [97] Andrea Giovanni Cutti, Gabriele Paolini, Marco Troncossi, Angelo Cappello, and Angelo Davalli. Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. *Gait Posture*, 21(3):341–349, April 2005. ISSN 0966-6362. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.04.001.
- [98] Barthélémy Dagenais and Martin P Robillard. Creating and evolving developer documentation: understanding the decisions of open source contributors. In *Proceedings of the eighteenth*

- ACM SIGSOFT international symposium on Foundations of software engineering, FSE '10*, pages 127–136, New York, NY, USA, November 2010. Association for Computing Machinery. ISBN 9781605587912. doi: 10.1145/1882291.1882312.
- [99] R Dahlberg, L Karlqvist, C Bildt, and K Nykvist. Do work technique and musculoskeletal symptoms differ between men and women performing the same type of work tasks? *Appl. Ergon.*, 35(6):521–529, November 2004. ISSN 0003-6870. doi: 10.1016/j.apergo.2004.06.008.
- [100] Fabien Dal Maso, Yoann Blache, Maxime Raison, Anton Arndt, and Mickaël Begon. Distance between rotator cuff footprints and the acromion, coracoacromial ligament, and coracoid process during dynamic arm elevations: Preliminary observations. *Man. Ther.*, 25:94–99, September 2016. ISSN 1356-689X, 1532-2769. doi: 10.1016/j.math.2016.03.002.
- [101] Fabien Dal Maso, Patrick Marion, and Mickaël Begon. Optimal combinations of isometric normalization tests for the production of maximum voluntary activation of the shoulder muscles. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 97(9):1542–1551.e2, September 2016. ISSN 0003-9993, 1532-821X. doi: 10.1016/j.apmr.2015.12.024.
- [102] Michael Damsgaard, John Rasmussen, Søren Tørholm Christensen, Egidijus Surma, and Mark de Zee. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody modeling system. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8):1100–1111, November 2006. ISSN 1569-190X. doi: 10.1016/j.simpat.2006.09.001.
- [103] Tien Tuan Dao. Rigid musculoskeletal models of the human body systems: a review. *J. Musculoskelet. Res.*, 19(03):1630001, September 2016. ISSN 0218-9577. doi: 10.1142/S0218957716300015.
- [104] G C David. Ergonomic methods for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Occup. Med.*, 55(3):190–199, May 2005. ISSN 0962-7480. doi: 10.1093/occmed/kqi082.
- [105] Roy B Davis, Sylvia Öunpuu, Dennis Tyburski, and James R Gage. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum. Mov. Sci.*, 10(5):575–587, October 1991. ISSN 0167-9457. doi: 10.1016/0167-9457(91)90046-Z.
- [106] Jill Dawson, Katherine Rogers, Ray Fitzpatrick, and Andrew Carr. The oxford shoulder score revisited, 2009.
- [107] P de Leva. Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of chandler’s data. *J. Biomech.*, 29(9):1231–1233, September 1996. ISSN 0021-9290.



- [108] Michiel P de Looze, Tim Bosch, Frank Krause, Konrad S Stadler, and Leonard W O'Sullivan. Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics*, 59(5):671–681, May 2016. ISSN 0014-0139, 1366-5847. doi: 10.1080/00140139.2015.1081988.
- [109] Sergio Cozzetti B de Souza, Nicolas Anquetil, and Káthia M de Oliveira. A study of the documentation essential to software maintenance. In *Proceedings of the 23rd annual international conference on Design of communication: documenting & designing for pervasive information*, SIGDOC '05, pages 68–75, New York, NY, USA, September 2005. Association for Computing Machinery. ISBN 9781595931757. doi: 10.1145/1085313.1085331.
- [110] B C de Zwart, M H Frings-Dresen, and A Kilbom. Gender differences in upper extremity musculoskeletal complaints in the working population. *Int. Arch. Occup. Environ. Health*, 74(1):21–30, January 2001. ISSN 0340-0131.
- [111] Ugo Della Croce, Alberto Leardini, Lorenzo Chiari, and Aurelio Cappozzo. Human movement analysis using stereophotogrammetry. part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait Posture*, 21(2):226–237, February 2005. ISSN 0966-6362. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.05.003.
- [112] Scott L Delp, Frank C Anderson, Allison S Arnold, Peter Loan, Ayman Habib, Chand T John, Eran Guendelman, and Darryl G Thelen. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 54(11):1940–1950, November 2007. ISSN 0018-9294. doi: 10.1109/TBME.2007.901024.
- [113] Patrick G Dempsey. Usability of the revised NIOSH lifting equation. *Ergonomics*, 45(12):817–828, October 2002. ISSN 0014-0139. doi: 10.1080/00140130210159977.
- [114] K S Dhillon. Subacromial impingement syndrome of the shoulder: A musculoskeletal disorder or a medical myth? *Malays Orthop J*, 13(3):1–7, November 2019. ISSN 1985-2533. doi: 10.5704/MOJ.1911.001.
- [115] Clark R Dickerson, Don B Chaffin, and Richard E Hughes. A mathematical musculoskeletal shoulder model for proactive ergonomic analysis. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 10(6):389–400, December 2007. ISSN 1025-5842. doi: 10.1080/10255840701592727.
- [116] D S Ditor and A L Hicks. The effect of age and gender on the relative fatigability of the human adductor pollicis muscle. *Can. J. Physiol. Pharmacol.*, 78(10):781–790, October 2000. ISSN 0008-4212.

- [117] Philippe C Dixon, Jonathan J Loh, Yannick Michaud-Paquette, and David J Pearsall. biomechzoo: An open-source toolbox for the processing, analysis, and visualization of biomechanical movement data. *Comput. Methods Programs Biomed.*, 140:1–10, March 2017. ISSN 0169-2607. doi: 10.1016/j.cmpb.2016.11.007.
- [118] Rob Kw Douma, Remko Soer, Wim P Krijnen, Michiel Reneman, and Cees P van der Schans. Reference values for isometric muscle force among workers for the netherlands: a comparison of reference values. *BMC Sports Sci. Med. Rehabil.*, 6(1):10, February 2014. ISSN 2052-1847. doi: 10.1186/2052-1847-6-10.
- [119] Janessa D M Drake and Jack P Callaghan. Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 16(2):175–187, April 2006. ISSN 1050-6411. doi: 10.1016/j.jelekin.2005.07.003.
- [120] P Duguay, A Boucher, M A Busque, P Prud’homme, and D Vergara. Lésions professionnelles indemnisées au québec en 2005-2007 : Profil statistique par industrie - catégorie professionnelle. *Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité du travail*, 2012.
- [121] Raphael Dumas. 3D kinematics and inverse dynamics. <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/58021-3d-kinematics-and-inverse-dynamics>, November 2019. Accessed: 2020-8-28.
- [122] Raphaël Dumas, Thomas Robert, Laurence Cheze, and Jean-Pierre Verriest. Thorax and abdomen body segment inertial parameters adjusted from McConville et al. and young et al. *International Biomechanics*, 2(1):113–118, January 2015. doi: 10.1080/23335432.2015.1112244.
- [123] Sonia Duprey, Fabien Billuart, Sungjin Sah, Xavier Ohl, Thomas Robert, Wafa Skalli, and Xuguang Wang. Three-Dimensional rotations of the scapula during arm abduction: Evaluation of the acromion marker cluster method in comparison with a Model-Based approach using biplanar radiograph images. *J. Appl. Biomech.*, 31(5):396–402, October 2015. ISSN 1065-8483, 1543-2688. doi: 10.1123/jab.2014-0244.
- [124] Sonia Duprey, Alexandre Naaim, Florent Moissenet, Mickaël Begon, and Laurence Chèze. Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation: An overview. *J. Biomech.*, 62:87–94, September 2017. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.12.005.

- [125] Pascal Edouard, Philippe Codine, Pierre Samozino, Pierre-Louis Bernard, Christian Hérisson, and Vincent Gremeaux. Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the biodex dynamometer. *J. Sci. Med. Sport*, 16(2):162–165, March 2013. ISSN 1440-2440, 1878-1861. doi: 10.1016/j.jsams.2012.01.007.
- [126] T Bradley Edwards, Aziz Boulahia, Jean-François Kempf, Pascal Boileau, Chantal Némoz, and Gilles Walch. Shoulder arthroplasty in patients with osteoarthritis and dysplastic glenoid morphology. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 13(1):1–4, January 2004. ISSN 1058-2746. doi: 10.1016/j.jse.2003.09.011.
- [127] R M Ehrig, W R Taylor, G N Duda, and M O Heller. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *J. Biomech.*, 39(15):2798–2809, 2006. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.10.002.
- [128] R M Ehrig, W R Taylor, G N Duda, and M O Heller. A survey of formal methods for determining functional joint axes. *J. Biomech.*, 40(10):2150–2157, 2007. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.10.026.
- [129] Richard A Ekstrom, Gary L Soderberg, and Robert A Donatelli. Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 15(4):418–428, August 2005. ISSN 1050-6411. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.09.006.
- [130] H Ellman. Diagnosis and treatment of incomplete rotator cuff tears. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, (254):64–74, May 1990. ISSN 0009-921X.
- [131] Ahmet Erdemir, Scott McLean, Walter Herzog, and Antonie J van den Bogert. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin. Biomech.*, 22(2):131–154, February 2007. ISSN 0268-0033. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005.
- [132] Rafael F Escamilla, Kyle Yamashiro, Lonnie Paulos, and James R Andrews. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports Med.*, 39(8):663–685, 2009. ISSN 0112-1642. doi: 10.2165/00007256-200939080-00004.
- [133] S Esmail, Y Bhambhani, and S Brintnell. Gender differences in work performance on the baltimore therapeutic equipment work simulator. *Am. J. Occup. Ther.*, 49(5):405–411, May 1995. ISSN 0272-9490.
- [134] V Eva, A Lars, F Evy, and H Christer. Disability pensions due to musculo-skeletal disorders among men in heavy occupations. a case-control study. *Scand. J. Soc. Med.*, 20(1):31–36,

March 1992. ISSN 0300-8037.

- [135] Anne Faber, Klaus Hansen, and Hanne Christensen. Muscle strength and aerobic capacity in a representative sample of employees with and without repetitive monotonous work. *Int. Arch. Occup. Environ. Health*, 79(1):33–41, January 2006. ISSN 0340-0131. doi: 10.1007/s00420-005-0025-z.
- [136] N Fallentin, B Juul-Kristensen, S Mikkelsen, J H Andersen, J P Bonde, P Frost, and L Endahl. Physical exposure assessment in monotonous repetitive work—the PRIM study. *Scand. J. Work Environ. Health*, 27(1):21–29, February 2001. ISSN 0355-3140.
- [137] Philippe Favre, Hilaire A C Jacob, and Christian Gerber. Changes in shoulder muscle function with humeral position: a graphical description. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 18(1):114–121, January 2009. ISSN 1058-2746, 1532-6500. doi: 10.1016/j.jse.2008.06.010.
- [138] Martin L Felis. RBDL: an efficient rigid-body dynamics library using recursive algorithms. *Auton. Robots*, 41(2):495–511, 2017. ISSN 0929-5593.
- [139] T Finni, P V Komi, and J Lukkariniemi. Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 77(3):289–291, February 1998. ISSN 0301-5548. doi: 10.1007/s004210050335.
- [140] T Finni, P V Komi, and V Lepola. In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat jump and counter movement jump. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 83(4-5): 416–426, November 2000. ISSN 1439-6319. doi: 10.1007/s004210000289.
- [141] B Forthomme, Z Dvir, J M Crielaard, and J L Croisier. Isokinetic assessment of the shoulder rotators: a study of optimal test position. *Clin. Physiol. Funct. Imaging*, 31(3):227–232, May 2011. ISSN 1475-0961, 1475-097X. doi: 10.1111/j.1475-097X.2010.01005.x.
- [142] K J Friston, A P Holmes, K J Worsley, J-P Poline, C D Frith, and R S J Frackowiak. Statistical parametric maps in functional imaging: A general linear approach. *Hum. Brain Mapp.*, 2(4): 189–210, 1994. ISSN 1065-9471. doi: 10.1002/hbm.460020402.
- [143] H Fukuda, M Mikasa, and K Yamanaka. Incomplete thickness rotator cuff tears diagnosed by subacromial bursography. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, (223):51–58, October 1987. ISSN 0009-921X.
- [144] S Gallagher, C A Hamrick, A C Love, and W S Marras. Dynamic biomechanical modelling of symmetric and asymmetric lifting tasks in restricted postures. *Ergonomics*, 37(8):1289–1310, August 1994. ISSN 0014-0139. doi: 10.1080/00140139408964909.

- [145] Sean Gallagher and John R Heberger. Examining the interaction of force and repetition on musculoskeletal disorder risk: a systematic literature review. *Hum. Factors*, 55(1):108–124, February 2013. ISSN 0018-7208, 1547-8181. doi: 10.1177/0018720812449648.
- [146] Mike Gancarz. *Linux and the Unix Philosophy*. Digital Press, August 2003. ISBN 9781555582739.
- [147] Arun Garg and Dan Beller. One-handed dynamic pulling strength with special reference to speed, handle height and angles of pulling. *Int. J. Ind. Ergon.*, 6(3):231–240, November 1990. ISSN 0169-8141. doi: 10.1016/0169-8141(90)90037-3.
- [148] Arun Garg and Jay M Kapellusch. Applications of biomechanics for prevention of work-related musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, 52(1):36–59, January 2009. ISSN 0014-0139. doi: 10.1080/00140130802480794.
- [149] Arun Garg, Don b Chaffin, and Andris Freivalds. Biomechanical stresses from manual load lifting: A static vs dynamic evaluation. *null*, 14(4):272–281, December 1982. ISSN 0569-5554. doi: 10.1080/05695558208975240.
- [150] B A Garner and M G Pandy. Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 4(2):93–126, February 2001. ISSN 1025-5842. doi: 10.1080/10255840008908000.
- [151] Brian A Garner and Marcus G Pandy. Estimation of musculotendon properties in the human upper limb. *Ann. Biomed. Eng.*, 31(2):207–220, February 2003. ISSN 0090-6964. doi: 10.1114/1.1540105.
- [152] Thomas J Gill, Elizabeth McIrvin, Mininder S Kocher, Karen Homa, Scott D Mair, and Richard J Hawkins. The relative importance of acromial morphology and age with respect to rotator cuff pathology. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 11(4):327–330, July 2002. ISSN 1058-2746. doi: 10.1067/mse.2002.124425.
- [153] Gerald L Gottlieb. Minimizing stress is not enough. *Motor Control*, 4(1):64–67, January 2000. ISSN 1087-1640, 1543-2696. doi: 10.1123/mcj.4.1.64.
- [154] Etienne Goubault, Martinez Romain, Assila Najoua, Monga-Dubreuil Élodie, Dowling-Medley Jennifer, Dal Maso Fabien, and Mickaël Begon. Effect of expertise on shoulder and upper limb kinematics, electromyography and estimated muscle forces during a lifting task. *Hum. Factors*, 2020. ISSN 0018-7208.

- [155] H Graichen, H Bonel, T Stammberger, K H Englmeier, M Reiser, and F Eckstein. Subacromial space width changes during abduction and rotation—a 3-D MR imaging study. *Surg. Radiol. Anat.*, 21(1):59–64, 1999. ISSN 0930-1038. doi: 10.1007/BF01635055.
- [156] H Graichen, H Bonél, T Stammberger, K H Englmeier, M Reiser, and F Eckstein. Sex-specific differences of subacromial space width during abduction, with and without muscular activity, and correlation with anthropometric variables. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 10(2):129–135, March 2001. ISSN 1058-2746. doi: 10.1067/mse.2001.112056.
- [157] K P Granata and K F Orishimo. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *J. Biomech.*, 34(9):1117–1123, September 2001. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/s0021-9290(01)00081-1.
- [158] Linda Grandell, Mia Peltomäki, Ralph-Johan Back, and Tapio Salakoski. Why complicate things? introducing programming in high school using python. In *Proceedings of the 8th Australasian Conference on Computing Education-Volume 52*, pages 71–80. academia.edu, 2006.
- [159] J R Grieve and C R Dickerson. Overhead work: Identification of evidence-based exposure guidelines. *Occup. Ergonomics*, 8(1):53–66, 2008. ISSN 1359-9364.
- [160] Aishwarya Grime, Sophie Daines, Lucy Pringle, Lee Heang, and Daniel C Ribeiro. The within-day reliability of scapular and shoulder EMG measurements in asymptomatic individuals during shoulder abduction, 2018.
- [161] Tomasz Hachaj and Marek R Ogiela. RMoCap: an R language package for processing and kinematic analyzing motion capture data. *Multimedia Systems*, August 2019. ISSN 1432-1882. doi: 10.1007/s00530-019-00633-9.
- [162] Diane Haering, Maxime Raison, and Mickael Begon. Measurement and description of three-dimensional shoulder range of motion with degrees of freedom interactions. *J. Biomech. Eng.*, 136(8), August 2014. ISSN 0148-0731, 1528-8951. doi: 10.1115/1.4027665.
- [163] N Hagemeister, M Senk, R Dumas, and L Chèze. Effect of axis alignment on in vivo shoulder kinematics. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 14(8):755–761, August 2011. ISSN 1025-5842, 1476-8259. doi: 10.1080/10255842.2010.493887.
- [164] M Häkkinen, E Viikari-Juntura, and R Martikainen. Job experience, work load, and risk of musculoskeletal disorders. *Occup. Environ. Med.*, 58(2):129–135, February 2001. ISSN 1351-0711. doi: 10.1136/oem.58.2.129.

- [165] R Happee and F C T Van der Helm. The control of shoulder muscles during goal directed movements, an inverse dynamic analysis, 1995.
- [166] Thomas Harbo, John Brincks, and Henning Andersen. Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 112(1):267–275, January 2012. ISSN 1439-6319, 1439-6327. doi: 10.1007/s00421-011-1975-3.
- [167] D E Hardt. Determining muscle forces in the leg during normal human Walking—An application and evaluation of optimization methods. *J. Biomech. Eng.*, 100(2):72–78, May 1978. ISSN 0148-0731. doi: 10.1115/1.3426195.
- [168] E F Harkness, G J Macfarlane, E S Nahit, A J Silman, and J McBeth. Mechanical and psychosocial factors predict new onset shoulder pain: a prospective cohort study of newly employed workers. *Occup. Environ. Med.*, 60(11):850–857, November 2003. ISSN 1351-0711, 1470-7926.
- [169] Richard Hartley and Andrew Zisserman. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. Cambridge University Press, 2003. ISBN 9780521540513. doi: 10.1017/CBO9780511811685.
- [170] B Harwood, D L Edwards, and J M Jakobi. Age- and sex-related differences in muscle activation for a discrete functional task. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 103(6):677–686, August 2008. ISSN 1439-6319. doi: 10.1007/s00421-008-0765-z.
- [171] Javeria A Hashmi and Karen D Davis. Women experience greater heat pain adaptation and habituation than men. *Pain*, 145(3):350–357, October 2009. ISSN 0304-3959, 1872-6623. doi: 10.1016/j.pain.2009.07.002.
- [172] H Hatze. Letter: The meaning of the term “biomechanics”. *J. Biomech.*, 7(2):189–190, March 1974. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/0021-9290(74)90060-8.
- [173] Herbert Hatze. The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications. *J. Biomech.*, 35(1):109–115, January 2002. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/S0021-9290(01)00158-0.
- [174] Sofia Heintz and Elena M Gutierrez-Farewik. Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach. *Gait Posture*, 26(2):279–288, July 2007. ISSN 0966-6362. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.09.074.
- [175] P Herberts, R Kadefors, C Högfors, and G Sigholm. Shoulder pain and heavy manual labor. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, pages 166–178, December 1984. ISSN 0009-921X.

- [176] H J Hermens, B Freriks, C Disselhorst-Klug, and G Rau. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 10(5):361–374, October 2000. ISSN 1050-6411. doi: 10.1016/s1050-6411(00)00027-4.
- [177] A L Hicks, J Kent-Braun, and D S Ditor. Sex differences in human skeletal muscle fatigue. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, 29(3):109–112, July 2001. ISSN 0091-6331.
- [178] Jennifer L Hicks, Thomas K Uchida, Ajay Seth, Apoorva Rajagopal, and Scott L Delp. Is my model good enough? best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *J. Biomech. Eng.*, 137(2):020905, February 2015. ISSN 0148-0731, 1528-8951. doi: 10.1115/1.4029304.
- [179] Michael J Hiley, Monique I Jackson, and Maurice R Yeadon. Optimal technique for maximal forward rotating vaults in men’s gymnastics. *Hum. Mov. Sci.*, 42:117–131, August 2015. ISSN 0167-9457, 1872-7646. doi: 10.1016/j.humov.2015.05.006.
- [180] Karen Louise Hill. *Occupational Injury, Employment Experiences and Inner City Emerging Adults*. PhD thesis, UCSF, 2014.
- [181] S Hirokawa, M Solomonow, Z Luo, Y Lu, and R D’Ambrosia. Muscular co-contraction and control of knee stability. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1(3):199–208, September 1991. ISSN 1050-6411. doi: 10.1016/1050-6411(91)90035-4.
- [182] Steven D Hlucny and Domen Novak. Characterizing human Box-Lifting behavior using wearable inertial motion sensors. *Sensors*, 20(8), April 2020. ISSN 1424-8220. doi: 10.3390/s20082323.
- [183] Marion Hoffmann, Diane Haering, and Mickaël Begon. Comparison between line and surface mesh models to represent the rotator cuff muscle geometry in musculoskeletal models. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 20(11):1175–1181, August 2017. ISSN 1025-5842, 1476-8259. doi: 10.1080/10255842.2017.1340463.
- [184] N Hogan. The mechanics of multi-joint posture and movement control. *Biol. Cybern.*, 52(5): 315–331, 1985. ISSN 0340-1200. doi: 10.1007/BF00355754.
- [185] Katherine R S Holzbaur, Wendy M Murray, and Scott L Delp. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Ann. Biomed. Eng.*, 33(6):829–840, June 2005. ISSN 0090-6964. doi: 10.1007/s10439-005-3320-7.
- [186] Wendela E Hooftman, Allard J van der Beek, Paulien M Bongers, and Willem van Mechelen. Is there a gender difference in the effect of work-related physical and psychosocial risk



- factors on musculoskeletal symptoms and related sickness absence? *Scand. J. Work Environ. Health*, 35(2):85–95, March 2009. ISSN 0355-3140.
- [187] Klein Horsman, H F J M Koopman, F C T van der Helm, L Poliacu Prosé, and H E J Veeger. Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clin. Biomech.*, 22(2):239–247, February 2007. ISSN 0268-0033. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.10.003.
- [188] Stephan Hoyer and Joseph J Hamman. xarray: N-D labeled arrays and datasets in python. *Journal of Open Research Software*, 5:304, April 2017. ISSN 2049-9647. doi: 10.5334/jors.148.
- [189] P L Hudak, P C Amadio, and C Bombardier. Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand) [corrected]. the upper extremity collaborative group (UECG). *Am. J. Ind. Med.*, 29(6):602–608, June 1996. ISSN 0271-3586. doi: 10.1002/(SICI)1097-0274(199606)29:6<602::AID-AJIM4>3.0.CO;2-L.
- [190] Julia Huntenburg, Alexandre Abraham, João Loula, Franziskus Liem, Kamalaker Dadi, and Gaël Varoquaux. Loading and plotting of cortical surface representations in nilearn. *Research Ideas and Outcomes*, 3:e12342, 2017.
- [191] J D Hunter. Matplotlib: A 2D graphics environment. *Computing in Science Engineering*, 9(3): 90–95, May 2007. ISSN 1558-366X. doi: 10.1109/MCSE.2007.55.
- [192] Sandra K Hunter, Ashley Critchlow, and Roger M Enoka. Influence of aging on sex differences in muscle fatigability. *J. Appl. Physiol.*, 97(5):1723–1732, November 2004. ISSN 0021-8987. doi: 10.1152/jappphysiol.00460.2004.
- [193] Robert W Hurley and Meredith C B Adams. Sex, gender, and pain: an overview of a complex field. *Anesth. Analg.*, 107(1):309–317, July 2008. ISSN 0003-2999, 1526-7598. doi: 10.1213/01.ane.0b013e31816ba437.
- [194] Donald E Ingber. Tension and compression as basic determinants of cell form and function: utilization of a cellular tensegrity mechanism. *Cell shape: determinants, regulation and regulatory role*, pages 3–31, 1989.
- [195] Verne T Inman, J B Dec M Saunders, and Leroy C Abbott. Observations on the function of the shoulder joint. *JBJS*, 26(1):1–30, 1944.
- [196] E Itoi, N E Motzkin, B F Morrey, and K N An. Scapular inclination and inferior stability of the shoulder. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 1(3):131–139, May 1992. ISSN 1058-2746. doi: 10.1016/1058-2746(92)90090-P.

- [197] M Jackson, B Michaud, P Tétreault, and M Begon. Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *J. Biomech.*, 45(12):2180–2183, August 2012. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.05.042.
- [198] Carole James, Lynette Mackenzie, and Mike Capra. Quantification of the safe maximal lift in functional capacity evaluations: comparison of muscle recruitment using SEMG and the-  
rapist observation. *J. Occup. Rehabil.*, 23(3):419–427, September 2013. ISSN 1053-0487, 1573-3688. doi: 10.1007/s10926-012-9407-8.
- [199] A Jaworowski, M M Porter, A M Holmbäck, D Downham, and J Lexell. Enzyme activities in the tibialis anterior muscle of young moderately active men and women: relationship with body composition, muscle cross-sectional area and fibre type composition. *Acta Physiol. Scand.*, 176(3):215–225, November 2002. ISSN 0001-6772. doi: 10.1046/j.1365-201X.2002.t01-2-01004.x.
- [200] Chris Jensen, Lotte Finsen, Karen Søgaaard, and Hanne Christensen. Musculoskeletal symptoms and duration of computer and mouse use. *Int. J. Ind. Ergon.*, 30(4):265–275, October 2002. ISSN 0169-8141. doi: 10.1016/S0169-8141(02)00130-0.
- [201] Victoria L Johnson, Mark Halaki, and Karen A Ginn. The use of surface electrodes to record infraspinatus activity is not valid at low infraspinatus activation levels. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 21(1):112–118, February 2011. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.08.007.
- [202] M P Kadaba, A Cole, M E Wootten, P McCann, M Reid, G Mulford, E April, and L Bigliani. Intramuscular wire electromyography of the subscapularis. *J. Orthop. Res.*, 10(3):394–397, May 1992. ISSN 0736-0266. doi: 10.1002/jor.1100100312.
- [203] M Kajko-Mattsson. The state of documentation practice within corrective maintenance. In *Proceedings IEEE International Conference on Software Maintenance. ICSM 2001*, pages 354–363, November 2001. doi: 10.1109/ICSM.2001.972748.
- [204] Teemu V Karjalainen, Nitin B Jain, Cristina M Page, Tuomas A Lähdeoja, Renea V Johnston, Paul Salamh, Lauri Kavaja, Clare L Ardern, Arnav Agarwal, Per O Vandvik, and Rachelle Buchbinder. Subacromial decompression surgery for rotator cuff disease. *Cochrane Database Syst. Rev.*, 1:CD005619, January 2019. ISSN 1469-493X, 1361-6137. doi: 10.1002/14651858.CD005619.pub3.

- [205] Azadeh Kian, Claudio Pizzolato, Mark Halaki, Karen Ginn, David Lloyd, Darren Reed, and David Ackland. Static optimization underestimates antagonist muscle activity at the glenohumeral joint: a musculoskeletal modeling study. *J. Biomech.*, page 109348, October 2019. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.109348.
- [206] Å Kilbom and K Messing. Work-related musculoskeletal disorders. *Women's Health at Work (Kilbom Å, pages 203–227, 1998.*
- [207] A Kilbom and J Persson. Work technique and its consequences for musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, 30(2):273–279, February 1987. ISSN 0014-0139, 1366-5847. doi: 10.1080/00140138708969706.
- [208] Å Kilbom, G M Hägg, and C Käll. One-handed load carrying—cardiovascular, muscular and subjective indices of endurance and fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 65(1): 52–58, 1992. ISSN 0301-5548.
- [209] Hyun-Kyung Kim and Yanxin Zhang. Estimation of lumbar spinal loading and trunk muscle forces during asymmetric lifting tasks: application of whole-body musculoskeletal modeling in OpenSim. *Ergonomics*, 60(4):563–576, April 2017. ISSN 0014-0139, 1366-5847. doi: 10.1080/00140139.2016.1191679.
- [210] Jung-Yong Kim, Min-Keun Chung, and Ji-Soo Park. Measurement of physical work capacity during arm and shoulder lifting at various shoulder flexion and ad/abduction angles. *Hum. Factors Man.*, 13(2):153–163, 21 2003. ISSN 1090-8471, 1520-6564. doi: 10.1002/hfm.10034.
- [211] S Kim and M A Nussbaum. Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks. *Ergonomics*, 56(2):314–326, 2013. ISSN 0014-0139, 1366-5847. doi: 10.1080/00140139.2012.742932.
- [212] S H Kim and M K Chung. Effects of posture, weight and frequency on trunk muscular activity and fatigue during repetitive lifting tasks. *Ergonomics*, 38(5):853–863, May 1995. ISSN 0014-0139. doi: 10.1080/00140139508925156.
- [213] Soo Y Kim, Shayan Shakeri, Clark R Dickerson, Talia Alenabi, and Anne M R Agur. Verification of intramuscular electromyography electrode placement for neuromuscular partitions of infraspinatus. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 49:102354, December 2019. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2019.102354.
- [214] P M King, J C Fisher, and A Garg. Evaluation of the impact of employee ergonomics training in industry. *Appl. Ergon.*, 28(4):249–256, August 1997. ISSN 0003-6870. doi:

10.1016/S0003-6870(96)00067-1.

- [215] Idsart Kingma, Michiel P de Looze, Huub M Toussaint, Hans G Klijnsma, and Tom B M Bruijnen. Validation of a full body 3-D dynamic linked segment model. *Hum. Mov. Sci.*, 15(6):833–860, December 1996. ISSN 0167-9457. doi: 10.1016/S0167-9457(96)00034-6.
- [216] A Kontaxis, A G Cutti, G R Johnson, and H E J Veeger. A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clin. Biomech.*, 24(3):246–253, March 2009. ISSN 0268-0033, 1879-1271. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.12.009.
- [217] J A Kopec, J M Esdaile, M Abrahamowicz, L Abenhaim, S Wood-Dauphinee, D L Lamping, and J I Williams. The quebec back pain disability scale. measurement properties. *Spine*, 20(3):341–352, February 1995. ISSN 0362-2436.
- [218] Ton Kuijpers, Daniëlle A W M van der Windt, Geert J M G van der Heijden, and Lex M Bouter. Systematic review of prognostic cohort studies on shoulder disorders. *Pain*, 109(3):420–431, June 2004. ISSN 0304-3959. doi: 10.1016/j.pain.2004.02.017.
- [219] S Kumar, D B Chaffin, and M Redfern. Isometric and isokinetic back and arm lifting strengths: device and measurement. *J. Biomech.*, 21(1):35–44, 1988. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/0021-9290(88)90189-3.
- [220] Shrawan Kumar. *Muscle strength*. CRC Press Boca Raton, 2004.
- [221] S Laforest, D M St-Pierre, J Cyr, and D Gayton. Effects of age and regular exercise on muscle strength and endurance. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 60(2):104–111, 1990. ISSN 0301-5548. doi: 10.1007/BF00846029.
- [222] Tuomas Lähdeoja, Teemu Karjalainen, Jarkko Jokihaara, Paul Salamh, Lauri Kavaja, Arnav Agarwal, Marinus Winters, Rachel Buchbinder, Gordon Guyatt, Per Olav Vandvik, and Clare L Ardern. Subacromial decompression surgery for adults with shoulder pain: a systematic review with meta-analysis. *Br. J. Sports Med.*, 54(11):665–673, June 2020. ISSN 0306-3674, 1473-0480. doi: 10.1136/bjsports-2018-100486.
- [223] Maria Laitenberger, Maxime Raison, Delphine Périé, and Mickael Begon. Refinement of the upper limb joint kinematics and dynamics using a subject-specific closed-loop forearm model. *Multibody Syst. Dyn.*, 33(4):413–438, April 2015. ISSN 1384-5640, 1573-272X. doi: 10.1007/s11044-014-9421-z.

- [224] Daniël Lakens. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Front. Psychol.*, 4:863, November 2013. ISSN 1664-1078. doi: 10.3389/fpsyg.2013.00863.
- [225] Jamie Landis, Inna Keselman, and Catherine N Murphy. Comparison of electromyographic (EMG) activity of selected forearm muscles during low grade resistance therapeutic exercises in individuals diagnosed with lateral epicondylitis. *Work*, 24(1):85–91, 2005. ISSN 1051-9815.
- [226] Mark L Latash. Muscle coactivation: definitions, mechanisms, and functions. *J. Neurophysiol.*, 120(1):88–104, July 2018. ISSN 0022-3077, 1522-1598. doi: 10.1152/jn.00084.2018.
- [227] W A Latko, T J Armstrong, A Franzblau, S S Ulin, R A Werner, and J W Albers. Cross-sectional study of the relationship between repetitive work and the prevalence of upper limb musculoskeletal disorders. *Am. J. Ind. Med.*, 36(2):248–259, August 1999. ISSN 0271-3586.
- [228] Steven A Lavender, Pei-Ling Ko, and Carolyn M Sommerich. Biomechanical evaluation of the Eco-Pick lift assist: A device designed to facilitate product selection tasks in distribution centers. *Appl. Ergon.*, 44(2):230–236, March 2013. ISSN 0003-6870, 1872-9126. doi: 10.1016/j.apergo.2012.07.006.
- [229] Steven A Lavender, Shasank Nagavarapu, and W Gary Allread. An electromyographic and kinematic comparison between an extendable conveyor system and an articulating belt conveyor used for truck loading and unloading tasks. *Appl. Ergon.*, 58:398–404, January 2017. ISSN 0003-6870, 1872-9126. doi: 10.1016/j.apergo.2016.07.016.
- [230] Peter Le, Thomas M Best, Safdar N Khan, Ehud Mendel, and William S Marras. A review of methods to assess coactivation in the spine. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 32:51–60, February 2017. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2016.12.004.
- [231] A Leardini, A Cappozzo, F Catani, S Toksvig-Larsen, A Petitto, V Sforza, G Cassanelli, and S Giannini. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J. Biomech.*, 32(1):99–103, January 1999. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/s0021-9290(98)00148-1.
- [232] Alberto Leardini, Lorenzo Chiari, Ugo Della Croce, and Aurelio Cappozzo. Human movement analysis using stereophotogrammetry. part 3. soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture*, 21(2):212–225, February 2005. ISSN 0966-6362. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.05.002.

- [233] F Leboeuf, R Baker, A Barré, J Reay, R Jones, and M Sangeux. The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. *Gait Posture*, 69:235–241, March 2019. ISSN 0966-6362, 1879-2219. doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.04.015.
- [234] A Leclerc, J-F Chastang, I Niedhammer, M-F Landre, Y Roquelaure, and Study Group on Repetitive Work. Incidence of shoulder pain in repetitive work. *Occup. Environ. Med.*, 61(1): 39–44, January 2004. ISSN 1351-0711, 1470-7926.
- [235] Guillaume Leclercq, Philippe Lefèvre, and Gunnar Blohm. 3D kinematics using dual quaternions: theory and applications in neuroscience. *Front. Behav. Neurosci.*, 7:7, February 2013. ISSN 1662-5153. doi: 10.3389/fnbeh.2013.00007.
- [236] Dongwoon Lee, Michael Glueck, Azam Khan, Eugene Fiume, and Ken Jackson. A survey of modeling and simulation of skeletal muscle. *ACM Trans. Graph.*, 28(4):1–13, 2010. ISSN 0730-0301.
- [237] Kwan S Lee, Don B Chaffin, and Gary D Herrin. Simulation of cart pushing and pulling, 1984.
- [238] Gregory J Lehman and Stuart M McGill. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle, 1999.
- [239] M Lempereur, F Leboeuf, S Brochard, and O Rémy-Néris. Effects of glenohumeral joint centre mislocation on shoulder kinematics and kinetics. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 17 Suppl 1:130–131, 2014. ISSN 1025-5842, 1476-8259. doi: 10.1080/10255842.2014.931539.
- [240] T P Leskinen. Comparison of static and dynamic biomechanical models. *Ergonomics*, 28(1): 285–291, January 1985. ISSN 0014-0139. doi: 10.1080/00140138508963135.
- [241] Jia-Hua Lin, Raymond W McGorry, and Wayne Maynard. One-handed standing pull strength in different postures: normative data. *Appl. Ergon.*, 44(4):603–608, July 2013. ISSN 0003-6870, 1872-9126. doi: 10.1016/j.apergo.2012.12.001.
- [242] Catherine H Linaker and Karen Walker-Bone. Shoulder disorders and occupation. *Best Pract. Res. Clin. Rheumatol.*, 29(3):405–423, June 2015. ISSN 1521-6942, 1532-1770. doi: 10.1016/j.berh.2015.04.001.
- [243] L Lindbeck and K Kjellberg. Gender differences in lifting technique. *Ergonomics*, 44(2):202–214, February 2001. ISSN 0014-0139, 1366-5847. doi: 10.1080/00140130120142.

- [244] R Lindman, A Eriksson, and L E Thornell. Fiber type composition of the human female trapezius muscle: enzyme-histochemical characteristics. *Am. J. Anat.*, 190(4):385–392, April 1991. ISSN 0002-9106. doi: 10.1002/aja.1001900406.
- [245] S B Lippitt, J E Vanderhooft, S L Harris, J A Sidles, D T Harryman, 2nd, and F A Matsen, 3rd. Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 2(1):27–35, January 1993. ISSN 1058-2746. doi: 10.1016/S1058-2746(09)80134-1.
- [246] J Liu, R E Hughes, W P Smutz, G Niebur, and K Nan-An. Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation, 1997.
- [247] Ming-Lun Lu, Vern Putz-Anderson, Arun Garg, and Kermit G Davis. Evaluation of the impact of the revised national institute for occupational safety and health lifting equation. *Hum. Factors*, 58(5):667–682, August 2016. ISSN 0018-7208, 1547-8181. doi: 10.1177/0018720815623894.
- [248] T W Lu and J J O’Connor. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J. Biomech.*, 32(2):129–134, February 1999. ISSN 0021-9290.
- [249] L Lucchetti, A Cappozzo, A Cappello, and U Della Croce. Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics. *J. Biomech.*, 31(11):977–984, November 1998. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/s0021-9290(98)00083-9.
- [250] Paula M Ludewig, Vandana Phadke, Jonathan P Braman, Daniel R Hassett, Cort J Cieminski, and Robert F LaPrade. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 91(2):378, 2009. ISSN 0021-9355.
- [251] J J Luime, B W Koes, I J M Hendriksen, A Burdorf, A P Verhagen, H S Miedema, and J A N Verhaar. Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. *Scand. J. Rheumatol.*, 33(2):73–81, 2004. ISSN 0300-9742, 1502-7732. doi: 10.1080/03009740310004667.
- [252] D J Magermans, E K J Chadwick, H E J Veeger, P M Rosing, and F C T van der Helm. Effectiveness of tendon transfers for massive rotator cuff tears: a simulation study. *Clin. Biomech.*, 19(2):116–122, February 2004. ISSN 0268-0033. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.09.008.
- [253] D J Magermans, E K J Chadwick, H E J Veeger, F C T van der Helm, and P M Rosing. Biomechanical analysis of tendon transfers for massive rotator cuff tears. *Clin. Biomech.*, 19

- (4):350–357, May 2004. ISSN 0268-0033. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.11.013.
- [254] M L Magnusson and M H Pope. A review of the biomechanics and epidemiology of working postures (it isn't always vibration which is to blame!). *J. Sound Vib.*, 215(4):965–976, August 1998. ISSN 0022-460X. doi: 10.1006/jsvi.1998.1677.
- [255] A F Mannion, G A Dumas, R G Cooper, F J Espinosa, M W Faris, and J M Stevenson. Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain: normal values and sex differences. *J. Anat.*, 190 ( Pt 4): 505–513, May 1997. ISSN 0021-8782.
- [256] W S Marras, J Parakkat, A M Chany, G Yang, D Burr, and S A Lavender. Spine loading as a function of lift frequency, exposure duration, and work experience. *Clin. Biomech.*, 21(4): 345–352, May 2006. ISSN 0268-0033. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.10.004.
- [257] William S Marras, Kermit G Davis, and Michael Jorgensen. Spine loading as a function of gender. *Spine*, 27(22):2514–2520, November 2002. ISSN 0362-2436, 1528-1159. doi: 10.1097/01.BRS.0000031264.74555.1D.
- [258] William S Marras, Kermit G Davis, and Michael Jorgensen. Gender influences on spine loads during complex lifting. *Spine J.*, 3(2):93–99, March 2003. ISSN 1529-9430.
- [259] Romain Martinez, Jason Bouffard, Benjamin Michaud, André Plamondon, Julie N Côté, and Mickaël Begon. Sex differences in upper limb 3D joint contributions during a lifting task. *Ergonomics*, 62(5):682–693, May 2019. ISSN 0014-0139, 1366-5847. doi: 10.1080/00140139.2019.1571245.
- [260] Romain Martinez, Benjamin Michaud, and Mickael Begon. pyomeca: An Open-Source framework for biomechanical analysis. *Journal of Open Source Software*, 5(53):2431, 2020.
- [261] S E Mathiassen, J Winkel, and G M Hägg. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies — a review, 1995.
- [262] Matsen and F. Glenohumeral instability. *The Shoulder*, 2004.
- [263] Julia Mayer, Thomas Kraus, and Elke Ochsmann. Longitudinal evidence for the association between work-related physical exposures and neck and/or shoulder complaints: a systematic review. *Int. Arch. Occup. Environ. Health*, 85(6):587–603, August 2012. ISSN 0340-0131, 1432-1246. doi: 10.1007/s00420-011-0701-0.
- [264] Wes Mc Kinney. Pandas: a foundational python library for data analysis and statistics. 2011. *Google Scholar There is no corresponding record for this reference*, 2011.



- [265] L McAtamney and E Nigel Corlett. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Appl. Ergon.*, 24(2):91–99, April 1993. ISSN 0003-6870. doi: 10.1016/0003-6870(93)90080-s.
- [266] John T McConville, Charles E Clauser, Thomas D Churchill, Jaime Cuzzi, and Ints Kaleps. Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. Technical report, ANTHROPOLOGY RESEARCH PROJECT INC YELLOW SPRINGS OH, 1980.
- [267] Alison C McDonald, Spencer M Savoie, Daanish M Mulla, and Peter J Keir. Dynamic and static shoulder strength relationship and predictive model. *Appl. Ergon.*, 67:162–169, February 2018. ISSN 0003-6870, 1872-9126. doi: 10.1016/j.apergo.2017.10.004.
- [268] R Merletti and S Muceli. Tutorial. surface EMG detection in space and time: Best practices. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 49:102363, December 2019. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2019.102363.
- [269] Roberto Merletti and P Di Torino. Standards for reporting EMG data. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 9(1):3–4, 1999. ISSN 1050-6411.
- [270] Roberto Merletti and Dario Farina. *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*. John Wiley & Sons, March 2016. ISBN 9781119082903.
- [271] C G Meskers, F C van der Helm, L A Rozendaal, and P M Rozing. In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. *J. Biomech.*, 31(1):93–96, January 1998. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/s0021-9290(97)00101-2.
- [272] Karen Messing. A feminist intervention that hurt women: Biological differences, ergonomics, and occupational health: Une intervention féministe qui a nui aux femmes: différences biologiques, égalité, ergonomie et santé au travail. *New Solut.*, 27(3):304–318, November 2017. ISSN 1048-2911, 1541-3772. doi: 10.1177/1048291117724800.
- [273] Karen Messing, Ana María Seifert, and Vanessa Couture. Les femmes dans les métiers non-traditionnels : le général, le particulier et l’ergonomie. *Travailler*, n° 15(1):131–147, 2006. ISSN 1620-5340.
- [274] Aaron Meurer, Christopher P Smith, Mateusz Paprocki, Ondřej Čertík, Sergey B Kirpichev, Matthew Rocklin, Amit Kumar, Sergiu Ivanov, Jason K Moore, Sartaj Singh, Thilina Rathnayake, Sean Vig, Brian E Granger, Richard P Muller, Francesco Bonazzi, Harsh Gupta, Shivam Vats, Fredrik Johansson, Fabian Pedregosa, Matthew J Curry, Andy R Terrel, Štěpán Roučka, Ashutosh Saboo, Isuru Fernando, Sumith Kulal, Robert Cimrman, and Anthony

- Scopatz. SymPy: symbolic computing in python. *PeerJ Comput. Sci.*, 3:e103, January 2017. ISSN 2376-5992. doi: 10.7717/peerj-cs.103.
- [275] B Michaud and B Begon. Thorax ellipsoid optimization based on scapula movements' area improves kinematic reconstruction of the scapula. In *Digital Human Modeling Congress*, page 26, 2016.
- [276] B Michaud, M Jackson, A Arndt, A Lundberg, and M Begon. Determining in vivo sternoclavicular, acromioclavicular and glenohumeral joint centre locations from skin markers, CT-scans and intracortical pins: A comparison study. *Med. Eng. Phys.*, 38(3):290–296, March 2016. ISSN 1350-4533, 1873-4030. doi: 10.1016/j.medengphy.2015.12.004.
- [277] Benjamin Michaud, Monique I Jackson, François Prince, and Mickaël S Begon. Can one angle be simply subtracted from another to determine range of motion in three-dimensional motion analysis? *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 17(5):507–515, April 2014. ISSN 1025-5842, 1476-8259. doi: 10.1080/10255842.2012.696104.
- [278] C Michel, R Arcand, H Crevier, N Dovonou, R Martin, P Pelletier, and R Phaneuf. Portrait national des troubles musculo-squelettiques (TMS) 1998-2007: TMS sous surveillance. Québec: Directions de santé publique et Institut national de santé publique, 2010.
- [279] Lori A Michener, Sevgi S Subasi Yesilyaprak, Ameer L Seitz, Mark K Timmons, and Matthew K Walsworth. Supraspinatus tendon and subacromial space parameters measured on ultrasonographic imaging in subacromial impingement syndrome. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 23(2):363–369, February 2015. ISSN 0942-2056, 1433-7347. doi: 10.1007/s00167-013-2542-8.
- [280] C Milgrom, M Schaffler, S Gilbert, and M van Holsbeeck. Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. the effect of age, hand dominance and gender. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 77(2): 296–298, March 1995. ISSN 0301-620X.
- [281] H Miranda, E Viikari-Juntura, R Martikainen, E P Takala, and H Riihimäki. A prospective study of work related factors and physical exercise as predictors of shoulder pain. *Occup. Environ. Med.*, 58(8):528–534, August 2001. ISSN 1351-0711.
- [282] H Miranda, L Punnett, E Viikari-Juntura, M Heliövaara, and P Knekt. Physical work and chronic shoulder disorder. results of a prospective population-based study. *Ann. Rheum. Dis.*, 67(2):218–223, February 2008. ISSN 0003-4967, 1468-2060. doi: 10.1136/ard.2007.069419.

- [283] Florent Moissenet, Colombe Bélaïse, Elodie Piche, Benjamin Michaud, and Mickaël Begon. An optimization method tracking EMG, ground reactions forces, and marker trajectories for Musculo-Tendon forces estimation in equinus gait. *Front. Neurobot.*, 13:48, July 2019. ISSN 1662-5218. doi: 10.3389/fnbot.2019.00048.
- [284] T Monnet, C Vallee, and P Lacouture. Identification of mass and mass centre position of body segments. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 11(sup001):165–166, January 2008. ISSN 1025-5842. doi: 10.1080/10255840802297184.
- [285] Pamela V Moore and Arun Garg. Revised NIOSH equation for manual lifting: A method for job evaluation. *AAOHN J.*, 43(4):211–218, April 1995. ISSN 0891-0162. doi: 10.1177/216507999504300408.
- [286] Pierre Morel. Gramm: grammar of graphics plotting in matlab. *JOSS*, 3(23):568, March 2018. ISSN 2475-9066. doi: 10.21105/joss.00568.
- [287] D L Morgan, U Proske, and D Warren. Measurements of muscle stiffness and the mechanism of elastic storage of energy in hopping kangaroos. *J. Physiol.*, 282:253–261, September 1978. ISSN 0022-3751. doi: 10.1113/jphysiol.1978.sp012461.
- [288] Melissa M Morrow, Jeffery W Rankin, Richard R Neptune, and Kenton R Kaufman. A comparison of static and dynamic optimization muscle force predictions during wheelchair propulsion. *J. Biomech.*, 47(14):3459–3465, November 2014. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.09.013.
- [289] J Mortensen, M Trkov, and A Merryweather. Improved ergonomic risk factor assessment using OpenSim and inertial measurement units. In *2018 IEEE/ACM International Conference on Connected Health: Applications, Systems and Engineering Technologies (CHASE)*, pages 27–28, September 2018.
- [290] Daanish M Mulla, Alison C McDonald, and Peter J Keir. Upper body kinematic and muscular variability in response to targeted rotator cuff fatigue. *Hum. Mov. Sci.*, 59:121–133, June 2018. ISSN 0167-9457, 1872-7646. doi: 10.1016/j.humov.2018.04.001.
- [291] Antoine Muller, Charles Pontonnier, Pierre Puchaud, and Georges Dumont. CusToM: a matlab toolbox for musculoskeletal simulation. *JOSS*, 4(33):927, January 2019. ISSN 2475-9066. doi: 10.21105/joss.00927.
- [292] G J Myers, T Badgett, T M Thomas, and C Sandler. *The Art of Software Testing*. Wiley, 1 edition, January 2012. ISBN 9781118031964, 9781119202486. doi: 10.1002/9781119202486.

- [293] Alexandre Naaim, Florent Moissenet, Sonia Duprey, Mickaël Begon, and Laurence Chèze. Effect of various upper limb multibody models on soft tissue artefact correction: A case study. *J. Biomech.*, 62:102–109, September 2017. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.01.031.
- [294] E S Nahit, I M Hunt, M Lunt, G Dunn, A J Silman, and G J Macfarlane. Effects of psychosocial and individual psychological factors on the onset of musculoskeletal pain: common and site-specific effects. *Ann. Rheum. Dis.*, 62(8):755–760, August 2003. ISSN 0003-4967. doi: 10.1136/ard.62.8.755.
- [295] C S Neer, 2nd. Impingement lesions. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, (173):70–77, March 1983. ISSN 0009-921X.
- [296] Charles S I I Neer. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: A PRELIMINARY REPORT. *JBJS*, 54(1):41, January 1972. ISSN 0021-9355.
- [297] Thomas E Nichols and Andrew P Holmes. Nonparametric permutation tests for functional neuroimaging: a primer with examples. *Hum. Brain Mapp.*, 15(1):1–25, January 2002. ISSN 1065-9471. doi: 10.1002/hbm.1058.
- [298] P K Nielsen, L Andersen, and K Jørgensen. The muscular load on the lower back and shoulders due to lifting at different lifting heights and frequencies. *Appl. Ergon.*, 29(6):445–450, December 1998. ISSN 0003-6870.
- [299] A Asadi Nikooyan, H E J Veeger, E K J Chadwick, M Praagman, and F C T van der Helm. Development of a comprehensive musculoskeletal model of the shoulder and elbow. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 49(12):1425–1435, December 2011. ISSN 0140-0118, 1741-0444. doi: 10.1007/s11517-011-0839-7.
- [300] Mamiko Noguchi, Jaclyn N Chopp, Stephanie P Borgs, and Clark R Dickerson. Scapular orientation following repetitive prone rowing: implications for potential subacromial impingement mechanisms. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 23(6):1356–1361, December 2013. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.08.007.
- [301] Catarina Nordander, Kerstina Ohlsson, Istvan Balogh, Gert-Ake Hansson, Anna Axmon, Roger Persson, and Staffan Skerfving. Gender differences in workers with identical repetitive industrial tasks: exposure and musculoskeletal disorders. *Int. Arch. Occup. Environ. Health*, 81(8):939–947, August 2008. ISSN 0340-0131, 1432-1246. doi: 10.1007/s00420-007-0286-9.

- [302] Olanrewaju O Okunribido and Christine M Haslegrave. Pouring liquid from a pot—kinematics of an everyday task. *Appl. Ergon.*, 34(4):355–373, July 2003. ISSN 0003-6870. doi: 10.1016/S0003-6870(03)00036-X.
- [303] Ana B Oliveira, Luciana C C B Silva, and Helenice J C G Coury. How do low/high height and weight variation affect upper limb movements during manual material handling of industrial boxes? *Rev. Bras. Fisioter.*, 15(6):494–502, November 2011. ISSN 1413-3555.
- [304] Patrick Omoumi. Advanced imaging of glenohumeral instability: It may be less complicated than it seems. *JBR-BTR*, 100(1):97, November 2016. ISSN 0302-7430, 2514-8281. doi: 10.5334/jbr-btr.1217.
- [305] Keith T Palmer, Elizabeth C Harris, Cathy Linaker, Mary Barker, Wendy Lawrence, Cyrus Cooper, and David Coggon. Effectiveness of community- and workplace-based interventions to manage musculoskeletal-related sickness absence and job loss: a systematic review. *Rheumatology*, 51(2):230–242, February 2012. ISSN 1462-0324, 1462-0332. doi: 10.1093/rheumatology/ker086.
- [306] G Palmerud, M Forsman, H Sporrang, P Herberts, and R Kadefors. Intramuscular pressure of the infra- and supraspinatus muscles in relation to hand load and arm posture. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 83(2-3):223–230, October 2000. ISSN 1439-6319. doi: 10.1007/s004210000282.
- [307] Rosa Pàmies-Vilà, Josep M Font-Llagunes, Javier Cuadrado, and F Javier Alonso. Analysis of different uncertainties in the inverse dynamic analysis of human gait. *Mechanism and Machine Theory*, 58:153–164, December 2012. ISSN 0094-114X. doi: 10.1016/j.mechmachtheory.2012.07.010.
- [308] M G Pandy. Computer modeling and simulation of human movement. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 3:245–273, 2001. ISSN 1523-9829. doi: 10.1146/annurev.bioeng.3.1.245.
- [309] Audrey Parent, Maxime Raison, Annie Pouliot-Laforte, Pierre Marois, Désirée B Maltais, and Laurent Ballaz. Impact of a short walking exercise on gait kinematics in children with cerebral palsy who walk in a crouch gait. *Clin. Biomech.*, 34:18–21, May 2016. ISSN 0268-0033, 1879-1271. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.03.003.
- [310] T C Pataky. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *J. Biomech.*, 43(10):1976–1982, July 2010. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.008.

- [311] Todd C Pataky. One-dimensional statistical parametric mapping in python. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 15(3):295–301, 2012. ISSN 1025-5842, 1476-8259. doi: 10.1080/10255842.2010.527837.
- [312] Todd C Pataky, Jos Vanrenterghem, and Mark A Robinson. Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *J. Biomech.*, 48(7):1277–1285, May 2015. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.02.051.
- [313] Todd C Pataky, Mark A Robinson, and Jos Vanrenterghem. Region-of-interest analyses of one-dimensional biomechanical trajectories: bridging 0D and 1D theory, augmenting statistical power. *PeerJ*, 4:e2652, November 2016. ISSN 2167-8359. doi: 10.7717/peerj.2652.
- [314] Todd C Pataky, Jos Vanrenterghem, and Mark A Robinson. The probability of false positives in zero-dimensional analyses of one-dimensional kinematic, force and EMG trajectories. *J. Biomech.*, 49(9):1468–1476, June 2016. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.032.
- [315] L Z Payne, D W Altchek, E V Craig, and R F Warren. Arthroscopic treatment of partial rotator cuff tears in young athletes. a preliminary report. *Am. J. Sports Med.*, 25(3):299–305, May 1997. ISSN 0363-5465. doi: 10.1177/036354659702500305.
- [316] D J Pearsall and P A Costigan. The effect of segment parameter error on gait analysis results. *Gait Posture*, 9(3):173–183, July 1999. ISSN 0966-6362.
- [317] Fabian Pedregosa, Gaël Varoquaux, Alexandre Gramfort, Vincent Michel, Bertrand Thirion, Olivier Grisel, Mathieu Blondel, Peter Prettenhofer, Ron Weiss, Vincent Dubourg, and Others. Scikit-learn: Machine learning in python. *the Journal of machine Learning research*, 12: 2825–2830, 2011.
- [318] Jonathan W Peirce. PsychoPy—Psychophysics software in python. *J. Neurosci. Methods*, 162(1):8–13, May 2007. ISSN 0165-0270. doi: 10.1016/j.jneumeth.2006.11.017.
- [319] Arto J Pesola, Arto Laukkanen, Piia Haakana, Marko Havu, Arja Sääkslahti, Sarianna Sipilä, and Taija Finni. Muscle inactivity and activity patterns after sedentary time-targeted randomized controlled trial. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 46(11):2122–2131, November 2014. ISSN 0195-9131, 1530-0315. doi: 10.1249/MSS.0000000000000335.
- [320] S Pheasant and C M Haslegrave. *Bodyspace: Anthropometry, Ergonomics and the Design of Work, Third Edition*. CRC Press, Boca raton, 3rd ed edition, July 2005. ISBN 9780415285209.

- [321] Stephen J Piazza, Ahmet Erdemir, Noriaki Okita, and Peter R Cavanagh. Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *J. Biomech.*, 37(3):349–356, March 2004. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/s0021-9290(03)00288-4.
- [322] Claudio Pizzolato, David G Lloyd, Massimo Sartori, Elena Ceseracciu, Thor F Besier, Benjamin J Fregly, and Monica Reggiani. 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. *J. Biomech.*, 48(14):3929–3936, November 2015. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.09.021.
- [323] A Plamondon, A Delisle, S Bellefeuille, D Denis, D Gagnon, C Larivière, and IRSST MMH Research Group. Lifting strategies of expert and novice workers during a repetitive palletizing task. *Appl. Ergon.*, 45(3):471–481, May 2014. ISSN 0003-6870, 1872-9126. doi: 10.1016/j.apergo.2013.06.008.
- [324] A Plamondon, C Larivière, D Denis, M St-Vincent, A Delisle, and IRSST MMH Research Group. Sex differences in lifting strategies during a repetitive palletizing task. *Appl. Ergon.*, 45(6):1558–1569, November 2014. ISSN 0003-6870, 1872-9126. doi: 10.1016/j.apergo.2014.05.005.
- [325] A Plamondon, C Larivière, D Denis, H Mecheri, I Nastasia, and IRSST MMH research group. Difference between male and female workers lifting the same relative load when palletizing boxes. *Appl. Ergon.*, 60:93–102, April 2017. ISSN 0003-6870, 1872-9126. doi: 10.1016/j.apergo.2016.10.014.
- [326] Andre Plamondon, Denys Denis, Alain Delisle, Christian Lariviere, Erik Salazar, and IRSST MMH research group. Biomechanical differences between expert and novice workers in a manual material handling task. *Ergonomics*, 53(10):1239–1253, October 2010. ISSN 0014-0139, 1366-5847. doi: 10.1080/00140139.2010.513746.
- [327] Pierre Plantard, Antoine Muller, Charles Pontonnier, Georges Dumont, Hubert P H Shum, and Franck Multon. Inverse dynamics based on occlusion-resistant kinect data: Is it usable for ergonomics? *Int. J. Ind. Ergon.*, 61:71–80, September 2017. ISSN 0169-8141. doi: 10.1016/j.ergon.2017.05.010.
- [328] Isabelle Poitras, Mathieu Biemann, Alexandre Campeau-Lecours, Catherine Mercier, Laurent J Bouyer, and Jean-Sébastien Roy. Validity of wearable sensors at the shoulder joint: Combining wireless electromyography sensors and inertial measurement units to perform

physical workplace assessments, 2019.

- [329] Charles Pontonnier, Mark de Zee, Afshin Samani, Georges Dumont, and Pascal Madeleine. Strengths and limitations of a musculoskeletal model for an analysis of simulated meat cutting tasks. *Appl. Ergon.*, 45(3):592–600, May 2014. ISSN 0003-6870, 1872-9126. doi: 10.1016/j.apergo.2013.08.003.
- [330] D P Pope, A J Silman, N M Cherry, C Pritchard, and G J Macfarlane. Association of occupational physical demands and psychosocial working environment with disabling shoulder pain. *Ann. Rheum. Dis.*, 60(9):852–858, September 2001. ISSN 0003-4967.
- [331] J R Potvin. Occupational spine biomechanics: a journey to the spinal frontier. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 18(6):891–899, December 2008. ISSN 1050-6411. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.07.004.
- [332] Stephen M Powers and Stephanie E Hampton. Open science, reproducibility, and transparency in ecology. *Ecol. Appl.*, 29(1):e01822, January 2019. ISSN 1051-0761. doi: 10.1002/eap.1822.
- [333] L Punnett and R Herbert. Work-Related musculoskeletal disorders: Is there a gender differential, and if so, what does it mean? In M B Goldman and M C Hatch, editors, *Women and Health*, pages 474–492. Academic Press, San Diego, January 2000. ISBN 9780122881459. doi: 10.1016/B978-012288145-9/50044-9.
- [334] L Punnett and D H Wegman. Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 14(1):13–23, February 2004. ISSN 1050-6411. doi: 10.1016/j.jelekin.2003.09.015.
- [335] Laura Punnett, Lawrence J Fine, W M Keyserling, G D Herrin, and D B Chaffin. Shoulder disorders and postural stress in automobile assembly work, 2000.
- [336] Jin Qin, Jia-Hua Lin, Gert S Faber, Bryan Buchholz, and Xu Xu. Upper extremity kinematic and kinetic adaptations during a fatiguing repetitive task. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 24(3):404–411, June 2014. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.02.001.
- [337] Carlos Quental, João Folgado, Jorge Ambrósio, and Jacinto Monteiro. Critical analysis of musculoskeletal modelling complexity in multibody biomechanical models of the upper limb. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 18(7):749–759, 2015. ISSN 1025-5842, 1476-8259. doi: 10.1080/10255842.2013.845879.
- [338] George Rab, Kyria Petuskey, and Anita Bagley. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait Posture*, 15(2):113–119, April 2002. ISSN 0966-6362. doi:



10.1016/s0966-6362(01)00155-2.

- [339] Bala S Rajaratnam, James C H Goh, and V Prem Kumar. A comparison of EMG signals from surface and Fine-Wire electrodes during shoulder abduction. *International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2(4):1–6, June 2014. ISSN 2329-9096. doi: 10.4172/2329-9096.1000206.
- [340] Karthik Ram. Git can facilitate greater reproducibility and increased transparency in science. *Source Code Biol. Med.*, 8(1):7, February 2013. ISSN 1751-0473. doi: 10.1186/1751-0473-8-7.
- [341] Guillaume Rao, David Amarantini, and Eric Berton. Influence of additional load on the moments of the agonist and antagonist muscle groups at the knee joint during closed chain exercise. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 19(3):459–466, June 2009. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2007.12.001.
- [342] J Rasmussen and M de Zee. Computational investigation of two interventions for neck and upper extremity pain in office workers. In *6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010). August 1-6, 2010 Singapore*, pages 64–66. Springer Berlin Heidelberg, 2010. doi: 10.1007/978-3-642-14515-5\\_17.
- [343] John Rasmussen, Michael Damsgaard, Egidijus Surma, Søren T Christensen, Mark de Zee, and Vit Vondrak. Anybody-a software system for ergonomic optimization. In *Fifth world congress on structural and multidisciplinary optimization*, volume 4, page 6. Citeseer, 2003.
- [344] Sangeeta Rathi, Anita Zacharias, and Rodney A Green. Verification of a standardized method for inserting intramuscular electromyography electrodes into teres minor using ultrasound. *Clin. Anat.*, 28(6):780–785, September 2015. ISSN 0897-3806, 1098-2353. doi: 10.1002/ca.22561.
- [345] Karine Rivest, Julie N Côté, Jean-Pierre Dumas, Michele Sterling, and Sophie J De Serres. Relationships between pain thresholds, catastrophizing and gender in acute whiplash injury. *Man. Ther.*, 15(2):154–159, April 2010. ISSN 1356-689X, 1532-2769. doi: 10.1016/j.math.2009.10.001.
- [346] Xavier Robert-Lachaine, Patrick Marion, Véronique Godbout, Jacinte Bleau, and Mickael Begon. Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation: 3D joint contribution method. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 18(3):249–258, 2015. ISSN 1025-5842, 1476-8259. doi: 10.1080/10255842.2013.792810.

- [347] Mark A Robinson, Jos Vanrenterghem, and Todd C Pataky. Statistical parametric mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 25(1):14–19, February 2015. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.10.018.
- [348] Thomas P Robitaille, Erik J Tollerud, Perry Greenfield, Michael Droettboom, Erik Bray, Tom Aldcroft, Matt Davis, Adam Ginsburg, Adrian M Price-Whelan, Wolfgang E Kerzendorf, Alexander Conley, Neil Crighton, Kyle Barbary, Demitri Muna, Henry Ferguson, Frédéric Grollier, Madhura M Parikh, Prasanth H Nair, Hans M Günther, Christoph Deil, Julien Woillez, Simon Conseil, Roban Kramer, James E H Turner, Leo Singer, Ryan Fox, Benjamin A Weaver, Victor Zabalza, Zachary I Edwards, K Azalee Bostroem, D J Burke, Andrew R Casey, Steven M Crawford, Nadia Dencheva, Justin Ely, Tim Jenness, Kathleen Labrie, Pey Lian Lim, Francesco Pierfederici, Andrew Pontzen, Andy Ptak, Brian Refsdal, Mathieu Servillat, and Ole Streicher. Astropy: A community python package for astronomy. *Astron. Astrophys. Suppl. Ser.*, 558:A33, October 2013. ISSN 0365-0138. doi: 10.1051/0004-6361/201322068.
- [349] Matthew Rocklin. Dask: Parallel computation with blocked algorithms and task scheduling. In *Proceedings of the 14th python in science conference*. Citeseer, 2015.
- [350] K Roeleveld, D F Stegeman, H M Vingerhoets, and A Van Oosterom. Motor unit potential contribution to surface electromyography. *Acta Physiol. Scand.*, 160(2):175–183, June 1997. ISSN 0001-6772. doi: 10.1046/j.1365-201X.1997.00152.x.
- [351] Carsten Roepstorff, Maja Thiele, Thore Hillig, Henriette Pilegaard, Erik A Richter, Jørgen F P Wojtaszewski, and Bente Kiens. Higher skeletal muscle alpha2AMPK activation and lower energy charge and fat oxidation in men than in women during submaximal exercise. *J. Physiol.*, 574(Pt 1):125–138, July 2006. ISSN 0022-3751. doi: 10.1113/jphysiol.2006.108720.
- [352] Yves Roquelaure, Catherine Ha, Clarisse Rouillon, Natacha Fouquet, Annette Leclerc, Alexis Descatha, Annie Touranchet, Marcel Goldberg, Ellen Imbernon, and Members of Occupational Health Services of the Pays de la Loire Region. Risk factors for upper-extremity musculoskeletal disorders in the working population, 2009.
- [353] Yves Roquelaure, Julie Bodin, Catherine Ha, Audrey Petit Le Manac’h, Alexis Descatha, Jean-François Chastang, Annette Leclerc, Marcel Goldberg, and Ellen Imbernon. Personal, biomechanical, and psychosocial risk factors for rotator cuff syndrome in a working population, 2011.

- [354] Jean-Sébastien Roy, Joy C Macdermid, Kirsty Usher Boyd, Kenneth J Faber, Darren Drosdowech, and George S Athwal. Rotational strength, range of motion, and function in people with unaffected shoulders from various stages of life. *Sports Med. Arthrosc. Rehabil. Ther. Technol.*, 1:4, March 2009. ISSN 1758-2555. doi: 10.1186/1758-2555-1-4.
- [355] Gavin R H Sandercock and Daniel D Cohen. Temporal trends in muscular fitness of english 10-year-olds 1998–2014: An allometric approach. *J. Sci. Med. Sport*, 22(2):201–205, February 2019. ISSN 1440-2440. doi: 10.1016/j.jsams.2018.07.020.
- [356] Leila M M Sarquis, David Coggon, Georgia Ntani, Karen Walker-Bone, Keith T Palmer, Vanda E Felli, Raul Harari, Lope H Barrero, Sarah A Felknor, David Gimeno, Anna Cattrell, Sergio Vargas-Prada, Matteo Bonzini, Eleni Solidaki, Eda Merisalu, Rima R Habib, Farideh Sadeghian, M Masood Kadir, Sudath S P Warnakulasuriya, Ko Matsudaira, Busisiwe Nyantumbu, Malcolm R Sim, Helen Harcombe, Ken Cox, Maria H Marziale, Florencia Harari, Rocio Freire, Natalia Harari, Magda V Monroy, Leonardo A Quintana, Marianela Rojas, E Clare Harris, Consol Serra, J Miguel Martinez, George Delclos, Fernando G Benavides, Michele Carugno, Marco M Ferrario, Angela C Pesatori, Leda Chatzi, Panos Bitsios, Manolis Kogevinas, Kristel Oha, Tiina Freimann, Ali Sadeghian, Roshini J Peiris-John, Nalini Sathiakumar, A Rajitha Wickremasinghe, Noriko Yoshimura, Helen L Kelsall, Victor C W Hoe, Donna M Urquhart, Sarah Derrett, David McBride, Peter Herbison, Andrew Gray, and Eduardo J Salazar Vega. Classification of neck/shoulder pain in epidemiological research: a comparison of personal and occupational characteristics, disability, and prognosis among 12,195 workers from 18 countries. *Pain*, 157(5):1028–1036, May 2016. ISSN 0304-3959, 1872-6623. doi: 10.1097/j.pain.0000000000000477.
- [357] Katherine R Saul, Xiao Hu, Craig M Goehler, Meghan E Vidt, Melissa Daly, Anca Velisar, and Wendy M Murray. Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 18(13):1445–1458, 2015. ISSN 1025-5842, 1476-8259. doi: 10.1080/10255842.2014.916698.
- [358] E Schneider, S Copsey, and X Irastorza. *OSH [Occupational Safety and Health] in Figures: Work-related Musculoskeletal Disorders in the EU-Facts and Figures*. Office for Official Publications of the European Communities, 2010.

- [359] Ameer L Seitz, Philip W McClure, Sheryl Finucane, N Douglas Boardman, 3rd, and Lori A Michener. Mechanisms of rotator cuff tendinopathy: intrinsic, extrinsic, or both? *Clin. Biomech.*, 26(1):1–12, January 2011. ISSN 0268-0033, 1879-1271. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.08.001.
- [360] Miroslav Šenk and Laurence Chèze. Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics. *Clin. Biomech.*, 21:S3–S8, January 2006. ISSN 0268-0033. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.09.007.
- [361] Ajay Seth, Michael Sherman, Jeffrey A Reinbolt, and Scott L Delp. OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia IUTAM*, 2:212–232, 2011. ISSN 2210-9838. doi: 10.1016/j.piutam.2011.04.021.
- [362] E Michael Shanahan and Ruth Sladek. Shoulder pain at the workplace. *Best Pract. Res. Clin. Rheumatol.*, 25(1):59–68, February 2011. ISSN 1521-6942, 1532-1770. doi: 10.1016/j.berh.2011.01.008.
- [363] N A Sharkey and R A Marder. The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *Am. J. Sports Med.*, 23(3):270–275, May 1995. ISSN 0363-5465. doi: 10.1177/036354659502300303.
- [364] Jennifer H Shepherd and Hazel R C Screen. Fatigue loading of tendon. *Int. J. Exp. Pathol.*, 94(4):260–270, August 2013. ISSN 0959-9673, 1365-2613. doi: 10.1111/iep.12037.
- [365] P S Sheppard, J M Stevenson, and R B Graham. Sex-based differences in lifting technique under increasing load conditions: A principal component analysis. *Appl. Ergon.*, 54:186–195, May 2016. ISSN 0003-6870, 1872-9126. doi: 10.1016/j.apergo.2015.12.002.
- [366] James Shippen and Barbara May. Teaching biomechanical analysis using the bob matlab/-simulink model. *Coventry Univ. UK*, 2013.
- [367] Iman Shojaei, Milad Vazirian, Emily Croft, Maury A Nussbaum, and Babak Bazrgari. Age related differences in mechanical demands imposed on the lower back by manual material handling tasks. *J. Biomech.*, 49(6):896–903, April 2016. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.10.037.
- [368] Miguel P T Silva and Jorge A C Ambrósio. Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data. *Gait Posture*, 19(1):35–49, February 2004. ISSN 0966-6362.

- [369] Barbara Silverstein, Eira Viikari-Juntura, and John Kalat. 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. *Am. J. Ind. Med.*, 41(3):149–169, March 2002. ISSN 0271-3586.
- [370] Alessio Silvetti, Silvia Mari, Alberto Ranavolo, Federico Forzano, Sergio Iavicoli, Carmela Conte, and Francesco Draicchio. Kinematic and electromyographic assessment of manual handling on a supermarket green-grocery shelf, 2015.
- [371] Sheldon R Simon. *Orthopaedic Basic Science*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, January 1994. ISBN 9780892030590.
- [372] J A Simoneau and C Bouchard. Human variation in skeletal muscle fiber-type proportion and enzyme activities. *Am. J. Physiol.*, 257(4 Pt 1):E567–72, October 1989. ISSN 0002-9513. doi: 10.1152/ajpendo.1989.257.4.E567.
- [373] J A Simoneau, G Lortie, M R Boulay, M C Thibault, G Thériault, and C Bouchard. Skeletal muscle histochemical and biochemical characteristics in sedentary male and female subjects. *Can. J. Physiol. Pharmacol.*, 63(1):30–35, January 1985. ISSN 0008-4212.
- [374] G Sjøgaard, K Søgaard, H J Hermens, L Sandsjö, T Läubli, S Thorn, M M R Vollenbroek-Hutten, L Sell, H Christensen, A Klipstein, R Kadefors, and R Merletti. Neuromuscular assessment in elderly workers with and without work related shoulder/neck trouble: the NEW-study design and physiological findings. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 96(2):110–121, January 2006. ISSN 1439-6319. doi: 10.1007/s00421-005-0042-3.
- [375] S H Snook and V M Ciriello. The design of manual handling tasks: revised tables of maximum acceptable weights and forces. *Ergonomics*, 34(9):1197–1213, September 1991. ISSN 0014-0139. doi: 10.1080/00140139108964855.
- [376] M J C Sousa and H M Moreira. A survey on the software maintenance process. In *Proceedings. International Conference on Software Maintenance (Cat. No. 98CB36272)*, pages 265–274, November 1998. doi: 10.1109/ICSM.1998.738518.
- [377] Elias Spyropoulos, Elisabeth Chroni, Panagiota Katsakiori, and George Athanassiou. A quantitative approach to assess upper limb fatigue in the work field. *Occup. Ergonomics*, 11(1):45–57, 2013. ISSN 1359-9364.
- [378] Marie St-Vincent, Denys Denis, Maud Gonella, and Roselyne Trudeau. Guide de prévention : Le travail de manutention et le service à la clientèle dans les magasins-entrepôts. Technical

- report, Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et Sécurité au Travail, 2007.
- [379] R S Staron, F C Hagerman, R S Hikida, T F Murray, D P Hostler, M T Crill, K E Ragg, and K Toma. Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. *J. Histochem. Cytochem.*, 48(5):623–629, May 2000. ISSN 0022-1554. doi: 10.1177/002215540004800506.
- [380] StatCan. Programme du recensement de la population de 2011. *Statistique Canada, gouvernement fédéral Canadien*, 2011.
- [381] F Steenbrink, J H de Groot, H E J Veeger, F C T van der Helm, and P M Rozing. Glenohumeral stability in simulated rotator cuff tears. *J. Biomech.*, 42(11):1740–1745, August 2009. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.04.011.
- [382] Jens Stehle, Susan M Moore, Dimosthenis A Alaseirlis, Richard E Debski, and Patrick J McMahon. A reliable method for classifying acromial shape. *International Biomechanics*, 2(1): 36–42, January 2015. doi: 10.1080/23335432.2015.1014847.
- [383] S Stock, M Vézina, E Cloutier, K Lippel, and É Fortin. Enquête québécoise sur des conditions de travail, d’emploi, et de santé et de sécurité du travail [EQCOTESST]. *Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité du travail*, 2011.
- [384] David F Stodden, Glenn S Fleisig, Scott P McLean, Stephen L Lyman, and James R Andrews. Relationship of pelvis and upper torso kinematics to pitched baseball velocity. *J. Appl. Biomech.*, 17(2):164–172, May 2001. ISSN 1065-8483, 1543-2688. doi: 10.1123/jab.17.2.164.
- [385] Marta Strzelczak, Morten Lund, Lauranne Sins, Mickael Begon, and Nicola Hagemester. A new wrapping approach for the deltoid muscle modelling. *espace2.etsmtl.ca*, 2018.
- [386] Jacob H Svendsen and Pascal Madeleine. Amount and structure of force variability during short, ramp and sustained contractions in males and females. *Hum. Mov. Sci.*, 29(1):35–47, February 2010. ISSN 0167-9457, 1872-7646. doi: 10.1016/j.humov.2009.09.001.
- [387] Eva Tekavec, Anna Jöud, Ralf Rittner, Zoli Mikoczy, Catarina Nordander, Ingemar F Petersson, and Martin Englund. Population-based consultation patterns in patients with shoulder pain diagnoses. *BMC Musculoskelet. Disord.*, 13:238, November 2012. ISSN 1471-2474. doi: 10.1186/1471-2474-13-238.
- [388] Patrice Tétreault, Annie Levasseur, Jenny C Lin, Jacques de Guise, Natalia Nuño, and Nicola Hagemester. Passive contribution of the rotator cuff to abduction and joint stability. *Surg. Radiol. Anat.*, 33(9):767–773, November 2011. ISSN 0930-1038, 1279-8517. doi: 10.1007/

s00276-011-0807-9.

- [389] Deydre S Teyhen, Joseph M Miller, Tansy R Middag, and Edward J Kane. Rotator cuff fatigue and glenohumeral kinematics in participants without shoulder dysfunction. *J. Athl. Train.*, 43(4):352–358, July 2008. ISSN 1062-6050, 1938-162X. doi: 10.4085/1062-6050-43.4.352.
- [390] S Thomas, J Reading, and R J Shephard. Revision of the physical activity readiness questionnaire (PAR-Q). *Can. J. Sport Sci.*, 17(4):338–345, December 1992. ISSN 0833-1235.
- [391] D E Treaster and D Burr. Gender differences in prevalence of upper extremity musculoskeletal disorders. *Ergonomics*, 47(5):495–526, April 2004. ISSN 0014-0139, 1366-5847. doi: 10.1080/00140130310001638171.
- [392] Nian-Tuen Tsai, Phil W McClure, and Andrew R Karduna. Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 84(7):1000–1005, July 2003. ISSN 0003-9993. doi: 10.1016/s0003-9993(03)00127-8.
- [393] Frank B Underwood. Anatomical guide for the electromyographer: The limbs and trunk, ed 4. *Phys. Ther.*, 86(7):1043–1043, July 2006. ISSN 0031-9023. doi: 10.1093/ptj/86.7.1043.
- [394] M Urwin, D Symmons, T Allison, T Brammah, H Busby, M Roxby, A Simmons, and G Williams. Estimating the burden of musculoskeletal disorders in the community: the comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation. *Ann. Rheum. Dis.*, 57(11):649–655, November 1998. ISSN 0003-4967. doi: 10.1136/ard.57.11.649.
- [395] US Department of Labor, editor. *Nonfatal occupational injuries and illnesses requiring days away from work*. Economic News Release. Bureau of Labor Statistics, USA, 2016.
- [396] Francisco J Valero-Cuevas, M Elise Johanson, and Joseph D Towles. Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *J. Biomech.*, 36(7):1019–1030, July 2003. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/s0021-9290(03)00061-7.
- [397] Richard J van Arkel, Luca Modenese, Andrew T M Phillips, and Jonathan R T Jeffers. Hip abduction can prevent posterior edge loading of hip replacements. *J. Orthop. Res.*, 31(8): 1172–1179, August 2013. ISSN 0736-0266, 1554-527X. doi: 10.1002/jor.22364.
- [398] Anke Van Campen, Goele Pipeleers, Friedl De Groote, Ilse Jonkers, and Joris De Schutter. A new method for estimating subject-specific muscle–tendon parameters of the knee joint actuators: a simulation study. *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, 30(10):969–987, 2014. ISSN

2040-7939.

- [399] F C van der Helm. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *J. Biomech.*, 27(5):551–569, May 1994. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/0021-9290(94)90065-5.
- [400] Frans C T van der Helm. A standardized protocol for motion recordings of the shoulder. In *First conference of the international shoulder group*, pages 7–12, 1997.
- [401] Henk F van der Molen, Chiara Foresti, Joost G Daams, Monique H W Frings-Dresen, and P Paul F M Kuijer. Work-related risk factors for specific shoulder disorders: a systematic review and meta-analysis. *Occup. Environ. Med.*, 74(10):745–755, October 2017. ISSN 1351-0711, 1470-7926. doi: 10.1136/oemed-2017-104339.
- [402] D A van der Windt, E Thomas, D P Pope, A F de Winter, G J Macfarlane, L M Bouter, and A J Silman. Occupational risk factors for shoulder pain: a systematic review. *Occup. Environ. Med.*, 57(7):433–442, July 2000. ISSN 1351-0711.
- [403] Stefan Van Drongelen, Lucas H Van der Woude, Thomas W Janssen, Edmond L Angenot, Edward K Chadwick, and Dirkjan H Veeger. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 86(6):1214–1220, June 2005. ISSN 0003-9993. doi: 10.1016/j.apmr.2004.09.023.
- [404] Rogier M van Rijn, Bionka Ma Huisstede, Bart W Koes, and Alex Burdorf. Associations between work-related factors and specific disorders of the shoulder—a systematic review of the literature. *Scand. J. Work Environ. Health*, 36(3):189–201, May 2010. ISSN 0355-3140, 1795-990X.
- [405] Serge van Sint Jan. *Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions E-Book: Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations*. Elsevier Health Sciences, April 2007. ISBN 9781455725199.
- [406] P Vecchio, R Kavanagh, B L Hazleman, and R H King. Shoulder pain in a community-based rheumatology clinic. *Br. J. Rheumatol.*, 34(5):440–442, May 1995. ISSN 0263-7103.
- [407] H E J Veeger and F C T van der Helm. Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. *J. Biomech.*, 40(10):2119–2129, January 2007. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.10.016.
- [408] Evert Verhagen and Willem van Mechelen. *Sports Injury Research*. OUP Oxford, 2010. ISBN 9780199561629.
- [409] Nicole Vézina. La pratique de l’ergonomie face aux TMS: ouverture à l’interdisciplinarité. *Comptes rendus du congrès SELF-ACE*, 2001.



- [410] Nicole Vézina, Céline Chatigny, and Bénédicte Calvet. L'intervention ergonomique : que fait-on des caractéristiques personnelles comme le sexe et le genre ? *Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé*, (18-2), October 2016. ISSN 1481-9384. doi: 10.4000/pistes.4847.
- [411] Pauli Virtanen, Ralf Gommers, Travis E Oliphant, Matt Haberland, Tyler Reddy, David Cournapeau, Evgeni Burovski, Pearu Peterson, Warren Weckesser, Jonathan Bright, Stéfan J van der Walt, Matthew Brett, Joshua Wilson, K Jarrod Millman, Nikolay Mayorov, Andrew R J Nelson, Eric Jones, Robert Kern, Eric Larson, C J Carey, İlhan Polat, Yu Feng, Eric W Moore, Jake VanderPlas, Denis Laxalde, Josef Perktold, Robert Cimrman, Ian Henriksen, E A Quintero, Charles R Harris, Anne M Archibald, Antônio H Ribeiro, Fabian Pedregosa, Paul van Mulbregt, and SciPy 1.0 Contributors. SciPy 1.0: fundamental algorithms for scientific computing in python. *Nat. Methods*, 17(3):261–272, March 2020. ISSN 1548-7091, 1548-7105. doi: 10.1038/s41592-019-0686-2.
- [412] L H Visser, M H Smidt, and M L Lee. High-resolution sonography versus EMG in the diagnosis of carpal tunnel syndrome. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, 79(1):63–67, January 2008. ISSN 0022-3050, 1468-330X. doi: 10.1136/jnnp.2007.115337.
- [413] Mark A Vitale, Raymond R Arons, Shepard Hurwitz, Christopher S Ahmad, and William N Levine. The rising incidence of acromioplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 92(9):1842–1850, August 2010. ISSN 0021-9355, 1535-1386. doi: 10.2106/JBJS.I.01003.
- [414] Georg von Krogh and Eric von Hippel. The promise of research on open source software. *Manage. Sci.*, 52(7):975–983, July 2006. ISSN 0025-1909. doi: 10.1287/mnsc.1060.0560.
- [415] Morten Wærsted, Markus Koch, and Kaj Bo Veiersted. Work above shoulder level and shoulder complaints: a systematic review. *Int. Arch. Occup. Environ. Health*, June 2020. ISSN 0340-0131, 1432-1246. doi: 10.1007/s00420-020-01551-4.
- [416] Kurt Wahlstedt, Dan Norbäck, Gunilla Wieslander, Leni Skoglund, and Roma Runeson. Psychosocial and ergonomic factors, and their relation to musculoskeletal complaints in the swedish workforce. *Int. J. Occup. Saf. Ergon.*, 16(3):311–321, 2010. ISSN 1080-3548. doi: 10.1080/10803548.2010.11076848.
- [417] Danielle L Waite, Rebecca L Brookham, and Clark R Dickerson. On the suitability of using surface electrode placements to estimate muscle activity of the rotator cuff as recorded by intramuscular electrodes. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 20(5):903–911, October 2010. ISSN 1050-6411, 1873-5711. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.10.003.

- [418] Gilles Walch, Claudio Ascani, Aziz Boulahia, Laurent Nové-Josserand, and T Bradley Edwards. Static posterior subluxation of the humeral head: an unrecognized entity responsible for glenohumeral osteoarthritis in the young adult. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 11(4):309–314, July 2002. ISSN 1058-2746. doi: 10.1067/mse.2002.124547.
- [419] K Walker-Bone and C Cooper. Hard work never hurt anyone: or did it? a review of occupational associations with soft tissue musculoskeletal disorders of the neck and upper limb. *Ann. Rheum. Dis.*, 64(10):1391–1396, October 2005. ISSN 0003-4967. doi: 10.1136/ard.2003.020016.
- [420] Karen E Walker-Bone, Keith T Palmer, Isabel Reading, and Cyrus Cooper. Soft-tissue rheumatic disorders of the neck and upper limb: prevalence and risk factors. *Semin. Arthritis Rheum.*, 33(3):185–203, December 2003. ISSN 0049-0172. doi: 10.1016/s0049-0172(03)00128-8.
- [421] Stéfan van der Walt, S Chris Colbert, and Gaël Varoquaux. The NumPy array: A structure for efficient numerical computation. *Comput. Sci. Eng.*, 13(2):22–30, March 2011. ISSN 1521-9615. doi: 10.1109/MCSE.2011.37.
- [422] T R Waters, V Putz-Anderson, A Garg, and L J Fine. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*, 36(7):749–776, July 1993. ISSN 0014-0139. doi: 10.1080/00140139308967940.
- [423] T R Waters, S L Baron, and K Kemmlert. Accuracy of measurements for the revised NIOSH lifting equation, 1998.
- [424] Thomas Waters, Enrico Occhipinti, Daniela Colombini, Enrique Alvarez-Casado, and Robert Fox. Variable lifting index (VLI): A new method for evaluating variable lifting tasks. *Hum. Factors*, 58(5):695–711, August 2016. ISSN 0018-7208, 1547-8181. doi: 10.1177/0018720815612256.
- [425] Duangjai Wattanaprakornkul, Ian Cathers, Mark Halaki, and Karen A Ginn. The rotator cuff muscles have a direction specific recruitment pattern during shoulder flexion and extension exercises. *J. Sci. Med. Sport*, 14(5):376–382, September 2011. ISSN 1440-2440, 1878-1861. doi: 10.1016/j.jsams.2011.01.001.
- [426] Joshua D Webb, Silvia S Blemker, and Scott L Delp. 3D finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 17(8):829–837, 2014. ISSN 1025-5842, 1476-8259. doi: 10.1080/10255842.2012.719605.

- [427] J Wen, M Raison, and S Achiche. Using a cost function based on kinematics and electromyographic data to quantify muscle forces. *J. Biomech.*, 80:151–158, October 2018. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.09.002.
- [428] Hadley Wickham and Others. The split-apply-combine strategy for data analysis. *J. Stat. Softw.*, 40(1):1–29, 2011.
- [429] Herman J Woltring. Representation and calculation of 3-D joint movement. *Hum. Mov. Sci.*, 10(5):603–616, October 1991. ISSN 0167-9457. doi: 10.1016/0167-9457(91)90048-3.
- [430] Daniel F Worsley and Abass Alavi. Comprehensive analysis of the results of the PIOPED study. *J. Nucl. Med.*, 36(12):2380–2387, 1995. ISSN 0161-5505.
- [431] K J Worsley, A C Evans, S Marrett, and P Neelin. Determining the number of statistically significant areas of activation in subtracted activation studies from PET. *J. Cereb. Blood Flow Metab.*, 12:900–918, 1992. ISSN 0271-678X.
- [432] Keith J Worsley, Karl J Friston, and Others. Analysis of fMRI time-series revisited—again. *Neuroimage*, 2(3):173–181, 1995. ISSN 1053-8119.
- [433] T A Wren, G S Beaupré, and D R Carter. Mechanobiology of tendon adaptation to compressive loading through fibrocartilaginous metaplasia. *J. Rehabil. Res. Dev.*, 37(2):135–143, March 2000. ISSN 0748-7711.
- [434] Ge Wu, Frans C T van der Helm, H E J DirkJan Veeger, Mohsen Makhsous, Peter Van Roy, Carolyn Anglin, Jochem Nagels, Andrew R Karduna, Kevin McQuade, Xuguang Wang, Frederick W Werner, Bryan Buchholz, and International Society of Biomechanics. 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. *J. Biomech.*, 38(5):981–992, May 2005. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042.
- [435] Wen Wu, Peter V S Lee, Adam L Bryant, Mary Galea, and David C Ackland. Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function. *J. Biomech.*, 49(15):3626–3634, November 2016. ISSN 0021-9290, 1873-2380. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.09.025.
- [436] Rob C I Wüst, Christopher I Morse, Arnold de Haan, David A Jones, and Hans Degens. Sex differences in contractile properties and fatigue resistance of human skeletal muscle. *Exp. Physiol.*, 93(7):843–850, July 2008. ISSN 0958-0670. doi: 10.1113/expphysiol.2007.041764.

- [437] Takashi Yanagawa, Cheryl J Goodwin, Kevin B Shelburne, J Erik Giphart, Michael R Torry, and Marcus G Pandy. Contributions of the individual muscles of the shoulder to glenohumeral joint stability during abduction. *J. Biomech. Eng.*, 130(2):021024, April 2008. ISSN 0148-0731. doi: 10.1115/1.2903422.
- [438] Jun Yao, A M Acosta, and J Dewald. Muscle focus: A new Biomechanical-Based index on the selectivity of EMG activity and its application in quantifying the muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder. In *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 2, pages 4677–4679, September 2004. doi: 10.1109/IEMBS.2004.1404295.
- [439] Jun Yao, Ana Maria Acosta, and Julius P A Dewald. A biomechanics-based method for the quantification of muscle selectivity in a musculoskeletal system. *J. Biomech.*, 39(8):1527–1530, 2006. ISSN 0021-9290. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.04.016.
- [440] Michael Yehoyakim, Sophie Bellefeuille, Julie N Côté, and André Plamondon. Relationship between leg and back strength with inter-joint coordination of females during lifting. *Int. J. Ind. Ergon.*, 56:32–40, November 2016. ISSN 0169-8141. doi: 10.1016/j.ergon.2016.08.013.
- [441] Jangwhon Yoon, Ali Shiekhzadeh, and Margareta Nordin. The effect of load weight vs. pace on muscle recruitment during lifting. *Appl. Ergon.*, 43(6):1044–1050, November 2012. ISSN 0003-6870, 1872-9126. doi: 10.1016/j.apergo.2012.03.004.
- [442] F E Zajac. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 17(4):359–411, 1989. ISSN 0278-940X.
- [443] Zatsiorsky. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. *Biomech. Model. Mechanobiol.*, pages 1152–1159, 1983. ISSN 1617-7959.
- [444] Manxu Zheng, Zhenmin Zou, Paulo Jorge Da Silva Bartolo, Chris Peach, and Lei Ren. Finite element models of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques. *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, 33(2), February 2017. ISSN 2040-7939, 2040-7947. doi: 10.1002/cnm.2777.