

Université de Montréal

**Mobilité en fauteuil roulant – Simulateur musculo-
squelettique de l'épaule pour la compréhension des
pathomécanismes associés**

par

Najoua Assila

École de Kinésiologie et des Sciences de l'Activité Physique
Faculté de Médecine

Thèse présentée
en vue de l'obtention du grade de doctorat (Ph.D.)
en Sciences de l'Activité Physique

Septembre 2022

© Najoua Assila, 2022

Cette thèse intitulée

**Mobilité en fauteuil roulant – Simulateur musculo-
squelettique de l'épaule pour la compréhension des
pathomécanismes associés**

Présentée par
Najoua Assila

A été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Isabelle Villemure
Président-rapporteur – Examineur externe

Mickaël Begon
Directeur de recherche

Sonia Duprey
Codirectrice

Christophe Hautier
Membre du jury

Eric Watelain
Membre du jury

Pauline Gerus
Examineur externe

Résumé

Le fauteuil roulant manuel (FRM) est nécessaire à la participation de ses usagers lors de la vie active. Cependant, le geste répétitif de propulsion est contraignant pour l'épaule, ce qui mène à l'apparition de lésions au niveau des tendons de la coiffe des rotateurs, impactant négativement la mobilité, l'autonomie et la qualité de vie de l'utilisateur.

Bien que plusieurs études aient essayé de caractériser la propulsion pour identifier des prédicteurs de douleurs, la complexité technique de la propulsion associée à celle anatomique de l'épaule entravent la compréhension des pathomécanismes associés à l'usage du FRM. Aussi, la variabilité des contextes de propulsion en milieu urbain (trottoirs, pentes, etc.) nécessite d'identifier les adaptations de l'utilisateur pour mieux représenter son quotidien.

L'objectif principal de cette thèse était d'approfondir notre compréhension des pathomécanismes de l'épaule associés à la propulsion en FRM. À cet égard, il était important de comprendre l'effet de la charge imposée par le FRM sur l'épaule à différentes échelles allant de la cinématique à la contrainte au sein des tissus mous, en passant par les forces articulaires. Nos objectifs spécifiques étaient de (1) Identifier les adaptations de la technique de propulsion à la présence d'un dévers, habileté représentative de la propulsion le long des trottoirs ; (2) Prédire des forces musculaires physiologiquement plausibles qui expriment le rôle des muscles dans la stabilité articulaire ; (3) Prédire le champ de déformations au niveau de la coiffe des rotateurs en utilisant un simulateur hybride de l'épaule, c'est-à-dire un modèle éléments-finis piloté par les excitations musculaires et la cinématique articulaire prédite par un modèle multi-corps rigides.

(1) À partir des données cinématiques, cinétiques et électromyographiques de neuf utilisateurs de FRM, nous avons analysé l'adaptation de leurs techniques de propulsion sur un dévers. Si tous les participants ont réussi à se propulser, leurs techniques d'adaptation variaient en termes d'efficacité et de risque de blessures. Ce qui souligne l'importance de l'enseignement des habiletés en FRM.

(2) Nous avons adapté une boîte à outils de calibration de modèle neuro-musculo-squelettique pour exprimer les contraintes de stabilité gléno-humérale. Le modèle calibré a été ensuite implémenté pour prédire les forces musculaires et de réaction gléno-humérale. Cette approche nous a permis d'exprimer le rôle de la co-contraction musculaire dans la stabilité articulaire. Les forces de réaction prédites indiquaient que la propulsion est une tâche déstabilisante pour l'articulation gléno-humérale. Enfin, la comparaison des modèles calibrés de participants avec des capacités fonctionnelles variées a mis en évidence les limites de la calibration numérique.

(3) Un modèle éléments-finis de l'épaule avec muscles tridimensionnels a été développé pour simuler un cycle de propulsion. Les muscles ont été activés à partir des données électromyographiques expérimentales. La scapula et l'humérus ont été pilotés par la cinématique articulaire extraite d'un modèle multi-corps rigides. L'analyse des déformations de l'unité musculo-tendineuse du supra-épineux nous a permis de proposer des explications potentielles pour la prévalence des déchirures tendineuses chez les utilisateurs de FRM, particulièrement au niveau de la zone antérieure et interstitielle de ce tendon. Notre analyse semble rejoindre la littérature, soulignant que la répétitivité de la propulsion pourrait être plus contraignante que sa charge.

Cette thèse a permis de développer des outils numériques de modélisation biomécanique, qui pourraient être implémentés pour l'étude d'autres pathologies qui touchent les muscles de la coiffe. Elle a aussi permis d'identifier des pathomécanismes potentiels de l'épaule associés à la propulsion en FRM. Plus d'études restent nécessaires pour valider nos résultats pour des populations plus larges et plus hétérogènes.

Mots-clés : Fauteuil roulant manuel, propulsion, épaule, biomécanique, éléments-finis, modèle neuro-musculo-squelettique, simulateur hybride.

Abstract

Manual wheelchairs (MWC) are essential for their users' participation in active life. However, the repetitive propulsion motion is straining on the shoulder, leading to the injury of the rotor cuff tendons, which negatively impacts the mobility, autonomy, and life quality of the users.

While numerous studies tried to characterise propulsion to identify pain predictors, the technical and anatomical complexities of the propulsion and shoulder, respectively, hinder the understanding of the pathomechanisms associated with the MWC use. Additionally, the variability of the propulsion conditions within an urban environment (sidewalks, slopes, etc.) entails assessing users' adaptations to better represent their daily life.

The main objective of this thesis was to further our understanding of the shoulder pathomechanisms associated with MWC propulsion. For this purpose, it was important to understand the effect of the load imposed by MWC propulsion on the shoulder at different scales ranging from the kinematics to soft tissue stress through joint forces. Our specific objectives were to (1) Identify adaptations of the propulsion technique across a cross-slope, as this skill is representative of propulsion along sidewalks; (2) Predict physiologically plausible muscle forces that express the role of muscles in joint stability; (3) Predict the deformation field at the rotator cuff using a hybrid shoulder simulator, i.e., a finite element model driven by muscle excitations and joint kinematics predicted by a rigid multi-body model.

(1) Using kinematic, kinetic and electromyographic data from nine MWC users, we analysed the adaption of their propulsion techniques across a cross-slope. While all participants propelled themselves, their adaptation techniques varied in terms of efficiency and injury risk. This highlighted the importance of training of MWC skills.

(2) We adapted a neuromusculoskeletal calibration toolbox to express glenohumeral stability constraints. The calibrated models were then implemented to predict muscle and glenohumeral joint reaction forces. This approach allowed us to express the role of co-contraction in joint stability. The predicted joint reaction forces indicated that propulsion is a destabilizing task for the glenohumeral joint. Finally, the comparison of models calibrated to participants with varying functional abilities highlighted the limitations of numerical calibration.

(3) A finite element model of the shoulder with three-dimensional muscles was developed to simulate a propulsion cycle. The muscles were activated using experimental electromyographic data. The scapula and humerus were driven by joint kinematics extracted from a rigid multi-body model. The analysis of the deformations of the supraspinatus

muscle-tendon unit suggested potential explanations for the prevalence of tendon tears in MWC users, particularly in the anterior and interstitial zone of this tendon. Our analysis seems to agree with the literature, emphasizing that the high repetition of the propulsion cycle might be more taxing than its load.

Through this thesis, we developed numeric tools for biomechanical modelling, which could be implemented for the study of other pathologies that affect the rotator cuff. We were also able to identify potential pathomechanisms of the shoulder that are associated with MWC propulsion. More studies are still needed to validate our results for larger and more heterogeneous populations.

Keywords : Manual wheelchair, propulsion, shoulder, biomechanics, finite-elements, neuromusculoskeletal model, hybrid simulator.

Table des matières

RÉSUMÉ	I
ABSTRACT.....	III
TABLE DES MATIÈRES.....	V
LISTE DES TABLEAUX	VIII
LISTE DES FIGURES	IX
LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS	XVII
PUBLICATIONS DANS DES REVUES SCIENTIFIQUES À COMITÉ DE LECTURE.....	XVII
COMMUNICATIONS LORS DE CONGRÈS	XVIII
COMMUNICATIONS LORS DE CONFÉRENCES LOCALES	XVIII
RAPPORTS DE RECHERCHE	XIX
REMERCIEMENTS	XXI
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 – REVUE DE LITTÉRATURE	4
1.1 LE FAUTEUIL ROULANT MANUEL.....	4
1.1.1 Fauteuil roulant manuel : composants	5
1.1.2 Les paramètres spatio-temporels de la propulsion.....	7
1.1.3 Configuration du fauteuil roulant.....	9
1.1.4 Mobilité en fauteuil roulant	13
1.2 PATHOMÉCANISMES DE L'ÉPAULE.....	18
1.2.1 Anatomie osseuse du complexe de l'épaule	20
1.2.2 Muscles du complexe de l'épaule et stabilité gléno-humérale	20
1.2.3 Stabilité gléno-humérale	22
1.2.4 Le complexe de l'épaule en fauteuil roulant.....	24
1.3 MODÉLISATION NUMÉRIQUE	36
1.3.1 De l'excitation neurale au mouvement articulaire	36
1.3.2 Modélisation multi-corps rigides	43
1.3.3 Modélisation en éléments-finis	58
1.3.4 Modélisation hybride	71
1.4 SYNTHÈSE ET OBJECTIFS SPÉCIFIQUES.....	76
CHAPITRE 2 : ADAPTATION DE LA TECHNIQUE DE PROPULSION A LA PRESENCE D'UN DEVERS.....	78

2.1	ARTICLE N°1	78
2.1.1	Introduction.....	80
2.1.2	Methods.....	81
2.1.3	Results.....	83
2.1.4	Discussion.....	89
2.1.5	Conclusion	93
2.1.6	Supplementary material	93
CHAPITRE 3 : LA COMPREHENSION DES FONCTIONS MUSCULAIRES DE L'EPAULE GRACE A DES ALGORITHMES INFORMES PAR EMG.....		96
3.1	ARTICLE N° 2	96
3.1.1	Introduction.....	98
3.1.2	Materials and Methods.....	99
3.1.3	Results.....	102
3.1.4	Discussion.....	109
3.1.5	Conclusions.....	113
3.1.6	Appendix A.....	114
3.1.7	Appendix B.....	115
3.1.8	Figure supplémentaire.....	116
3.2	ARTICLE N° 3	117
3.2.1	Introduction.....	119
3.2.2	Methods.....	120
3.2.3	Results.....	122
3.2.4	Discussion.....	127
3.2.5	Supplementary material	130
3.3	APPROCHE INFORMEE PAR EMG POUR L'ETUDE DE LA PROPULSION EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL	135
3.3.1	Introduction.....	135
3.3.2	Méthodes.....	136
3.3.3	Résultats.....	138
3.3.4	Discussion.....	143
3.3.5	Conclusion	148
CHAPITRE 4 : SIMULATEUR HYBRIDE DE L'EPAULE AVEC MUSCLES TRIDIMENSIONNELS ACTIFS.....		149

4.1	ARTICLE N°4.....	149
4.1.1	Introduction.....	151
4.1.2	Methods.....	152
4.1.3	Results.....	156
4.1.4	Discussion.....	163
4.1.5	Conclusion.....	166
4.1.6	Appendix.....	167
CHAPITRE 5 : DISCUSSION GENERALE		168
5.1	SYNTHÈSE DES PRINCIPAUX RÉSULTATS.....	168
5.2	PATHOMÉCANISMES DE L'ÉPAULE ASSOCIÉS À LA PROPULSION EN FAUTEUIL ROULANT	169
5.3	CALIBRATION NEURO-MUSCULO-SQUELETTIQUE : ENTRE BIO-FIDÉLITÉ ET OPTIMISATION NUMÉRIQUE	172
5.4	SIMULATEUR HYBRIDE DE L'ÉPAULE AVEC MUSCLES TRIDIMENSIONNELS ACTIFS 175	
5.5	LIMITES GENERALES	176
5.6	PERSPECTIVES.....	179
CONCLUSION		182
BIBLIOGRAPHIE		184
DONNÉES DÉTAILLÉES DE L'ÉTUDE DU CHAPITRE 2		I

Liste des tableaux

Tableau I. Exemples de l'effet de la configuration de certains paramètres du fauteuil roulant manuel.....	11
Tableau II. Habiletés individuelles pour les fauteuils roulants manuels regroupées par niveaux (Kirby et al., 2021).....	14
Tableau III. Prévalence des douleurs de l'épaule chez les utilisateurs de fauteuil roulant manuel.....	19
Tableau IV. Résumé des études pour identifier des prédicteurs de douleurs de l'épaule. ...	32
Tableau V Résumé de comparaison entre les approches explicites et implicites pour la résolution des problèmes en éléments-finis.	60
Tableau VI Modèles par éléments-finis pour l'étude du mouvement du complexe de l'épaule. Tableau inspiré en partie de la revue de Zheng et al. (2017).....	62
Tableau VII Modélisation du muscle dans les modèles éléments-finis.....	65
Tableau VIII Quelques modèles hybrides de la littérature par approche séquentielle ou concurrente.....	73
Tableau IX Muscle groups.....	83
Tableau XI Participant's position and applied resistance during each MVC	94
Tableau XII RMSd and R between the GH net moment calculated by inverse dynamics and those predicted by the EMG-assisted method, compared to the root mean squared sum of the residual actuators.	105
Tableau XIII RMSd and R related to the muscle activations predicted by SO on the uncalibrated (SO) and calibrated model (SOcal) and the EMG adjusted with the EMG-assisted method (EMGA), in comparison to the experimental EMG	106
Tableau XIV RMSd and R between the experimental EMG of two different trials with a 6 kg load (mean \pm 1 std for n = 36 participants).....	115
Tableau XV. Détails des participants.....	136

Liste des figures

Figure 1. Exemple de fauteuil roulant manuel actif.....	5
Figure 2. Cycle de propulsion. La phase de poussée commence à HC (hand contact) et finit à HR (hand release). L'angle défini par ces deux points est l'angle de poussée (PA). La phase de traction correspond à l'angle de saisie (SA) qui est défini par HC et la direction verticale. Enfin, l'angle défini par HR et la direction verticale est l'angle de lâcher (EA). Figure extraite de Vanlandewijck et al. (2001) avec la permission de l'éditeur.....	7
Figure 3. Les différents patrons de propulsion. Figure extraite de Digiovine et al. (2021) avec la permission de l'éditeur.....	8
Figure 4. Tendance de rotation du fauteuil roulant sur une pente latérale. L'axe instantané de rotation, initialement à l'infini, se rapprochera du fauteuil roulant si aucun moment n'est appliqué pour contrer le moment relatif au poids.	15
Figure 5. Complexe articulaire de l'épaule (Image fournie par Visible Body®).	20
Figure 6 Muscles du complexe de l'épaule (Image fournie par Visible Body®).....	22
Figure 7. Force transverse nécessaire pour disloquer la tête humérale sous une force compressive de 50 N. Les valeurs pour chaque direction sont la moyenne et l'écart type de la force sur 10 spécimens. Figure extraite de (Lippitt and Matsen, 1993) avec la permission de l'éditeur.	24
Figure 8. Comparaison entre la configuration la plus efficace mécaniquement (a) et la configuration réelle (b). Les flèches solides et en pointillés indiquent respectivement les moments articulaires et les directions de rotation des articulations. Figure extraite de (van der Woude et al., 2001) avec la permission de l'éditeur.....	25
Figure 9. Pourcentage de présence de pathologies observées par imagerie par résonance magnétique chez les usagers de fauteuils roulants par degré de sévérité. Tendon calci : calcification du tendon, arthr : arthrose, calci : calcification de la bourse. Figure extraite de (Arnet et al., 2021) avec la permission de l'éditeur.	26
Figure 10. Structure du muscle squelettique. Version modifiée de l'image en anglais soumise à la licence CC BY-SA-NC.	37
Figure 11. La différence entre l'aire de la section anatomique (ACSA) et celle de la section physiologique (PCSA) pour un muscle penné (à gauche) et bipenné (à droite). Figure extraite de (Dries et al., 2017) avec la permission de l'éditeur.....	37

Figure 12. Cycle de création de ponts actine-myosine lors de la contraction musculaire. Photo soumise à la licence CC BY-SA.....	39
Figure 13 Relation force-longueur du sarcomère. Figure extraite de (Rassier et al., 1999) avec la permission de l'éditeur.	41
Figure 14. Schéma de l'analyse par multi-corps rigides en dynamique directe (a) et dynamique inverse (b).....	46
Figure 15 Schéma de l'approche assistée par EMG. Figure extraite de (Pizzolato et al., 2015) sous la licence CC BY-NC-ND.	48
Figure 16 Non-linéarité entre l'état d'activation et le niveau d'activation musculaire.	50
Figure 17 Modèle de Hill d'une unité muscle-tendon, avec des composantes élastiques en série pour représenter le tendon, et en parallèle pour le reste des structures passives.....	52
Figure 18. Relation force-longueur de la composante contractile à différents niveaux d'activation et de la composante élastique en parallèle (passive). La longueur optimale de la fibre varie en fonction du niveau d'activation : pour des activations sous-maximales, la longueur optimale du muscle est plus grande. Figure extraite de (Lloyd and Besier, 2003) avec la permission de l'éditeur.	53
Figure 19. Paramètres nécessaires pour évaluer la force d'un muscle à partir de son excitation. Les paramètres pour chaque étape sont présentés en rouge.	55
Figure 20 Formes des courbes déformations-contraintes pour un modèle Mooney-Rivlin à 3 paramètres (à gauche) et 5 paramètres (à droite).	66
Figure 21 Conditions of the wheelchair propulsion.....	82
Figure 22 Handrim contact tangential force (top) and wheelchair velocity (bottom) for each participant for both conditions: right arm on the uphill (blue) and downhill (orange). The grey horizontal line and span within shows the median and interquartile range of the wheelchair velocity during level surface propulsion. The time has been normalized with 0% the start of wheelchair motion and 100% the stop of the motion, or when the wheelchair rotation was over 5° for participants that turned their wheelchair downhill to stop.....	86
Figure 23 Trunk kinematics over a cross-slope: (A) Distance between the trunk and right upper limb $dCOM - axle$ increases with trunk flexion over a cross-slope (top panel) and the (B) distribution of the trunk's lateral flexion over a cross-slope (blue: right limb uphill, orange: right limb downhill) and a level surface (grey), tetraplegics participants are identified with a shaded background (bottom panel).	87

Figure 24 **(A)** Glenohumeral and elbow kinematics and **(B)** EMG of the muscle groups (right) for the uphill arm (blue) and downhill (orange) over a cross-slope and over a leveled surface (grey). The median value is the horizontal line, the boxes represent the interquartile range of the data ($IQR = [Q1, Q3]$), and the whiskers display the data within $[Q1 - 1.5 * IQR, Q3 + 1.5 * IQR]$. Tetraplegics participants are identified with a shaded background. * on the EMG rotator group points to participants with no subscapularis data, as their scapula was not flexible enough to allow access to the muscle.....88

Figure 25 A possible kinematic mechanism of how the cross-slope could increase glenohumeral joint injury risk.....91

Figure 26. **Left:** Net moments of the GH joint calculated by inverse dynamics (ID in blue) and predicted with the EMG-assisted method (EMGA orange), with a schematic of various position of the participant during the box lifting task, **right:** residual actuators from the generic model (R in blue), calibrated model (R cal in orange), and the difference between the inverse dynamics and the net moments predicted with the EMG-assisted method ($\Delta EMGA$ in green). (solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval)... 104

Figure 27. Net Adjusted EMG (EMGA: blue) and experimental EMG (Exp: red). * No experimental data (solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval)..... 105

Figure 28. Muscle activations (solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval) predicted by EMGA (blue), SO (orange) and SOcal (green) * Teres major activation was synthesized..... 107

Figure 29. Empirical cumulative distribution of all muscle activations (solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval) predicted by EMGA (blue), SO (orange) and SOcal (green): for a given activation (a), the ECDF shows the percentage of data who is at most equal to a 107

Figure 30. Activation relationships between the rotator cuff muscles as predicted for the 6 and 12 kg trials: The axes show the activation value of the respective muscles. On the diagonal: the mean distribution of a given muscle activation over the trial. In the upper (lower) triangle: the relationship between two muscles activations throughout the trial. For instance, the EMG algorithm predicted that an increase in the activation of the infraspinatus is correlated with an increase of the supraspinatus's activation. (Mean as predicted by EMGA: right, and SO: left). 108

Figure 31. Coactivation coefficients between various muscle pairs (solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval) as predicted by EMGA (blue), SO (orange) and SOcal (green): the higher the coefficient, the higher is the muscle pair’s coactivation. ... 108

Figure 32. (a) GH joint reaction forces (solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval) calculated from the muscle activations predicted from the EMGA (blue), SO (orange) and SOcal (green); (b) Top: GH joint reaction shear/compressive ratio, bottom: ratio of the GH force in regard to the non-dislocation threshold ratios from Lippitt and Matsen (1993) in the glenoid frame (mean \pm 1 std: solid \pm dashed black lines): If the GH joint reaction shear/compressive ratio is within the cone, the joint is considered as stable. The data shown are from the EMGA (blue), SO (orange) and SOcal (green, solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval). 110

Figure 33 Distribution des paramètres de dynamique de contraction issus de la calibration en minimisant l’erreur de suivi des couples articulaires (C1) ou en minimisant C1 et le ratio des composantes transverses sur la composante normale de la force de réaction gléno-humérale (C2). Chaque point représente un participant. Le coefficient de force (*Strength Coefficient*) représente le facteur appliqué pour calibrer la force isométrique maximale. 116

Figure 34. Glenohumeral joint power generated by women (W) and men (M) during the box (6 or 12 kg) lifting tasks: solid line: mean value, hue: 95 % confidence interval. In the bottom part of the graphs, pink bands correspond to the load effect. 123

Figure 35. Power generated by muscle fibres during the box (6 and 12 kg) lifting tasks for women (W) and men (M); solid line: mean value, hue: 95 % confidence interval, blue bands: sex effect, purple bands: sex-load effect. 124

Figure 36. Mean values of the four joint indices with a load of 6 and 12 kg for women and men. 125

Figure 37. Mean values of the four muscle fiber indices with a load of 6 or 12 kg for women and men. 126

Figure 38. The position of the markers used to track the trunk and upper limb kinematics. 131

Figure 39. Overview of the muscle force prediction algorithm. τ_{ID} is the moment obtained from inverse dynamics that the algorithm tries to track, *EMGAdjusted* is the adjusted excitation of the muscles that had experimental data, whereas *EMGSynthesized* is the excitation of the muscles that had no experimental data. 132

Figure 40. **Left:** potential energy of the box with reference at hip level solid line, **right:** Kinetic energy of the box with the box state at t=0 as reference value: mean value, hue: 95 % confidence interval, pink bands: load effect, purple bands: sex-load effect..... 133

Figure 41. Vertical velocity of the box (6 or 12 kg) for women (W) and men (M): solid line: mean value, hue: 95 % confidence interval, blue bands: sex effect, pink bands: load effect, purple bands: sex-load effect. 134

Figure 42 Fidélité du suivi des couples articulaires par approche *EMG-assisted* exprimée par l'erreur quadratique moyenne (à gauche) et le coefficient de corrélation (à droite) pour les trois participants : sain (S, bleu), paraplégique (P, orange) et tétraplégique (T, vert). Les barres représentent la moyenne sur les cycles de propulsion et les lignes noires verticales représentent l'écart-type..... 139

Figure 43 L'erreur quadratique moyenne (RMSE) sur les excitations musculaires ajustées par approche *EMG-assisted* (en haut) et leur coefficient de corrélation (en bas) pour les trois participants : sain (S, bleu), paraplégique (P, orange) et tétraplégique (T, vert). Les barres représentent la moyenne sur les cycles de propulsion et les lignes noires verticales représentent l'écart-type..... 139

Figure 44 Résultante de la force de réaction gléno-humérale pour les trois participants : sain (S, bleu), paraplégique (P, orange) et tétraplégique (T, vert). Les lignes solides et les bandes transparentes représentent respectivement la moyenne et l'écart-type. Les mesures expérimentales *in-vivo* de Westerhoff (2011) pour cinq participants ont aussi été tracées (5 lignes grises pointillées). Ces mesures ont été prises lors d'une propulsion sur une pente ascendante de 2° à une vitesse de 0.56 m/s. Les valeurs ont été extraites en utilisant le logiciel Engauge Digitizer. 140

Figure 45 Ligne en gradient de couleur : Ratio de la force de réaction de réaction gléno-humérale (composantes transverses sur la composante normale). L'évolution de la couleur représente le cycle de propulsion (sombre : 0 % et clair : 100%). Chacune des colonnes représente un participant (S : sain, P : paraplégique et T : tétraplégique). Les limites de dislocations identifiées par les mesures cadavériques de Lippitt et Matsen (1993) sont représentées par la ligne noire solide (moyenne) et la zone grisée qui l'entoure (± 1 écart-type). Les résultats sont comparés aux mesures *in-vivo* de Westerhoff (2011) pour cinq participants avec une prothèse instrumentée (5 lignes bleues). Un schéma de la scapula (en haut à droite) précise les directions antéro-postérieure (rouge) et supéro-inférieure (vert). 141

Figure 46 Moyenne des ratios de stabilité des muscles de l'articulation gléno-humérale pour les trois participants (sain (S, bleu), paraplégique (P, orange) et tétraplégique (T, vert)) sur un cycle complet de propulsion. Un schéma de la scapula (à droite) décrit les directions. Le cercle noir unitaire définit les limites au-dessus desquelles le muscle aura tendance à déstabiliser l'articulation gléno-humérale. Pour le pectoral et le grand dorsal, les points représentent les données pour toutes les lignes d'action. 142

Figure 47 Les patrons de propulsion des trois participants (sain (S, bleu), paraplégique (P, orange) et tétraplégique (T, vert)). Les différents types de traits correspondent aux trajectoires des centres des articulations gléno-humérale (GH), olécranienne (Elbow) et celle du poignet (Wrist). Les trajectoires sont exprimées dans le repère parent de la roue. Les distances entre les centres articulaires ont été normalisées par rapport aux longueurs anthropométriques du membre supérieur pour pouvoir comparer les trajectoires entre les trois participants..... 144

Figure 48. Coupe sagittale oblique de l'épaule par résonance magnétique. Le muscle supra-épineux se trouve dans la zone supéro-postérieure de la glénoïde. Figure extraite de (Hagiwara et al., 2018) avec une licence CC BY NC ND..... 146

Figure 49 Variation de la force isométrique maximale après calibration pour les trois participants (sain (S, bleu), paraplégique (P, orange) et tétraplégique (T, vert)). Le *Strength coefficient* est le facteur appliqué à la force isométrique du modèle générique. Par exemple, une valeur de 1 signifie que la force reste inchangée. Les muscles présentés ont une innervation réduite chez le participant tétraplégique. 147

Figure 50 FEM simulation on simplified muscle structure to evaluate **A**) the force-length relationship and **B**) the effect of a transversal load on the muscle longitudinal force..... 155

Figure 51 **A**) Force-length relationship through finite-element simulation (blue) and fitted Hill-model curve from the open access CEINMS toolbox (Pizzolato et al., 2015). **B**) Decrease of the muscle longitudinal force when a transversal load is applied. The load and the force decrease are expressed as a percentage of the maximal isometric force of the unloaded muscle..... 157

Figure 52 **A**) Finite-element simulation output for the activated shoulder model during a wheelchair propulsion cycle at the push and recovery start, and in the middle of these phases, with **B**) a schematic of the wheelchair user. 158

Figure 53 **A**) Fiber stretch distribution for the infraspinatus and supraspinatus muscles at four instances of the propulsion cycle. **B**) Whole muscle-tendon unit (MTU) stretch

throughout the propulsion cycle for the three rotator cuff muscles. The solid line and the transparent corridor represent the mean stretch between the six lines of action and their standard deviation, respectively. The vertical dashed lines indicate, in order, the time of mid-push, recovery start and mid-recovery. 158

Figure 54 Supraspinatus muscle-tendon unit at different steps of the propulsion cycle from two different views (rows). The purple lines within the muscle and tendon white volumes show the fibers directions. The supraspinatus tendon seems to be twisted throughout the cycle. 159

Figure 55 **A)** Distance between the rotator cuff lines of action predicted by the active and passive models (mean of 6 lines of action \pm standard deviation: solid line \pm transparent band). Each line shows the difference at a given state (color) from origin to insertion (horizontal axis from left to right). **B)** Schematic of the differences between the muscle envelopes between the models. At each presented time event, the schematics show the posterior view with the infraspinatus and supraspinatus (left) and anterior view with the subscapularis muscle (right) view of the model. These views explain the shape of the curves in **A**. For instance, in **A**, the subscapularis difference is highest near its insertion at the start and mid-recovery, which is coherent with the yellow-colored area on its schematic in **B**. 161

Figure 56 **A)** Distance between the rotator cuff lines of action at various levels of isometric contraction and the lines of the passive model (mean of 6 lines of action \pm standard deviation: solid line \pm transparent band). Each line shows the difference at a given activation level (color) from origin to insertion (horizontal axis from left to right). **B)** Schematic of the distance between the muscle envelopes (top) as well as the fiber stretch (bottom). 162

Figure 57 Different stresses distribution for the supraspinatus (top view: left and bottom view: right) and the infraspinatus (posterior view: left and anterior view: right) muscle-tendon units at the push start. The bottom row represents the humerus (green) and the scapula (blue) associated with the view from which the muscles are represented. For the top two rows, both muscles share the same stress scale. 167

Figure 58 Differences between the active and passive models' stretch, passive stress and von mises stress. The median value is indicated by the horizontal line; the boxes represent the interquartile range of the data ($IQR = [Q1, Q3]$); and the whiskers display the data within $[Q1 - 1.5 \times IQR, Q3 + 1.5 \times IQR]$ 167

Figure 59 Cross-slope data for P1.....ii

Figure 60 Cross-slope data for P2.....	iii
Figure 61 Cross-slope data for P3. All WUSPI transfer activities were not applicable for this participant.	iv
Figure 62 Cross-slope data for P4.....	v
Figure 63 Cross-slope data for P5. As the participant was not able to finish the trials, some data is missing.....	vi
Figure 64 Cross-slope data for P6.....	vii
Figure 65 Cross-slope data for P7.....	viii
Figure 66 Cross-slope data for P8.....	ix
Figure 67 Cross-slope data for P9.....	x

Liste des publications et communications

Publications dans des revues scientifiques à comité de lecture

1. M. Hoffmann, M. Begon, **N. Assila**, M.-O. St-Pierre, A. Bertrand-Grenier, S. Duprey, S. Sobczak, “Moment arms of the deltoid, infraspinatus and teres minor muscles for movements with high range of motion: A cadaveric study,” *Clinical Biomechanics*, p. 105685, May 2022, doi: [10.1016/j.clinbiomech.2022.105685](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2022.105685).
2. **N. Assila**, S. Duprey, and M. Begon, “Glenohumeral joint and muscles functions during a lifting task,” *Journal of Biomechanics*, vol. 126, p. 110641, Sep. 2021, doi: [10.1016/j.jbiomech.2021.110641](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110641).
3. **N. Assila**, C. Delavallade, Y. Blache. C. Berger-Vachon, P. Collotte, S. Duprey, “Three-Dimensional Upper Body Kinematics and Inter-Articular Kinematic Sequence During a Canoe Polo Throw”. *Frontiers in Sports and Active Living* 2021, 3, 353, doi:[10.3389/fspor.2021.777410](https://doi.org/10.3389/fspor.2021.777410).
4. G. Daoust, P. Rushton, M. Racine, K. Leduc, **N. Assila** and L. Demers, “Adapting the wheelchair skills program for pediatric rehabilitation: recommendations from key stakeholders,” *BMC Pediatrics*, vol. 25, no. 103, March 2021, doi: [10.1186/s12887-021-02564-9](https://doi.org/10.1186/s12887-021-02564-9).
5. E. Goubault, R. Martinez, **N. Assila**, É. Monga-Dubreuil, J. Dowling-Medley, F. Dal Maso and M. Begon “Effect of Expertise on Shoulder and Upper Limb Kinematics, Electromyography, and Estimated Muscle Forces During a Lifting Task,” *Hum Factors*, Nov. 2020, doi: [10.1177/0018720820965021](https://doi.org/10.1177/0018720820965021).
6. R. Martinez, **N. Assila**, E. Goubault, and M. Begon, “Sex differences in upper limb musculoskeletal biomechanics during a lifting task,” *Applied Ergonomics*, vol. 86, p. 103106, Jul. 2020, doi: [10.1016/j.apergo.2020.103106](https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103106).
7. **N. Assila**, C. Pizzolato, R. Martinez, D. G. Lloyd, and M. Begon, “EMG-Assisted Algorithm to Account for Shoulder Muscles Co-Contraction in Overhead Manual Handling,” *Applied Sciences*, vol. 10, no. 10, p. 3522, Jan. 2020, doi: [10.3390/app10103522](https://doi.org/10.3390/app10103522).

Communications lors de congrès

1. **N. Assila**, S. Duprey and M. Begon, "Mechanical Joint Power Analysis to identify the different glenohumeral degrees of freedom functions", *21st Biennial Meeting of the Canadian Society for Biomechanics (CSB)*, Montréal, Canada, 2021.
2. **N. Assila**, C. Pizzolato, B. Michaud, D. Lloyd and M. Begon, "Estimating Shoulder Muscle Forces of the Shoulder Complex using Static Optimization and EMG-informed Neuromusculoskeletal Modelling", *16th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE)*, New York, USA, 2019.

Communications lors de conférences locales

1. **N. Assila**, P. Rushton, S. Duprey, M. Begon, "Adaptation de la technique de propulsion à un dévers", *Journée de la recherche de l'école de Kinésiologie et Sciences de l'Activité Physique de l'Université de Montréal*, Montréal, Canada, 2022.
2. **N. Assila**, S. Duprey and M. Begon, "Cinématique de la propulsion pour les usagers de fauteuils roulants manuels", *Séminaire LIA EVASYM*, Lyon, France, 12 octobre 2021.
3. **N. Assila**, S. Duprey and M. Begon, "Fonctions des muscles de l'articulation glénohumérale par une approche énergétique", *Journée de la recherche de l'école de Kinésiologie et Sciences de l'Activité Physique de l'Université de Montréal*, Montréal, Canada, 2021.
4. **N. Assila**, S. Duprey and M. Begon, "Mobilité en Fauteuil Roulant : Simulateur musculosquelettique de l'épaule pour la compréhension des pathomécanismes associés", *Séminaire des doctorants du LBMC*, 2020.
5. **N. Assila**, S. Duprey and M. Begon, "Towards a physiological shoulder model: electromyography to account for shoulder co-contraction", *Cafés Scientifiques TransMedTech*, Canada, 2020.
6. **N. Assila**, S. Duprey and M. Begon, "Vers un simulateur hybride de l'épaule : application pour les utilisateurs de fauteuil roulant", *Inauguration du LIA EVASYM*, Montréal, Canada, 2019.

7. **N. Assila**, C. Pizzolato, R. Martinez, B. Michaud, D. Lloyd and M. Begon, "Évaluation des Efforts Musculaires du Membre Supérieur : Optimisation Statique Vs. EMG driven", *Journée de la recherche de l'école de Kinésiologie et Sciences de l'Activité Physique de l'Université de Montréal*, Montréal, Canada, 2019.

Rapports de recherche

1. Goubault E., Martinez R., **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.](#)
2. 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.

À ma mère

Remerciements

En premier lieu, j'aimerais remercier mes directeurs de thèse, Sonia et Mickaël, pour la confiance qu'ils m'ont accordée, pour leur disponibilité, et leur patience. Merci pour m'avoir donné l'espace et le temps pour apprendre, trouver du plaisir, prendre du recul et aller plus loin. Ceci m'a probablement permis d'être une meilleure chercheuse.

Sonia, sans toi, cette thèse n'aurait jamais vu le jour. Merci de m'avoir permis d'embarquer dans cette aventure. Je te suis extrêmement reconnaissante pour ta pédagogie, tes mots d'encouragements et ton soutien. Nos réunions ont toujours été un moment pour discuter de la science, et me permettaient constamment de me recharger en énergie positive.

Mickaël, merci pour ta passion contagieuse pour la science et la biomécanique humaine. Merci pour tes réflexions toujours enrichissantes. Merci pour avoir constamment cru en mes compétences, et de m'avoir toujours encouragée à donner le meilleur de moi-même. C'était un plaisir de travailler avec toi.

Je tiens à remercier Paula pour son encadrement lors de mon stage. Merci de m'avoir permis de découvrir le monde clinique du fauteuil roulant, et d'avoir toujours été disponible. Merci pour tes conseils de carrières, qui feront certainement de moi une meilleure chercheuse humaine.

Merci à tous les collaborateurs silencieux de ce projet qui ont permis d'organiser cette cotutelle. Je pense particulièrement à Frédéric Messier. Merci pour ton aide précieuse au recrutement. Merci aussi à mes participants d'avoir accepté de faire partie de ce projet. Ce travail est pour vous.

Je souhaite remercier toute l'équipe du S2M, pour l'environnement chaleureux et stimulant que vous créez chaque jour. Marion, tu as été une camarade de chemin sur les deux rives de l'océan. Merci pour ta patience pour toutes mes questions et particulièrement pour ton oreille attentive. Merci Anne-Laure pour nos discussions passionnantes et nos marches stimulantes autant physiquement que mentalement. Merci Amedeo pour ton aide précieuse, sans laquelle la collecte de données n'aurait probablement pas pu être aussi efficace. Merci à tous les autres collègues, passés ou présents, l'expérience de doctorat n'aurait pas pu être complète sans vous.

Je remercie aussi les membres de l'équipe du LBMC. Merci Raphaël pour ta patience à siéger sur tous mes comités. Merci à Sacha, Anaïs et Mingming pour les moments quotidiens qu'on a partagés, surtout lors de ces derniers mois de rédaction.

Mireille, merci pour ton écoute, tes encouragements et pour avoir supporté mes longues tirades sur mes journées de doctorantes. Maimouna, merci à toi et à ta famille de

m'avoir accueillie bras ouvert et de m'avoir donné un espace pour m'évader du quotidien du travail.

Un grand merci à ma famille. Merci Saad pour ta compassion rationnelle. Je sais que je peux toujours compter sur toi, une pensée en laquelle je trouve un grand confort. Par-dessus tout, je remercie ma mère. Merci de ne jamais avoir douté de moi et de m'avoir toujours encouragée sur tous les coins de la terre. Merci de m'avoir appris la résilience, et la détermination. Je ne serai pas qui je suis sans toi.

Introduction

L'architecture anatomique du complexe de l'épaule est optimisée pour permettre un large champ de mobilité au membre supérieur, au détriment de sa stabilité structurale. De ce fait, les muscles coopèrent pour établir un équilibre entre la mobilité et la stabilité de l'épaule (Veeger and van der Helm, 2007). Cette dualité de la fonction musculaire rend l'épaule plus vulnérable aux pathologies musculo-squelettiques, et ce particulièrement en présence de charges importantes et/ou répétitives (Linaker and Walker-Bone, 2015). De telles conditions compromettantes sont intrinsèques au geste de propulsion en fauteuil roulant manuel. En conséquence, les usagers de cette aide à la mobilité ont une prévalence jusqu'à 9 fois plus élevée de douleurs et de lésions au niveau de l'épaule (Akbar et al., 2010; Arnet et al., 2021). Ces douleurs poussent les usagers à diminuer leur niveau d'activité physique ainsi que leur participation dans la vie communautaire, ce qui impacte négativement leur qualité de vie (Mortenson et al., 2012; Smith et al., 2016b). Si ces usagers constituent 2 à 3 % des français (Talenteo, 2016) et 1% des canadiens (Smith et al., 2016a), le développement des pathologies de l'épaule chez cette population reste mal connue. Bien que ces pathologies soient multifactorielles (Dyson-Hudson and Kirshblum, 2004), elles semblent être reliées aux paramètres spatio-temporels et biomécaniques du geste de propulsion (Boninger et al., 2002). Plusieurs études ont alors essayé de caractériser ce geste afin d'identifier des indicateurs qui permettraient de prédire la douleur et de développer des protocoles d'interventions cliniques (Boninger et al., 2002; Leving et al., 2018; Mercer et al., 2006). Cependant, la complexité de la propulsion ainsi que celle du fonctionnement de l'épaule entravent l'identification de pathomécanismes associés à la propulsion par analyse biomécanique. La difficulté associée à l'analyse du geste de propulsion pourrait aussi expliquer pourquoi la majorité des études sur le fauteuil roulant se limitent à la propulsion en ligne droite, un geste qui représente minimalement le quotidien d'un usager (Rouvier et al., 2022; Sonenblum et al., 2012). En effet, le Guide des habiletés en fauteuil roulant inclut une trentaine d'habiletés nécessaires à la mobilité autonome des usagers en milieu intérieur et urbain (Kirby et al., 2021). Dans ce guide, la propulsion sur ligne droite, couplée à la capacité d'initier et d'arrêter la propulsion, constitue une habileté de base, nécessaire pour développer les autres habiletés plus complexes.

Afin de représenter le geste de propulsion dans des contextes variés (pente, marche, etc.), les modèles numériques sont des outils puissants pour mieux comprendre l'interaction entre les variables externes de la propulsion, et les forces et contraintes musculaires au sein de l'épaule. Un modèle numérique de l'utilisateur permettrait de représenter les contraintes auxquelles est exposé le système musculo-squelettique lors de la propulsion et de se dispenser de mesures expérimentales invasives et complexes. En implémentant différents

types de modèles, il est possible d'accéder à des informations à différentes échelles allant du couple articulaire (modèle de dynamique inverse) jusqu'à la contrainte au sein du muscle (modélisation par les éléments finis), en passant par les forces musculaires (modèle neuro-musculo-squelettique). Cependant, les valeurs en sortie de ces modèles dépendent de leur capacité à reproduire la physiologie du fonctionnement du système neuro-musculo-squelettique, et ce en tenant compte de l'individualité du corps humain, et de l'évolution de sa fonction avec le développement de pathologies.

L'objectif principal de cette thèse était d'approfondir notre compréhension des pathomécanismes de l'épaule associés à la propulsion en fauteuil roulant manuel. Pour cela, il était important de décrire l'impact du geste de propulsion d'une manière complète allant de la description de la cinématique articulaire jusqu'à la prédiction de la déformation locale au sein des tissus mous. À cet effet, nous avons choisi d'implémenter une approche transdisciplinaire afin de développer un simulateur hybride de l'épaule. Ce dernier sera piloté par des données expérimentales enregistrées lors de la propulsion de l'utilisateur afin d'illustrer le lien entre les paramètres externes accessibles en milieu clinique, et des paramètres internes qui permettraient de maîtriser le développement des troubles musculo-squelettiques.

Dans le présent manuscrit, le [premier chapitre](#) présente une revue de la littérature scientifique pertinente pour ce travail de thèse. Celle-ci inclut une présentation de la propulsion en fauteuil roulant et des modélisations numériques utilisées pour l'analyse de la biomécanique du corps humain. Ce chapitre a permis d'identifier les objectifs spécifiques de ce travail de thèse, autour desquels se sont articulées les trois chapitres subséquents.

Lors de notre première étude ([Chapitre 2](#)), nous avons identifié les adaptations de la technique de propulsion à la présence d'un dévers. Dans le [chapitre suivant](#), nous avons présenté trois études autour de la modélisation avec multi-corps rigides. Dans la première (section 3.1), nous avons cherché à adapter un algorithme informé par données électromyographiques à l'articulation gléno-humérale, afin d'exprimer le rôle de la co-contraction dans la stabilité gléno-humérale. Cette approche a été ensuite implémentée pour étudier la stabilité gléno-humérale lors du geste de propulsion (section 3.3). La deuxième étude (section 3.2) présente une approche énergétique qui permet d'identifier les fonctions des degrés de liberté et des muscles de l'articulation gléno-humérale lors d'une tâche donnée. Dans le [quatrième chapitre](#), nous avons présenté un simulateur hybride de l'épaule qui consiste en un modèle éléments-finis piloté par les excitations musculaires expérimentales et la cinématique articulaire prédite par un modèle multi-corps rigides. Ce simulateur a permis d'évaluer la distribution des déformations au sein des muscles et tendons lors d'un cycle de propulsion.

Nous concluons ce manuscrit par une discussion générale, dans laquelle nous examinons nos résultats au vu de la littérature scientifique, afin de faire ressortir les limitations de ce travail et proposer des perspectives d'avancées.

Chapitre 1 – Revue de littérature

1.1 Le fauteuil roulant manuel

Durant la majeure partie du 20^{ème} siècle, les fauteuils roulants étaient des dispositifs médicaux plutôt que des outils qui faciliteraient l'indépendance de leurs usagers. De ce fait, les premiers d'entre eux répondaient aux besoins minimaux pour un usage sécuritaire en intérieur (Woods and Watson, 2004). La volonté des personnes handicapées de trouver un emploi et de vivre au sein de leur communauté a mené à l'apparition des fauteuils roulants avec châssis pliable en 1932. Cependant, c'est la pratique sportive en fauteuil roulant manuel qui sera à l'origine des nombreuses avancées dans la conception de celui-ci (Cooper and De Luigi, 2014). À la fin des années 1970, des modifications, précédemment propres aux fauteuils roulants dédiés à la pratique sportive, commencent à apparaître sur ceux conçus pour l'usage quotidien. L'effet de ces fauteuils sur le quotidien est rapidement perçu par les usagers (Vogel, 2012). La grande liberté de mouvement acquise grâce à ces nouveaux systèmes a redéfini ce qui est possible en fauteuil roulant manuel, et a établi le lien entre l'équipement technique et la capacité des usagers (Stewart and Watson, 2020). Cependant, l'usage du fauteuil roulant ne dépend pas uniquement de sa conception. Pour une utilisation optimale, il est nécessaire de créer un système humain-machine efficient et sécuritaire. Dans ce contexte, le fauteuil roulant devient un dispositif orthétique adapté à la morphologie, aux capacités physiques, à l'environnement et au mode de vie de l'utilisateur dans le but de faciliter ses déplacements tout en minimisant le risque de blessures (Cooper, 1996). Cet ajustement est particulièrement important car l'utilisation d'un fauteuil roulant spécifique à l'usager a été associée à une amélioration de l'indépendance, du sentiment de participation et de la qualité de vie (Chaves et al., 2004; Chow and Levy, 2011). Un deuxième volet qui influence l'interaction humain-machine est la technique de propulsion, et plus particulièrement l'habileté de l'usager à surmonter les obstacles de son environnement (Cooper and De Luigi, 2014). De meilleures habiletés en fauteuil roulant réduisent le nombre de blessures dues aux chutes ou à la surutilisation tout en améliorant le sentiment de bien-être (Hosseini et al., 2012; Öztürk and Ucsular, 2011).

L'interaction usager-fauteuil roulant permet de redéfinir les capacités des usagers et indirectement ce que leur handicap signifie (Winance, 2006). Afin de mieux comprendre cette interaction, nous allons présenter brièvement les caractéristiques et la configuration du fauteuil roulant manuel (sections 1.1.1 et 1.1.3), les paramètres de la propulsion (section 1.1.2), ainsi que les facteurs qui influencent la mobilité en fauteuil roulant (section 1.1.4).

1.1.1 Fauteuil roulant manuel : composants

Si la technologie du fauteuil roulant a évolué, sa structure n'a pas grandement changé depuis ses premières versions. En effet, il est constitué d'un châssis, des composants d'assise et de posture, des roues et des composants de conduite (Figure 1).

Le châssis ou cadre du fauteuil est le squelette tubulaire qui relie les autres composants. Il peut être rigide ou pliable, fermé ou ouvert. Il est généralement fait en aluminium, mais des matériaux plus légers et plus coûteux comme le titane ou encore la fibre de carbone peuvent être utilisés. Ces paramètres impacteront son poids, sa capacité à absorber les vibrations, sa portabilité, ainsi que le bilan énergétique de sa propulsion (Chénier and Aissaoui, 2014; da Silva Bertolaccini et al., 2022).

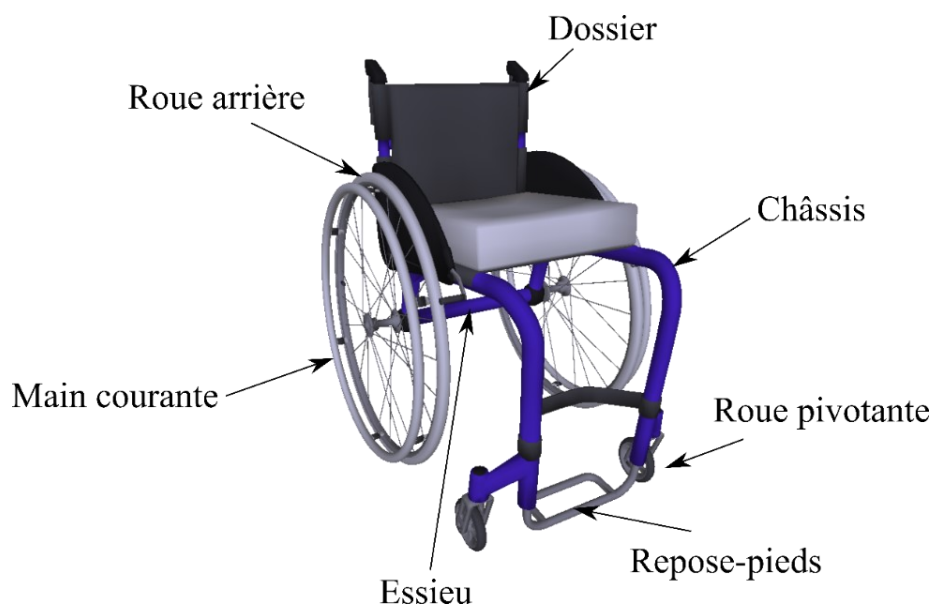


Figure 1. Exemple de fauteuil roulant manuel actif.

Les composants de l'assise comprennent le dossier et le siège. Le coussin peut être utilisé pour améliorer la répartition de la pression sur le siège et réduire le risque d'escarres. Le dossier contribue à maintenir la stabilité du tronc. Il peut être pliable ou amovible pour réduire le volume plié du fauteuil roulant. D'autres composants peuvent être ajoutés pour améliorer la posture et le confort d'assise, notamment pour les utilisateurs ayant un contrôle limité du tronc. Les repose-pieds sont également utilisés pour accueillir les pieds lors de l'utilisation du fauteuil roulant.

Les roues comprennent les roues arrière, principal composant de la propulsion, et les roues pivotantes qui aident à orienter la direction du fauteuil. Le diamètre des roues arrière varie généralement entre 24 et 26 pouces (0.61 et 0.66 m) pour les adultes. Il en existe généralement deux types : les roues Mag qui sont fabriquées en matériau synthétique et sont relativement durables, et les roues à rayons qui sont similaires aux roues de vélos standards.

Ces dernières sont légères mais nécessitent un certain entretien. Les roues pivotantes, quant à elles, sont beaucoup plus petites, avec un diamètre allant de 3 à 6 pouces (7.6 à 15.2 cm). Les roues peuvent avoir des pneus pleins, pneumatiques ou remplis de mousse, ce qui modifierait la masse, l'absorption de chocs et la fréquence de maintenance. Pour assurer l'immobilité du fauteuil roulant en cas de besoin, un système de freinage statique est utilisé pour bloquer la rotation des roues arrière. En revanche, le freinage dynamique lors de la propulsion du fauteuil est assuré manuellement en appliquant une force de freinage sur les mains courantes.

Si certains fauteuils roulants manuels peuvent être poussés, la mobilité autonome se fait par des composants de conduite adaptés à l'utilisateur. Dans le cadre de cette thèse, nous nous limiterons à la propulsion à deux mains avec mains courantes montées sur chacune des roues arrière, car ce système de conduite reste le plus courant, comparé aux systèmes à manivelles ou leviers (Flemmer and Flemmer, 2016; Jenkins et al., 2014). Afin de limiter le glissement entre la main et les mains courantes, ces dernières peuvent être revêtues ou traitées. Leur section peut être modifiée pour offrir plus de confort (Dieruf et al., 2008).

Enfin, des composants supplémentaires comme les accoudoirs, les roues anti-basculement, ou les protections pour les vêtements peuvent être ajoutés pour assurer le confort de l'utilisateur.

Lors de la prescription du fauteuil roulant, tous ces composants doivent être choisis en fonction des capacités, des besoins et du mode de vie de l'utilisateur. En effet, la *Rehabilitation Engineering & Assistive Technology Society of North America* (RESNA) stipule que “[the] most appropriate manual wheelchair for individuals with disabilities who will utilize the wheelchair for an extended period is a properly configured, fully customizable wheelchair of the lightest weight possible.” (Le fauteuil roulant manuel le plus approprié pour les personnes handicapées qui l'utiliseront pendant une période prolongée est un fauteuil roulant correctement configuré, entièrement personnalisable et le plus léger possible [traduction libre]) (DiGiovine et al., 2012). Le nombre minimal de paramètres personnalisables pour répondre à cette définition comprend :

- la hauteur, l'angle, la largeur et la longueur d'assise.
- la hauteur et l'angle du dossier.
- la longueur et l'angle du repose-pieds.
- les positions horizontale et verticale de l'axe de la roue arrière.
- le type et taille des roues arrière et leur cambrure.
- le type et taille des roues pivotantes.

À cela s'ajoutent la conception et le matériau du cadre, ainsi que la conception de la main courante. Si certains de ces paramètres dépendent uniquement de l'anthropométrie de l'utilisateur, plusieurs restent particulièrement difficiles à régler, étant donné leur interdépendance ainsi que leur effet sur la posture de l'utilisateur, et les paramètres spatio-temporels de la propulsion.

1.1.2 Les paramètres spatio-temporels de la propulsion

Les paramètres spatio-temporels de la propulsion en fauteuil roulant sont définis à partir de l'analyse de la propulsion sur surface plane en ligne droite. Lors de ce type de propulsion, on identifie un cycle répétable de propulsion, qui peut être séparé en deux phases : la poussée et la récupération (Figure 2). La phase de poussée correspond à la phase de génération de force quand la main est en contact avec la main courante. Elle peut généralement être divisée en phase de traction, quand le membre supérieur est en extension, et phase propre de poussée quand le point de contact est devant la ligne verticale passant par le centre de la roue. La phase de récupération correspond à la phase où la main n'est pas en contact avec la main courante et où le membre supérieur est ramené en arrière pour commencer un nouveau cycle de propulsion (Vanlandewijck et al., 2001).

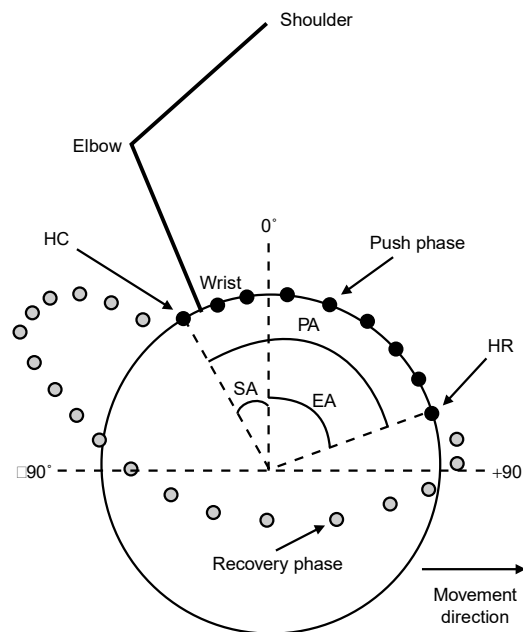


Figure 2. Cycle de propulsion. La phase de poussée commence à HC (hand contact) et finit à HR (hand release). L'angle défini par ces deux points est l'angle de poussée (PA). La phase de traction correspond à l'angle de saisie (SA) qui est défini par HC et la direction verticale. Enfin, l'angle défini par HR et la direction verticale est l'angle de lâcher (EA). Figure extraite de Vanlandewijck et al. (2001) avec la permission de l'éditeur.

Si la trajectoire de la main est contrainte lors de la phase de poussée, elle peut suivre des trajectoires différentes en phase de récupération. Quatre patrons possibles sont identifiés dans la littérature (Figure 3) :

en semi-circulaire, ce qui est associé à une cadence de propulsion réduite et un temps de contact plus long. Cette méthode est aussi appréciée pour sa trajectoire elliptique qui diminue les variations brusques de la direction de la force de contact entre la main et la main courante (Boninger et al., 2002). Cette technique est celle recommandée cliniquement pour réduire le risque de blessures du membre supérieur (Paralyzed veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005).

en arc de cercle. Ce patron est généralement observé chez les nouveaux usagers (Gorce and Louis, 2012).

en simple-boucle au dessus de la main courante, qui est le plus prévalent chez les usagers paraplégiques (Boninger et al., 2002).

en double boucle. Ce patron est associé à une cadence plus faible, une dépense énergétique faible sur tout le cycle de propulsion, et une phase de récupération plus longue. Cependant, il est énergétiquement et musculairement exigeant sur la phase de poussée (Slowik et al., 2016).

Un usager peut choisir différents patrons pour ses deux bras, et peut modifier son patron avec sa vitesse (Boninger et al., 2002) et/ou son environnement de propulsion. Par exemple, pour monter une pente, une trajectoire en arc est plus commune entre les usagers quelque soit leur patron de propulsion sur surface plane (Koontz et al., 2009). Ces différents patrons vont influencer les paramètres spatio-temporels de la propulsion, tel que l'angle de contact, le temps de poussée, le temps de récupération ou encore la cadence de propulsion. Ces mêmes paramètres sont aussi sensibles à la configuration du fauteuil roulant.

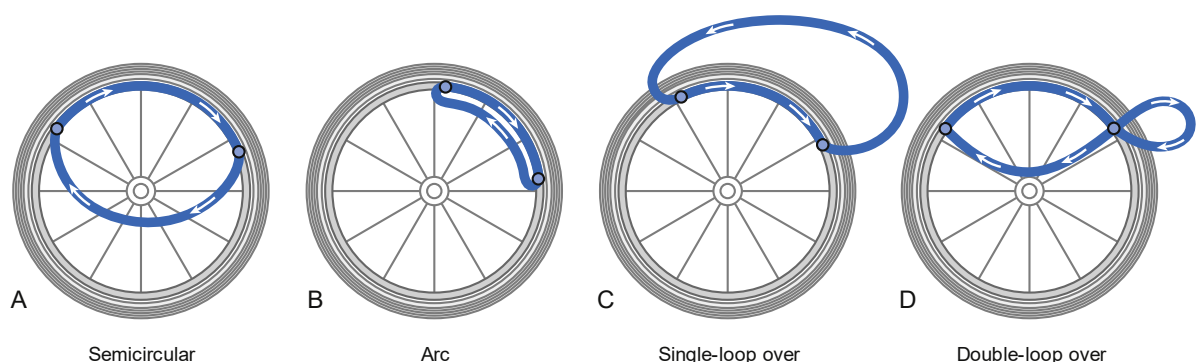


Figure 3. Les différents patrons de propulsion. Figure extraite de Digiovine et al. (2021) avec la permission de l'éditeur.

1.1.3 Configuration du fauteuil roulant

La configuration du fauteuil roulant aura une forte incidence sur les performances fonctionnelles de celui-ci. Cette performance est définie par la stabilité du fauteuil (statique et dynamique), sa maniabilité (espaces étroits, gestion des obstacles, changement de vitesse et/ou de direction), l'efficacité et la facilité de propulsion, ainsi que d'autres éléments complémentaires tels que la fiabilité et le transport (World Health Organization, 2008). Cependant, la configuration du fauteuil ne semble pas être une tâche facile : en étudiant une cohorte de 150 usagers de fauteuil roulant, Cherubini et Melchiorri (2012) ont conclu que seulement 32 % des fauteuils étaient bien réglés. Comme les réglages du fauteuil influenceront la technique de propulsion (Tableau I), ils auront un impact sur les contraintes imposées aux membres supérieures. Ceci souligne l'importance de mieux comprendre l'effet des réglages, afin de mieux guider les cliniciens dans la prescription et la configuration des fauteuils.

Récemment, Fritsch et al. (2022) ont fait l'état de l'art des études qui ont évalué l'effet de la configuration du fauteuil roulant sur les paramètres de propulsion. Ils ont conclu qu'il est nécessaire de standardiser la description du fauteuil et ses configurations, de mieux contrôler les conditions expérimentales et d'inclure plus de configurations de propulsion et plus de participants. Cependant, même en se basant sur ces conclusions, il serait toujours difficile de configurer les fauteuils roulants d'une manière optimale pour faciliter les déplacements sécuritaires, et ce probablement car il est difficile de projeter les résultats des études sur l'application clinique. En effet, en analysant les études recensées par Fritsch et al. (2022), on observe qu'elles sont en majorité des études transversales qui tiennent peu compte de la variabilité des participants recrutés et leurs techniques de propulsion, de l'évolution du patron de propulsion sur le long terme, ainsi que de l'effet de la configuration sur le plan musculaire (activation) et articulaire (instabilité). Aussi, comme il est difficile d'isoler un seul paramètre de la configuration du fauteuil (Trudel et al., 1995), les résultats dépendent de la configuration des autres paramètres. Pour tenir compte des interactions, la matrice expérimentale deviendra rapidement large. Au-delà du temps requis pour effectuer une telle collecte de données, les participants auront du mal à s'adapter à toutes les conditions. Enfin, prévoir un temps d'adaptation prolongerait une expérimentation déjà extrêmement lourde. Fritsch et al. (2022) ont alors conclu que la solution la plus prometteuse pour répondre à ces problématiques serait la simulation prédictive. La qualité des résultats de ces simulations dépendra bien évidemment de la qualité du modèle et de la validité des approches numériques.

Comme la configuration du fauteuil roulant influence les paramètres de propulsion, elle peut modifier la contrainte imposée au membre supérieur. Cependant, la technique

utilisée pour manœuvrer le fauteuil dans son environnement quotidien a aussi un impact sur la charge imposée au membre supérieur.

Tableau I. Exemples de l'effet de la configuration de certains paramètres du fauteuil roulant manuel

Position antéro-postérieure de l'essieu des roues arrière	
Recommandation générale : Le plus en avant possible sans compromettre la stabilité (Paralyzed veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005)	
Variable dépendante : distribution du poids entre les roues arrière et les roues pivotantes	<ul style="list-style-type: none"> - le positionnement vers l'arrière améliore la stabilité. - le positionnement vers l'avant facilite l'équilibre sur deux roues. - le positionnement vers l'avant diminue la résistance au roulement. - le positionnement vers l'avant augmente l'angle de contact et diminue la cadence de propulsion (Boninger et al., 2000; Gorce and Louis, 2012). - le positionnement vers l'avant diminue l'inertie autour de l'axe vertical (Eicholtz et al., 2012), ce qui améliore la manœuvrabilité en rotation.
Position verticale de l'essieu des roues arrière	
Recommandation générale : Coude à 100-120° quand la main touche le point le plus haut de la main courante en position assise érigée (van der Woude et al., 2009)	
Variable dépendante : distance entre l'épaule et les roues arrière	<p>Le positionnement plus haut de l'essieu augmente l'angle de contact et l'efficacité mécanique de la poussée (van der Woude et al., 1989).</p> <ul style="list-style-type: none"> - Un positionnement trop haut mettrait les articulations de membre supérieur dans des configurations extrêmes. <p>Un positionnement trop haut diminue la force effective de poussée (van der Woude et al., 2009).</p> <p>À un angle de coude entre 100 et 120°, l'efficacité est meilleure et le risque de blessure du membre supérieure ainsi que les dépenses énergétiques sont moindres. (Louis, 2010; van der Woude et al., 2009).</p>
Cambrure des roues arrière	

<p>Variable dépendante : Direction des forces de contact main-main courante et roue-sol</p>	<p>Une cambrure plus importante augmente les dépenses énergétiques (Buckley and Bhambhani, 1998).</p> <p>Le temps de poussée augmente avec la cambrure (Faupin et al., 2004).</p> <p>La cambrure facilite la manœuvrabilité (Tomlinson, 2000), augmente la stabilité latérale et le confort (Perdios et al., 2007), et permet une propulsion plus douce.</p> <p>La cambrure permet une mobilité plus naturelle du membre supérieur, ce qui améliore l'efficacité de la poussée (Perdios et al., 2007; Veeger et al., 1989). Cependant, elle augmente l'amplitude du mouvement du coude (Tsai et al., 2012).</p> <p>L'effet de la cambrure sur la résistance au roulement n'est pas clair (Tomlinson, 2000; van der Woude et al., 2001; Veeger et al., 1989); probablement, car il est difficile de modifier uniquement la cambrure (Trudel et al., 1995).</p> <p>Une cambrure plus élevée modifie le patron de propulsion vers un patron en simple-boucle au dessus de la main courante (Boninger et al., 2002).</p>
<p>Angles d'assise et de dossier</p>	
<p>Recommandation générale : Diminuer la pression sur l'assise tout en maintenant la stabilité.</p>	
<p>Variable dépendante : Positions du pelvis et du tronc</p>	<p>Les blessures et douleurs au niveau de l'épaule sont plus fréquentes pour une assise horizontale (Giner-Pascual et al., 2011).</p> <p>Il n'y a aucune corrélation entre l'angle de l'assise ou du dossier et les moments articulaires du membre supérieur. Cependant, augmenter l'angle de l'assise diminue l'angle de contact (Desroches et al., 2006).</p> <p>Les angles influencent la distribution de pression plus que la biomécanique de propulsion (Desroches et al., 2006).</p>

1.1.4 Mobilité en fauteuil roulant

Un fauteuil roulant bien configuré ne garantit pas son utilisation, de la même manière que sa présence ne garantit pas son effet bénéfique sur la participation dans la société. En effet, plusieurs facteurs peuvent impacter l'utilisation du fauteuil roulant. La classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé (World Health Organization, 2001) élaborée par l'organisation mondiale de la santé définit des interactions dynamiques entre la participation (implication dans des situations de la vie quotidienne), l'activité (l'exécution de tâche), les fonctions et structures corporelles et les facteurs contextuels (environnementaux et personnels).

Les habiletés en fauteuil roulant sont des activités particulièrement importantes pour assurer la participation des usagers. Ainsi, la formation pour améliorer ces habiletés est reconnue comme essentielle et partie intégrante des prestations de services associés au fauteuil roulant (World Health Organization, 2008). Dans ce contexte, le programme d'habiletés en fauteuil roulant (Kirby et al., 2021) est un outil gratuit et facilement accessible en ligne. Il demeure le programme le plus testé et validé comme intervention pour l'enseignement des habiletés individuelles considérées importantes pour l'autonomie en fauteuil roulant. Ces dernières peuvent être regroupées en trois niveaux : intérieur, communauté et avancé (Tableau II) (Kirby et al., 2021). Plusieurs études d'intervention ont confirmé l'effet bénéfique immédiat de l'implémentation du dit programme (Kirby et al., 2016; Oztürk and Ucsular, 2011; Routhier et al., 2012; Worobey et al., 2016; Yeo and Kwon, 2018). Par ailleurs, celui-ci est en évolution continue avec de nouvelles versions afin d'inclure des recommandations personnalisées pour chaque type d'utilisateurs. Toutefois, pour réussir chaque habileté individuelle d'une manière sécuritaire et efficace, le programme offre des recommandations issues majoritairement de l'expérience clinique sans qu'elles soient forcément validées par une analyse biomécanique du mouvement. Enfin, le programme d'habiletés en fauteuil roulant n'a jamais été validé sur le long terme comme outil qui favoriserait nécessairement la santé du membre supérieur.

Tableau II. Habiletés individuelles pour les fauteuils roulants manuels regroupées par niveaux (Kirby et al., 2021)

Intérieur	Communauté	Avancé
- Avancer	- Plier et déplier le fauteuil roulant	- Monter un grand changement de niveau
- Reculer	- Se transférer du fauteuil roulant au sol et vice-versa	- Descendre un grand changement de niveau
- Pivoter sur place	- Monter une pente légère	- Se tenir en équilibre sur les roues arrière
- Faire des virages en avançant	- Descendre une pente légère	- Pivoter sur place en équilibre sur les roues arrière
- Faire des virages en reculant	- Monter une pente abrupte	- Avancer et reculer en équilibre sur les roues arrière
- Manœuvrer le fauteuil roulant latéralement	- Descendre une pente abrupte	- Descendre un grand changement de niveau en équilibre sur les roues arrière
- Ramasser des objets	- Rouler sur une pente inclinée latéralement	- Descendre une pente abrupte en équilibre sur les roues arrière
- Effectuer des transferts de poids	- Rouler sur une surface molle	- Monter des marches
- Se transférer entre le fauteuil roulant et une autre surface d'environ la même hauteur	- Franchir un obstacle	- Descendre des marches
- Franchir une porte avec charnières	- Franchir un trou	
	- Monter un petit changement de niveau	
	- Descendre un petit changement de niveau	

La propulsion sur dévers ou pente inclinée latéralement est une habileté de niveau communauté nécessaire pour les déplacements urbains en fauteuil roulant. En effet, les trottoirs et routes présentent généralement une inclinaison pour permettre l'évacuation des eaux. Si la réglementation limite généralement l'angle à 2 %, les usagers de fauteuil roulant font souvent face à des pentes plus raides. La difficulté associée à la propulsion sur dévers vient de la tendance du fauteuil roulant à tourner vers le bas de la pente. En effet, le poids du fauteuil roulant et de son usager génère un moment autour de l'axe instantané de rotation qui passe par l'intersection des axes des roues pivotantes et par la direction de l'essieu des roues arrière (Figure 4).

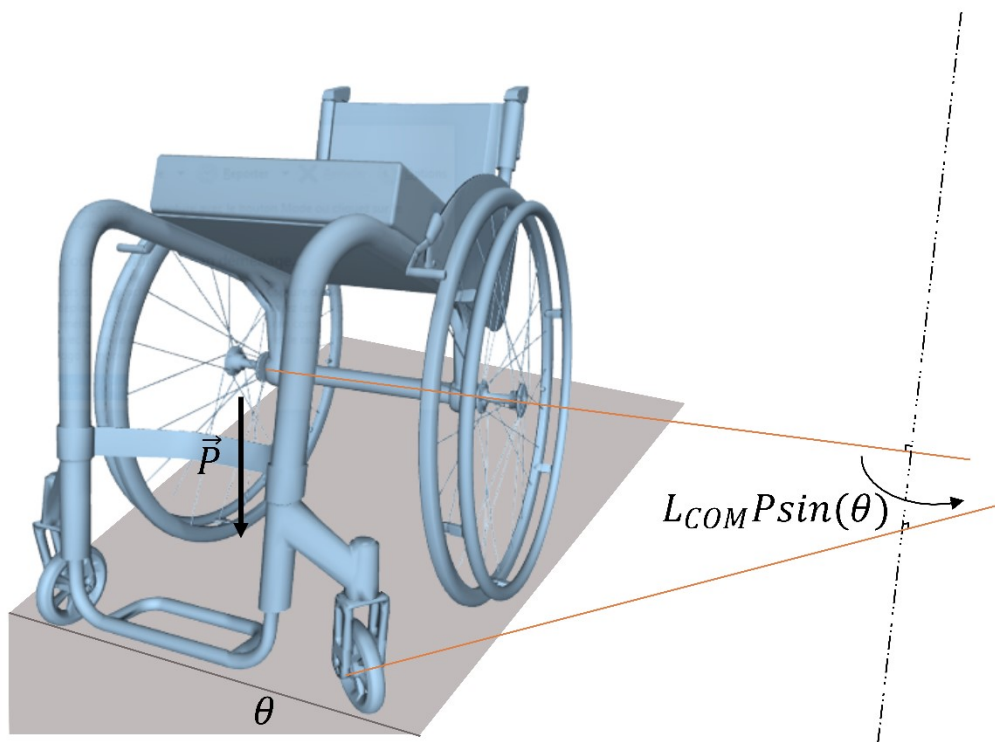


Figure 4. Tendance de rotation du fauteuil roulant sur une pente latérale. L_{com} représente la distance entre l'essieu des roues arrière et le centre de masse de l'utilisateur et son fauteuil roulant. L'axe instantané de rotation, initialement à l'infini, se rapprochera du fauteuil roulant si aucun moment n'est appliqué pour contrer le moment relatif au poids.

Ainsi, pour se déplacer en ligne droite rectiligne, l'utilisateur du fauteuil roulant doit constamment générer un moment pour contrer la tendance de rotation vers le bas de la pente. Comme solution, le programme d'habiletés en fauteuil roulant propose plusieurs approches pour la propulsion à deux mains :

- Se pencher vers l'arrière
- Pousser plus fort sur la roue en bas de la pente

- Pousser plus fréquemment sur la roue en bas de pente
- La main en haut de pente peut être utilisée exclusivement pour freiner la roue
- Diminuer l'amplitude des poussées
- Si possible, glisser la main en haut de la pente sur un mur derrière l'essieu de la roue arrière
- Rouler en équilibre sur les roues arrière

La dernière recommandation est la seule qui élimine complètement la tendance du fauteuil à tourner. Cependant, pour plusieurs utilisateurs, la propulsion en équilibre sur roues arrière n'est pas possible soit par manque d'entraînement ou de confiance, ou encore à cause de la configuration du fauteuil roulant ou de leur pathologie. Il existe aussi une portion des usagers qui n'est probablement juste pas consciente de l'intérêt de se propulser en équilibre sur roues arrière sur un dévers. La recommandation qui utilise le mur comme outil pour résister à la rotation du fauteuil n'est pas toujours une option viable, car elle dépend fortement de l'environnement de propulsion. Qui plus est, selon la configuration du fauteuil et la pathologie de l'utilisateur, il est possible que l'extension du bras ne soit pas possible, ou du moins pas confortable. Bien que toutes valides du point de vue de la mécanique des corps rigides, les autres recommandations imposent des sollicitations différentes aux membres supérieures, et peuvent donc avoir des effets variables sur le risque de blessures. Comme identifier dans la classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé, dans le cas de la propulsion en fauteuil roulant sur dévers, l'interaction entre les facteurs contextuels et l'activité est évidente.

Toujours dans le cadre de cette classification, plusieurs études portant sur le fauteuil roulant ont relié des facteurs physiques tels la force (Ambrosio et al., 2005; Haisma et al., 2008; Souza et al., 2005), l'amplitude de mouvement (Algood et al., 2004; Corfman et al., 2003) et les douleurs du membre supérieur (Samuelsson et al., 2004; van Drongelen et al., 2006; Wei et al., 2003) à l'activité et à la participation des usagers du fauteuil roulant manuel et par conséquent à leur qualité de vie (Chow and Levy, 2011). L'effet de la douleur du membre supérieur est particulièrement problématique, car elle met l'utilisateur au centre d'un cercle vicieux (Samuelsson et al., 2004) où la mobilité est nécessaire pour une meilleure qualité de vie, sauf que cette mobilité génère des douleurs au niveau du membre supérieur, qui vont entraver l'usage du fauteuil roulant. Il est alors important de comprendre les pathomécanismes de cette douleur liée à l'usage du fauteuil roulant pour pouvoir briser ce cycle.

***Conclusion** : Le fauteuil roulant manuel permet d'alléger le poids du handicap chez ses utilisateurs, quand l'interaction humain-machine est optimisée. Un facteur qui influence cette interaction et qui peut augmenter le risque de blessures du membre*

supérieur est l'habileté de l'utilisateur en fauteuil roulant : plus un usager pourra manœuvrer son fauteuil dans des environnements divers d'une manière sécuritaire et efficace, plus il diminuera les contraintes auxquelles est soumis son membre supérieur. Afin de fournir des conseils à cet effet dans une approche centrée autour de l'utilisateur, il est essentiel de comprendre les pathomécanismes du membre supérieur associés à l'usage du fauteuil roulant manuel, par des approches personnalisées qui tiendraient compte de l'individualité de la technique de propulsion et les capacités physiques de chaque usager.

1.2 Pathomécanismes de l'épaule

Le déplacement en fauteuil roulant manuel est une forme de mobilité particulièrement exigeante pour le membre supérieur. Les contraintes imposées par cette mobilité induisent l'apparition de douleurs. En effet, dans une population paraplégique, la proportion symptomatique a augmenté significativement avec la durée d'utilisation du fauteuil roulant manuel, passant de 52 % durant les cinq premières années d'usage à 100 % à partir de la seizième année (Gellman et al., 1988). Cette douleur touche plus particulièrement le complexe de l'épaule (Barbetta et al., 2016; Dalyan et al., 1999; Gellman et al., 1988; Kentar et al., 2018). Ceci dit, la prévalence des douleurs au niveau de l'épaule varie énormément, ce qui est probablement dû à l'hétérogénéité des usagers (âge, capacités physiques...) et du type d'études (Tableau III). Cependant, le risque de blessure chez cette population reste bien plus élevé que celui des populations contrôle (63 % contre 15 %) (Akbar et al., 2010). Il est aussi à noter que la majeure partie des études sur le fauteuil roulant portent sur les blessés médullaires (paraplégiques ou tétraplégiques), cependant les pathologies des usagers sont beaucoup plus variées et incluent notamment la sclérose en plaques, les pathologies cérébro-vasculaires et la paralysie cérébrale (Kaye et al., 2000). Sur le Tableau III, il est aussi intéressant d'observer que cette prévalence des douleurs reste relativement élevée durant presque quatre décennies, témoignant de l'insuffisance vraisemblable des approches mises en œuvre pour y remédier. Ceci peut être probablement expliqué par la complexité anatomique et fonctionnelle de l'épaule, l'incompatibilité entre le geste de propulsion et la biomécanique du membre supérieur, ainsi que les limitations des études qui se sont intéressées à cette problématique. Dans ce chapitre, nous développerons chacun de ces points afin de mieux comprendre pourquoi nous n'arrivons toujours pas à diminuer la prévalence des douleurs de l'épaule chez les utilisateurs de fauteuil roulant manuel.

Tableau III. Prévalence des douleurs de l'épaule chez les utilisateurs de fauteuil roulant manuel

Référence	N	Diagnostique	Âge	Durée d'utilisation (année)	Prévalence des douleurs de l'épaule (%)
Nickols et al. (1979)	517	-	41.4 ± 13.3	-	51.4
Bayley et al. (1987)	94	PP et TP de niveau bas	-	>1	33
Gellman et al. (1988)	84	PP	-	>1	34.5
Pentland and Twomey (1991)	11	PP	42.9 ± 9.6	15.2 ± 4.3	73
Sie et al. (1992)	239	57 % TP et PP	37.4	12.1	TP = 46, PP = 36
Pentland and Twomey (1994)	52	PP	44.3 ± 12	17.4 ± 11	39
Subbaro et al. (1995)	451	44 % TP et PP	53	22.8	68
Escobedo et al. (1997)	23	PP	-	-	70
Curtis et al. (1999)	195	47 % TP et PP	TP = 32.9, PP = 34.4	TP = 7.0, PP = 7.3	TP = 59, PP = 42
Dalvan et al. (1999)	130	48 % TP et PP	-	-	42
Ballinger et al. (2000)	89	44 % TP et PP	37	10	30
Boninger et al. (2001)	28	PP	35.0 ± 9.9	11.5 ± 5.3	32
Gironda et al. (2004)	770	PP	50.6 ± 8.5	20.3 ± 11.1	83
McCasland et al. (2006)	63	51 % TP et PP	TP = 55.8, PP = 60.4	-	TP = 81.3, PP = 58.1
Alm et al. (2008)	88	PP	46.7 ± 11.9	18.7 ± 11.9	40
Medina et al. (2011)	16	56.25 % TP et PP	34.68	7.88	TP = 88.89, PP = 42.85
Kentar et al. (2018)	448	PP	49.4 ± 14.9	20.9 ± 13.1	61

Note : N (nombres de participants), PP (participants paraplégiques), TP (participants tétraplégiques)

1.2.1 Anatomie osseuse du complexe de l'épaule

Le complexe de l'épaule est composé de quatre articulations : la sterno-claviculaire, l'acromio-claviculaire, la gléno-humérale et la scapulo-thoracique (Figure 5). Ces articulations relient l'humérus au squelette axial par l'intermédiaire de la clavicule et de la scapula. La clavicule permet de suspendre l'humérus et la scapula loin du tronc pour faciliter leur mobilité (Moore and Dalley, 1999). Sa forme particulière chez l'humain permet de positionner la scapula dorsalement (Voisin, 2006), ce qui favorise la mobilité du membre supérieur, au détriment de sa capacité à supporter des charges (Young et al., 2019). Cette mobilité est encore plus grande grâce à la congruence minimale entre la fosse glénoïdienne et la tête humérale au niveau de l'articulation gléno-humérale. Comme la glénoïde n'impose pas de stabilité intrinsèque, l'articulation gléno-humérale reste exposée à un plus grand risque d'instabilité. Si la scapula fournit une base stable pour la mobilité de l'humérus (Paine and Voight, 1993), il reste nécessaire d'aligner l'humérus et la scapula, en centrant la tête humérale dans la glénoïde et en mobilisant la scapula pour qu'elle suive le mouvement de l'humérus.

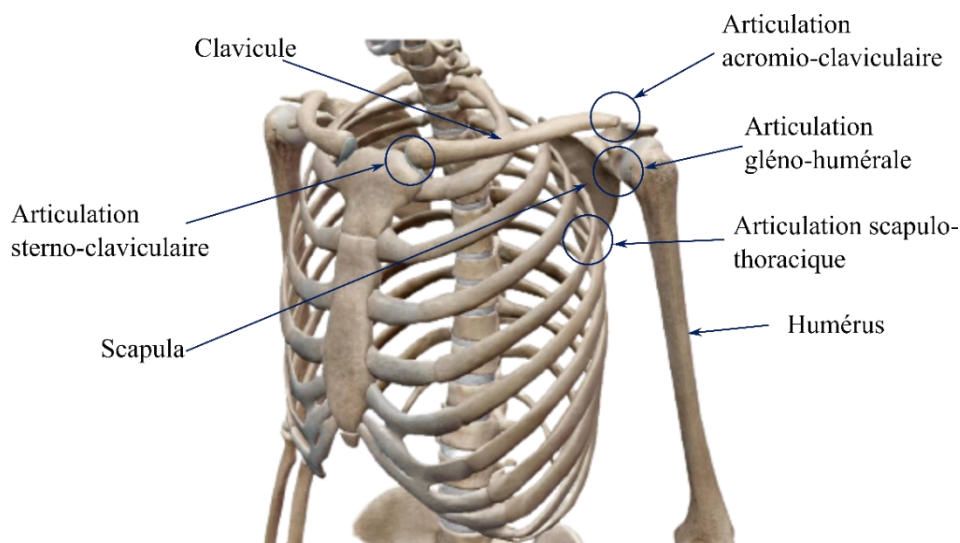


Figure 5. Complexe articulaire de l'épaule (Image fournie par Visible Body®).

1.2.2 Muscles du complexe de l'épaule et stabilité gléno-humérale

Les muscles de l'épaule ont la particularité de remplir une fonction double comme actuateurs et stabilisateurs. Il est difficile de les catégoriser par direction de mouvement (ex. fléchisseur, adducteur, ...) vu la complexité de leurs lignes d'action et la variation de leur fonction principale selon la configuration de l'épaule (Felstead and Ricketts, 2017) (Figure 6). Ils seront plutôt regroupés selon les articulations qu'ils actionnent :

- Les muscles scapulo-thoraciques relient la scapula au tronc. Ils incluent le serratus antérieur, le trapèze, les petits et grands rhomboïdes, le petit pectoral, le subclavier et le muscle élévateur de la scapula.
- Les muscles scapulo-huméraux actionnent l'articulation gléno-humérale. Ils incluent les deltoïdes médians et postérieurs, le supra-épineux, l'infra-épineux, le subscapulaire, le petit et grand ronds, et le coraco-brachial.
- Les muscles thoraco-huméraux relient l'humérus au tronc, et incluent le grand dorsal et les faisceaux sterno-costal et abdominal du grand pectoral.
- Le faisceau antérieur du deltoïde et le faisceau claviculaire du grand pectoral relient la clavicule à l'humérus.
- Les deux chefs du biceps brachial s'insèrent sur la scapula et le radius, tandis que le chef long du triceps brachial relie la scapula à l'ulna.

La présence d'un nombre de muscles pluri-articulaires augmente la complexité musculaire de l'épaule. Outre le problème de redondance musculaire qu'elle pose, elle augmente le nombre de configurations motrices possibles pour réaliser un même geste ou s'adapter à la présence d'une contrainte particulière, d'où l'importance d'étudier les fonctions des muscles lors de l'accomplissement d'une tâche donnée, plutôt que de se limiter aux fonctions musculaires définies par la cinématique (abducteur, rotateur, ...). Aussi, la complexité des muscles de l'épaule améliore le contrôle de la mobilité du membre supérieur. En effet, la co-contraction musculaire des divers groupes musculaires, bien que coûteuse d'un point de vue énergétique, améliore la précision du mouvement et la dextérité du membre supérieur (Gribble et al., 2003). Elle joue aussi un rôle important dans la stabilité de l'articulation gléno-humérale.

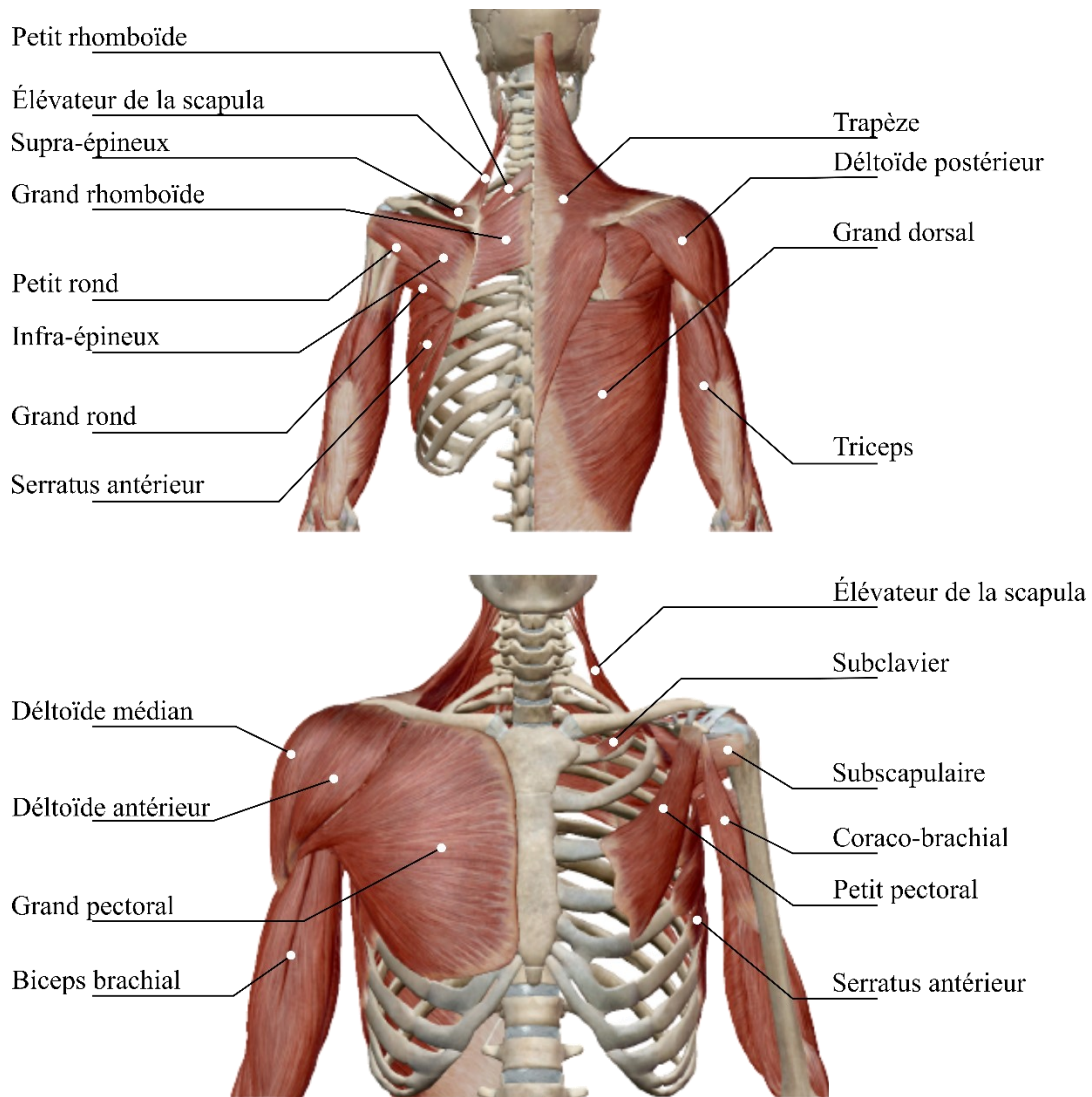


Figure 6 Muscles du complexe de l'épaule (Image fournie par Visible Body®).

1.2.3 Stabilité gléno-humérale

Le fonctionnement de l'articulation gléno-humérale dépend du compromis entre sa stabilité et sa mobilité (Veeger and van der Helm, 2007). La stabilité gléno-humérale dépend de trois sous-système : un passif (labrum, capsule et ligaments), un actif (muscle) et un sous-système de contrôle (neural) (Hess, 2000).

Le système passif : Les structures capsulo-ligamenteuses autour de l'articulation gléno-humérale augmente la raideur de l'articulation lorsque cette dernière est sollicitée à des mobilités extrêmes (lancer de balle de baseball). Cependant, ces structures ne sont pas tendues autour de la position de repos du bras. Leurs contributions à la stabilité gléno-humérale restent donc minimales voire négligeables sur la zone de mobilité classique. Contrairement aux structures capsulo-ligamenteuses, le labrum qui se trouve sur le bord de la glénoïde semble toujours augmenter la stabilité (Lippitt et al., 1993), potentiellement en

augmentant la profondeur de la surface articulaire. Cependant, son action n'est possible qu'avec une contraction musculaire qui génère une force compressive entre la tête humérale et la glénoïde.

Le système actif : Ce système inclut les muscles de la coiffe des rotateurs, mais aussi tous les muscles du complexe de l'épaule. Ce système génère de la stabilité dynamique par deux mécanismes principaux : la compression concave et l'équilibre scapulo-huméral (Lippitt and Matsen, 1993). Le concept de compression concave exprime la stabilité associée à la compression (force musculaire) d'un objet convexe (tête humérale) sur une surface concave (glénoïde). En effet, en appliquant une force compressive sur l'humérus, Lippitt et Matsen (1993) ont observé que la force tangentielle nécessaire pour disloquer la tête humérale dépendait de sa direction (Figure 7). Ceci pourrait s'expliquer par la variation de la profondeur de la glénoïde selon les directions. Les auteurs ont aussi observé qu'une force compressive plus grande augmentait l'amplitude de la force transverse contre laquelle l'articulation peut résister avant dislocation. Cependant, similairement aux résultats de Halder et al. (2001), le ratio de stabilité défini par le ratio de la force transverse par rapport à la force compressive a diminué avec l'augmentation de la force compressive. Cette diminution pourrait être due au changement des conditions de contact entre l'expérimentation et les conditions *in-vivo* (Halder et al., 2001).

L'équilibre scapulo-huméral exprime la coordination des activations musculaires afin que la force de réaction pointe vers la glénoïde. L'articulation perd en stabilité quand la direction du vecteur force s'éloigne du centre de la glénoïde. Les insertions des muscles de la coiffe des rotateurs font qu'ils généreront des forces qui amélioreront forcément l'équilibre scapulo-huméral (Lee et al., 2000). Cependant, les muscles moteurs qui actionnent l'articulation gléno-humérale auront tendance à créer un déséquilibre (Ackland and Pandy, 2009), d'où l'importance de la co-contraction musculaire. En effet, la co-activation de paires de muscles potentiellement déstabilisants, qui ont des lignes d'action opposées, peut produire une force résultante qui est globalement mieux orientée, et qui permettra de stabiliser l'articulation. Les muscles scapulo-thoraciques contribueront à l'équilibre scapulo-huméral en modifiant l'orientation de la scapula, pour que la glénoïde soit mieux alignée avec la force de réaction. Cet alignement contribuera au changement des lignes d'action des muscles scapulo-huméraux, et réduira la tendance de la force de réaction à pointer à l'extérieur de la glénoïde (Lippitt and Matsen, 1993).

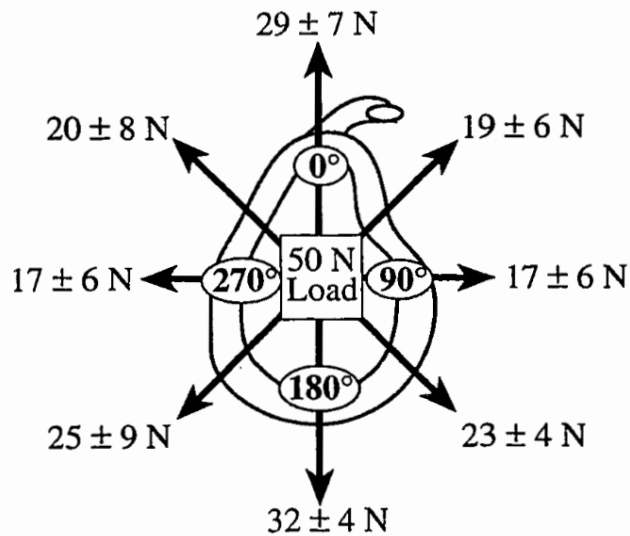


Figure 7. Force transverse nécessaire pour disloquer la tête humérale sous une force compressive de 50 N. Les valeurs pour chaque direction sont la moyenne et l'écart type de la force sur 10 spécimens. Figure extraite de (Lippitt and Matsen, 1993) avec la permission de l'éditeur.

Le système de contrôle neural est le marionnettiste de la stabilité gléno-humérale. Ce système régule la contraction du système actif tout en créant un lien entre lui et son homologue passif. En effet, la proprioception joue un rôle important dans la régulation de l'activation musculaire et donc la stabilité articulaire (Bachasson et al., 2015; Carpenter et al., 1998; Myers and Lephart, 2000; Riemann and Lephart, 2002). Chez les félins, le lien entre des mécanorécepteurs de la capsule et l'excitation des muscles de la coiffe, du deltoïde et du biceps brachial a été établi (Guanche et al., 1995). Avec une approche moins directe chez l'humain, des excitations musculaires sont apparues en réaction à une perturbation (translation de la tête humérale) lors de tâches volontaires isométriques (Nicolozakes et al., 2022). Tout ceci suggère que le sens de la position articulaire serait la base du contrôle moteur qui est le principal acteur de la stabilité de l'articulation gléno-humérale.

L'évolution du complexe de l'épaule lui a permis une configuration optimale pour assurer la mobilité, au détriment de sa capacité à assumer des charges importantes. Ainsi, sans apprentissage moteur dédié, les usagers de fauteuil roulant ont un risque plus élevé d'instabilité articulaire du fait des charges importantes liées à la propulsion.

1.2.4 Le complexe de l'épaule en fauteuil roulant

La propulsion en fauteuil roulant est une forme de mobilité particulièrement inefficace. En effet, son rendement mécanique est d'environ 5 % seulement (de Groot et al., 2002). Ceci est dû en partie au fait qu'une majeure partie du cycle de propulsion (phase de récupération) génère peu, voire pas de force de propulsion. Autre grand facteur qui limite ce

rendement est l'incompatibilité entre la biomécanique du corps humain et le geste de propulsion (Rozendaal and Veeger, 2000; van der Woude et al., 2001). Pour générer une force de poussée tangentielle à la roue (Figure 8-a), l'utilisateur devrait générer un moment articulaire de flexion autour du coude et de l'épaule. Mais la main, en suivant la main courante, impose l'extension du coude. Ainsi, les fléchisseurs du coude travailleront en excentrique. Cette configuration ne permet pas de générer une grande force de poussée et est particulièrement fatigante, ce qui induit la diminution du rendement de propulsion (de Groot et al., 2002). En revanche, la configuration plus naturelle pour l'utilisateur (Figure 8-b), génère une force non tangentielle à la roue, ce qui induit une perte d'énergie au niveau de l'interface main-main courante.

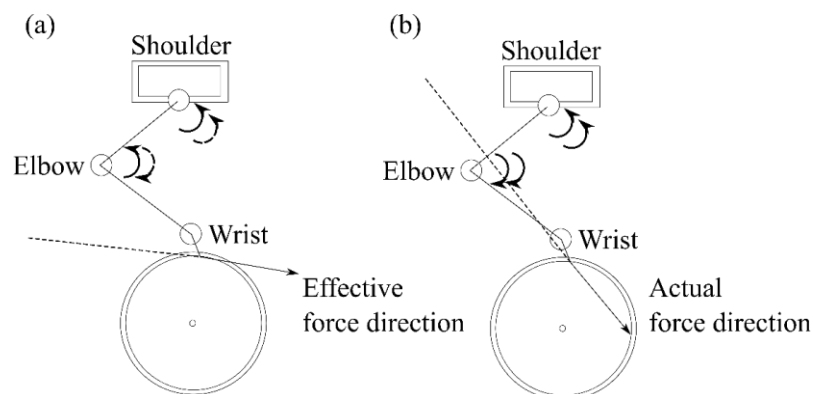


Figure 8. Comparaison entre la configuration la plus efficace mécaniquement (a) et la configuration réelle (b). Les flèches solides et en pointillés indiquent respectivement les moments articulaires et les directions de rotation des articulations. Figure extraite de (van der Woude et al., 2001) avec la permission de l'éditeur.

Malgré le rendement limité de la propulsion en fauteuil roulant, les usagers dépendent de cet outil pour leur mobilité et leur vie quotidienne. Par conséquent, l'épaule est soumise à des chargements répétitifs, ce qui cause l'apparition de lésions de surutilisation bien avant la douleur (Lal, 1998). L'échographie des épaules d'une cohorte de blessés médullaires a indiqué que les tendinopathies du supra-épineux, suivies par les irrégularités corticales et les pincements du supra-épineux étaient les anomalies les plus fréquemment observées (Brose et al., 2008). L'inspection par imagerie par résonance magnétique a complété ces résultats (Akbar et al., 2010; Arnet et al., 2021). En effet, les déchirures du tendon supra-épineux (observés chez 84 % de la cohorte étudiée), du tendon sub-scapulaire (69 %), du tendon du biceps (67 %), ainsi que l'arthrose de l'articulation acromio-claviculaire (80 %) étaient les pathologies les plus présentes (Figure 9). Ces études ont aussi confirmé qu'il n'y avait pas de corrélations entre les pathologies identifiées et la douleur de l'épaule (Arnet et al., 2021) et que le risque de déchirures des tendons de la coiffe était presque 10 fois plus élevé chez les usagers de fauteuils roulants que chez la population de contrôle appariée par âge (Akbar et al., 2010).

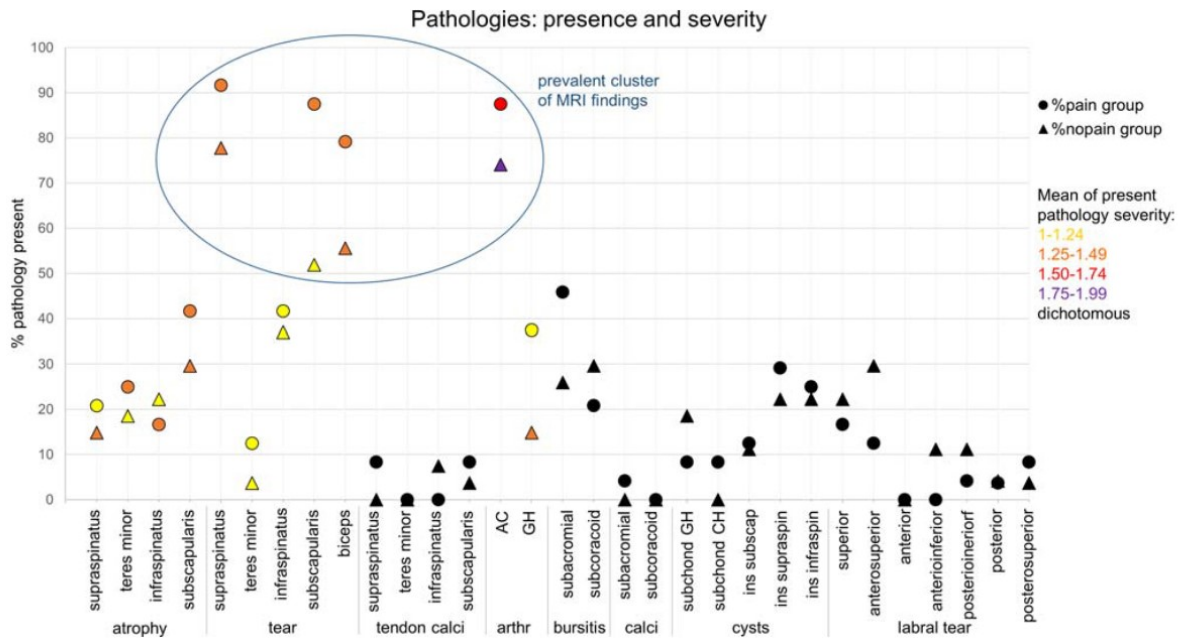


Figure 9. Pourcentage de présence de pathologies observées par imagerie par résonance magnétique chez les usagers de fauteuils roulants par degré de sévérité. Tendon calci : calcification du tendon, arthr : arthrose, calci : calcification de la bourse. Figure extraite de (Arnet et al., 2021) avec la permission de l'éditeur.

Sakai et al. (2021) ont relié les observations par imagerie médicale aux types de contraintes auxquelles les articulations du membre supérieur seraient soumises :

- une force alignée avec l'avant-bras et orientée vers le poignet en hyperextension
- un moment dans la direction postérolatérale au niveau du coude
- une force alignée avec l'humérus vers l'acromion au niveau de l'épaule.

Les auteurs ont conclu que ces contraintes étaient cohérentes avec le geste de *push-up* utilisé pour diminuer la pression au niveau de l'assise et non avec le geste de propulsion. Néanmoins, il est intéressant de souligner qu'en propulsion une portion de la puissance mécanique est transmise par translation articulaire (Guo et al., 2003). L'utilisateur génère une force de poussée avec une composante radiale, dont la résultante atteint son amplitude maximale quand l'épaule est proche de sa position neutre (Collinger et al., 2008). Il est alors possible que le geste de propulsion puisse générer les forces observées par Sakai et al. (2021) au niveau de l'épaule. Il est aussi intéressant de noter que le moment – prédit par cette même étude – sort du plan utilisé pour définir les patrons de propulsion (Figure 3). Ceci suggérerait que ces patrons ne sont pas suffisants pour caractériser le geste de propulsion.

En s'intéressant à l'état du tendon supra-épineux de 10 blessés médullaires, Morrow et al. (2014) soulignent que celui-ci est fréquemment lésé au niveau de son insertion dans la région articulaire ou interstitielle. Sur une population plus grande (n=44), Jahanian et al.

(2022) ont aussi rapporté des lésions au niveau de son insertion, mais plutôt dans la région bursale sur la portion antérieure ou centrale. Ces deux études ont inclus des participants avec des lésions médullaires de niveau L1 jusqu'à C6. Compte-tenu des différences entre les deux études, ces résultats restent à confirmer pour une population plus grande et hétérogène.

À cause de la sévérité des lésions présentes chez les usagers de fauteuil roulant, il est important de comprendre leurs pathomécanismes. Plusieurs facteurs intrinsèques associés à la présence de lésions ou douleurs ont été identifiés. Le risque de pathologies augmente avec la durée d'utilisation du fauteuil roulant (Boninger et al., 2001; Gellman et al., 1988; Nichols et al., 1979). En effet, comme les pathologies sont reliées à la surutilisation de l'épaule et que les usagers n'ont généralement pas d'autres alternatives au fauteuil roulant manuel dans leur vie quotidienne, il est évident que les années d'utilisation exacerbent la dégradation des tissus.

L'indice de masse corporelle (IMC), comme indicateur de poids, a aussi été corrélé avec la présence de douleurs (Collinger et al., 2008) : afin de générer le travail mécanique nécessaire pour la propulsion, les forces de poussée augmentent avec le poids de l'utilisateur et celui de son fauteuil roulant. Il est intéressant de noter que cet effet n'a pas été significatif dans l'étude de Akbar et al. (2010), qui avait un nombre important de participants ($n = 100$). En effet, comme l'IMC ne donne pas d'informations sur l'origine de la masse (maigre ou grasse) et que la force musculaire est aussi un prédicteur de douleurs (Tableau IV), il est possible que l'IMC ne soit pas le meilleur indicateur pour exprimer l'effet du poids sur la douleur de l'épaule.

Le sexe est un autre prédicteur de douleurs. En effet, les femmes sont plus à risque de développer des pathologies (Boninger et al., 2001; Wessels et al., 2013) que les hommes. Comme les femmes ont une masse plus faible et qu'elles génèrent des forces de poussée plus petites, leur prévalence de douleurs supérieure a été expliquée par l'amplitude de mouvement de leur membre supérieur (Wessels et al., 2013) qui est en général supérieure à celle des hommes. Cette conclusion a été corroborée par l'observation que les femmes, en présence de douleurs, diminuaient leur extension d'épaule lors de la propulsion, pour atteindre des amplitudes similaires à celles des hommes ne souffrant pas de douleurs (Wessels et al., 2013).

L'emplacement de la lésion chez les blessés médullaires semble aussi être relié à la douleur, avec les usagers tétraplégiques plus à risque que les paraplégiques (Dyson-Hudson and Kirshblum, 2004; Eriks-Hoogland et al., 2014; van Drongelen et al., 2006). Cependant, le niveau de lésions ne semble pas avoir d'effet au sein des usagers paraplégiques (Akbar et al., 2010). Les usagers tétraplégiques ont moins de contrôle sur les muscles impliqués dans la stabilité gléno-humérale, l'extension du coude, ainsi que les muscles de l'avant-bras. La différence de risque de douleurs entre les tétraplégiques et paraplégiques pourrait souligner

que la douleur est reliée à la stabilité dynamique du mouvement du membre supérieur ainsi qu'à la fatigue musculaire.

Comme la technique de propulsion modifie les contraintes imposées aux membres supérieurs, plusieurs études ont essayé de relier les paramètres de propulsion à la présence de douleurs (Tableau IV). Réduire l'angle de contact ou augmenter la cadence de propulsion ou l'amplitude de la force de contact avec la main courante augmente le risque de douleur (Sawatzky et al., 2015). En s'intéressant aux forces de contact entre la main et la main courante, Boninger et al. (2003) ont observé que les usagers paraplégiques qui propulsaient avec une composante radiale (par rapport à la roue) plus importante développaient plus d'anomalies sur leurs données d'imagerie médicale après environ deux ans. Ce résultat était cohérent avec ceux de Mercer et al. (2006), qui ont évalué les forces et moments au niveau de l'épaule par dynamique inverse et ont bien confirmé que les amplitudes des forces et moments articulaires étaient reliées à l'apparition d'anomalies sur imagerie médicale et lors des bilans cliniques de l'épaule. Cette étude a en particulier établi un lien entre les composantes des forces et les anomalies observées. On pourrait alors en conclure que le risque de douleurs plus élevé chez les usagers tétraplégiques est lié en partie à la force horizontale qu'ils appliquent sur la main courante, vers le centre du fauteuil roulant, pour empêcher leurs mains de glisser lors de la phase de poussée (Dallmeijer et al., 1998).

Les études sur la technique de propulsion ont mené le *Consortium of Spinal Cord Medicine group* à publier des recommandations pour diminuer le risque de douleurs de l'épaule (Paralyzed veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005). Celles-ci incluent :

- Utiliser des poussées larges (angle de contact) et fluides
- Utiliser un patron de propulsion semi-circulaire
- Minimiser les forces imposées au membre supérieur
- Éviter les positions articulaires extrêmes.

Étonnamment, la présence de douleurs ne semble pas modifier la cinétique de la roue ni les paramètres spatio-temporelles de propulsion (Rice et al., 2014; Walford et al., 2019). Ce qui pourrait expliquer pourquoi la douleur ne semble pas modifier les forces au niveau de l'épaule lors de la propulsion (Collinger et al., 2008). Cependant, cette étude s'est limitée à l'analyse de l'articulation thoraco-humérale par dynamique inverse. Il est alors possible que la cinématique des articulations du complexe de l'épaule ou que le schéma de contraction musculaire aient été modifiés altérant considérablement l'équilibre scapulo-huméral. Aussi, Collinger et al. (2008) ont étudié la douleur présente pendant la propulsion ou durant le dernier mois avant les essais, sans caractériser le niveau de douleur. Il est possible que la douleur n'ait pas été suffisamment sévère et/ou n'ait pas duré suffisamment longtemps pour induire des différences significatives. En effet, lors d'une étude longitudinale (3 ans),

Walford et al. (2019) ont trouvé que la présence de douleurs induisait une plus grande rotation gléno-humérale interne moyenne et une plus grande extension du tronc, ainsi que plus de travail positif de l'épaule en phase de récupération et moins de travail négatif de celle-ci en phase de poussée. Comme les configurations des fauteuils des usagers n'étaient pas communiquées et vraisemblablement pas enregistrées, nous pensons qu'il reste difficile de conclure de l'effet de la flexion du tronc. Aussi, contrairement à l'analyse de Walford et al. (2019) où l'amplitude de la flexion n'a pas changé avec la présence de douleur, Briley et al. (2021) ont observé une augmentation de l'amplitude du mouvement du tronc, accompagnée d'une diminution de l'amplitude de mouvement de la flexion gléno-humérale et de l'amplitude maximale de l'abduction gléno-humérale. En phase de retour, l'augmentation du travail positif de l'épaule (Walford et al., 2019) signifie que les usagers, souffrant de douleurs, accélèrent activement leur bras. Cette observation peut être due à la différence de l'orientation du tronc ou à une position différente des roues arrière. Plus d'études sont donc nécessaires pour conclure. En phase de poussée, la diminution du travail négatif souligne la diminution du travail en opposition au mouvement. Comme les articulations du membre supérieur agissent comme stabilisatrices en propulsion (Desroches et al., 2010), il est possible que cette diminution exprime l'instabilité de l'épaule. Cette dernière risque d'augmenter avec des variations brusques de force. En effet, plusieurs études ont établi un lien entre la fluidité de la propulsion et le risque de lésions. Beirens et al. (2021) ont observé que les usagers avec épaule douloureuse appliquaient la force de propulsion en début de poussée beaucoup plus rapidement. Cette technique de propulsion sollicitera les muscles qui devront stabiliser l'épaule tout en assurant son accélération dans une position qui est déjà contraignante (Collinger et al., 2008). Par contre, en début de phase de récupération, la seconde dérivée de la vitesse articulaire au niveau de l'épaule douloureux est plus faible (Jayaraman et al., 2015). Ceci est potentiellement un mécanisme d'adaptation à la douleur pour minimiser l'énergie que les muscles devraient absorber pour changer la direction de déplacement du membre supérieur.

Une dernière famille de prédicteurs de douleur identifiée dans la littérature est celle des variabilités relatives des paramètres de propulsion. D'une part, les usagers ayant des douleurs diminuent la variabilité inter-cycle de leur force et temps de poussée (Rice et al., 2014). D'autre part, ils augmentent la variabilité spatiale cinématique en début de phase de récupération (Jayaraman et al., 2014), ainsi que les variabilités de l'amplitude de l'angle de poussée (Jayaraman et al., 2016) et de l'abduction gléno-humérale (Briley et al., 2021). Cela souligne donc que la variabilité inter-cycle est un paramètre important de la propulsion pour éviter l'occurrence de douleur. Cependant, comme toutes ces études se sont intéressées à la propulsion en ligne droite en régime permanent, qui n'impose pas de variabilité externe, il est difficile de projeter ces résultats à la propulsion habituelle de l'utilisateur. En effet, l'activité quotidienne en fauteuil roulant se présente en moyenne sous forme de 90 épisodes de

propulsion, dont 85 % durent moins d'une minute et permettent un déplacement de moins de 30 mètres (Sonnenblum et al., 2012). Aussi, en déplacement urbain, il est rare que l'utilisateur puisse se déplacer en ligne droite sur surface plane. Les perturbations liées aux obstacles externes (trous, trottoir, rugosité ...) le forcent à modifier sa propulsion et accélèrent ainsi l'apparition de la fatigue. Exemple notable, la tendance à la rotation du fauteuil roulant manuel sur dévers cause des perturbations tout au long de la propulsion sur les trottoirs. Ceci dit, la propulsion en présence d'obstacle reste très peu étudiée. Dans une récente revue systématique, Rouvier et al. (2022) ont recensé seulement 34 articles qui s'intéressent à la biomécanique de la propulsion en présence de pente, dévers, bord de trottoir ou variations de type de sol. Plus particulièrement pour le dévers, seulement quatre études ont été identifiées (Holloway et al., 2015; Hurd et al., 2008; Richter et al., 2007; Symonds et al., 2016). Les variables analysées dans ces études étaient sous forme de moyennes ou valeurs maximales. Cependant, la répétabilité du cycle de propulsion sur dévers n'a jamais été établie. Aussi, le mouvement de propulsion n'est pas un geste intuitif et encore moins en présence d'obstacle ; il est alors important de vérifier que tous les participants ont sensiblement la même technique avant de les grouper. Additionnellement, l'adaptation à la présence d'un dévers implique une variabilité de la technique de propulsion du membre supérieur en haut de la pente qu'aucune de ces études n'a évaluée particulièrement (Rouvier et al., 2022). Tous ces points font qu'il est difficile de juger de la validité des résultats de ces études, et encore plus de les implémenter pratiquement dans le milieu clinique. Le manque d'intérêt pour le bras en haut de la pente soulignerait, en particulier, une certaine dissociation entre ces études et le monde clinique. En effet, toutes les recommandations du programme d'habiletés en fauteuil roulant (section 1.1.4) pour la propulsion sur dévers portent sur la flexion du tronc et la variabilité de la technique entre les deux membres supérieurs : deux variables qui n'étaient pas centrales pour les études sur la propulsion sur dévers. Étonnamment, outre l'étude qui s'est intéressée à la symétrie de propulsion pour huit activités différentes (Hurd et al., 2008), aucune de ces études n'a évalué les paramètres de propulsion pour le membre en haut de la pente malgré l'asymétrie notable (Chénier et al., 2017b; Hurd et al., 2008). Aussi, l'étude de Hurd et al. (2008) présente les résultats pour les côtés dominant et non-dominant sans préciser lequel est en haut de la pente. Comme la propulsion sur dévers est une habileté essentielle pour les déplacements en milieu extérieur (Morgan et al., 2017), plus d'études sont nécessaires pour pouvoir évaluer le risque qui y est associé, mais aussi pour émettre des recommandations sur la technique qui diminuerait les contraintes imposées au membre supérieur.

***Conclusion** : La propulsion en fauteuil roulant est une forme de mobilité exigeante pour l'épaule. À cause des contraintes répétitives, les usagers développent des lésions au niveau de l'épaule, et particulièrement au niveau des tendons de la coiffe des rotateurs. À cause de la complexité de l'épaule et de la variabilité des techniques de propulsion et des*

pathologies des usagers, il est difficile de comprendre les pathomécanismes de cette articulation. En effet, si plusieurs études se sont intéressées à ce sujet, leurs résultats ne sont pas toujours concordants. Aussi, la plupart de ces études définissent des corrélations entre la douleur et les paramètres de propulsion, mais n'établissent pas la causalité. Enfin, si la variabilité inter-cycle semble être reliée à la présence de douleurs, peu d'études s'intéressent à la propulsion autre qu'en ligne droite sur surface plane, ce qui ne peut fournir une compréhension complète des pathomécanismes associés à l'usage du fauteuil roulant. Des études et données expérimentales supplémentaires sur les habiletés nécessaires à l'autonomie de l'utilisateur sont requises. Ces études devraient d'abord évaluer la répétabilité du cycle de propulsion, la distribution des techniques des usagers et la variation de technique de propulsion entre les deux membres supérieurs. Pour avoir un impact clinique, ces études devront se comparer aux recommandations cliniques existantes, afin de les valider ou les compléter. Enfin, de par la grande variabilité des réglages du fauteuil roulant, des pathologies des usagers et de leurs techniques de propulsion, des outils spécifiques à l'utilisateur, non-invasifs tenant compte des contraintes de stabilité gléno-humérale doivent être développés. Dans ce sens, la modélisation biomécanique offre un outil puissant qui permettrait de mieux comprendre les techniques de propulsion, mais aussi d'établir des liens de causalité entre les paramètres de propulsion et la présence de lésions.

Tableau IV. Résumé des études pour identifier des prédicteurs de douleurs de l'épaule.

Référence	Participants	Age	Années en FRM	Méthodes	Essai	Conclusion
Beirens et al. (2021)	PP (n = 30)	48.6 ± 9.3	23.7 ± 11.2	Variables d'intérêt : cinétique de la roue, paramètres spatio-temporels de la propulsion, dérivée de la force de contact par rapport au temps.	Propulsion avec fauteuil personnel sur un tapis roulant à trois résistances différentes.	Les participants avec douleurs sévères à l'épaule ont un patron de propulsion moins fluide.
Boninger et al.(2003)	PP (n = 14)	32.8 ± 8.8	10.4 ± 6.7	Étude longitudinale (2 ans) Variables d'intérêt : Cinétique de la roue, imagerie médicale.	Propulsion avec fauteuil personnel sur ergomètre.	Les usagers qui appliquent une grande force radiale sur la roue présentent un risque accru de développer des lésions au niveau de l'épaule. Les femmes propulsent avec une plus grande composante de force radiale.
Briley et al. (2021)	Usagers à diagnostique variable (n = 18)	33 ± 11	13 ± 11	Étude longitudinale (4 à 6 mois) Variables d'intérêt : activité physique, paramètres spatio-temporels de la propulsion, et cinématique articulaire.	Propulsion avec fauteuil personnel sur ergomètre.	L'augmentation de la douleur est en corrélation avec une augmentation de l'angle de contact, de l'amplitude de mouvement du tronc et de la variabilité cinétique et cinématique. La douleur diminue l'amplitude maximale de l'abduction gléno-humérale, l'amplitude de mouvement scapulaire et gléno-humérale, ainsi que le moment de rotation de la roue.
Collinger et al.(2008)	PP (n = 61)	43.1 ± 12.0	14.6 ± 10.5	Étude multicentrique. Variables d'intérêt : Cinétique et cinématique articulaire de l'épaule.	Propulsion avec fauteuil personnel sur ergomètre.	La présence de douleurs ne modifie pas la biomécanique de propulsion.

Référence	Participants	Age	Années en FRM	Méthodes	Essai	Conclusion
Eriks-Hoogland et al. (2014)	59.6 % PP et TP (n = 225)	40.7 (18-66)	0 à la première séance.	Étude longitudinale multicentrique (5 ans). Variables d'intérêt : amplitude de mouvement de l'épaule, test musculaire, spasticité des muscles du coude.	-	Faire partie du groupe TP ou avoir une mobilité réduite de l'épaule augmente le risque de douleurs.
Jayaraman et al. (2014)	Usagers à diagnostique variable (n = 10)	26.8 ± 11.3	17.4 ± 6.1	Variables d'intérêt : variabilité de la cinématique articulaire du membre supérieur	Propulsion avec fauteuil personnel sur ergomètre à trois vitesses	La présence de douleurs augmente significativement la variabilité cinématique en début de phase de récupération.
Jayaraman et al. (2015)	Usagers à diagnostique variable (n = 22)	23.7 ± 8.5	15.2 ± 5.5	Variables d'intérêt : Cinématique et cinétique du membre supérieur, dérivée seconde de la vitesse articulaire.	Propulsion avec fauteuil personnel sur ergomètre à vitesse constante pendant 3 min.	La présence de douleurs diminue l'amplitude maximale de la dérivée seconde de la vitesse articulaire.
Jayaraman et al. (2016)	Usagers à diagnostique variable (n = 27)	24.6 ± 9.9	14.7 ± 8.5	Variables d'intérêt : variation inter-cycle.	Propulsion avec fauteuil personnel sur ergomètre à vitesse constante pendant 3 min.	La variabilité de l'angle de contact est en corrélation avec la présence de douleurs.
Mason et al. (2018)	Joueurs de rugby adapté (n = 10)	34 ± 5	14 ± 10	Variables d'intérêt : cinématique de la scapula.	Propulsion avec fauteuil personnel sur ergomètre à deux vitesses.	Avec la douleur, la scapula a une sonnette latérale plus faible. La cinématique scapulaire a une grande variabilité inter-participant.

Référence	Participants	Age	Années en FRM	Méthodes	Essai	Conclusion
Mercer et al. (2006)	PP (n = 33)	37.8 ± 11.2	12.4 ± 6.1	Variables d'intérêt : IRM de l'épaule, forces et moments articulaires de l'épaule.	Propulsion avec fauteuil personnel à deux vitesses sur ergomètre.	Les pathologies de l'épaule sont en corrélation avec la présence de forces et moments articulaires importants lors de la propulsion.
Mulroy et al. (2015)	PP (n = 223)	34.7 ± 9.3	9.3 ± 6.2	Étude longitudinale (3 ans). Variables d'intérêt : couple articulaire maximal, distance journalière parcourue, nombre de transfert et heures de pratiques sportives auto-déclarés.	-	La force des muscles adducteurs de l'épaule est un prédicteur de douleurs.
Rankin et al. (2012)	Usagers à diagnostique variable (n = 13)	33.12 ± 8.1	17.2 ± 13.1	Variables d'intérêt : puissance musculaire.	Propulsion avec fauteuil personnel sur un tapis roulant sous contraintes variables.	Diminuer la cadence semble avoir le plus d'effet pour réduire la fatigue et donc le risque de blessure et de douleurs.
Rice et al. (2014)	Usagers à diagnostique variable (n = 26)	24.7 ± 10.0	14.1 ± 8.8	Variables d'intérêt : moyenne et variabilité inter-cycle de la force de poussée, du taux de hausse maximale de cette force, de l'angle de contact, de la cadence et du temps de poussée.	Propulsion avec fauteuil personnel à trois vitesses sur ergomètre.	La présence de douleurs diminue le coefficient de variabilité de la force et du temps de poussée.
Van Drongelen et al. (2006)	59 % PP et TP (n=169)	-	0 à la première séance.	Étude longitudinale (durant et 1 an après la fin de la réhabilitation). Variables d'intérêt : test musculaire, mesure de l'indépendance fonctionnelle (MIF).	-	Le groupe TP avait un risque de douleurs 2.2 fois plus élevé que PP. L'indépendance fonctionnelle et la force musculaire sont inversement reliées à la douleur du membre supérieur.

Référence	Participants	Age	Années en FRM	Méthodes	Essai	Conclusion
Walford et al. (2019)	PP (n = 102)	36.2 ± 9.6	9.5 ± 6.5	<p>Étude longitudinale (3 ans)</p> <p>Variables d'intérêt : Flexion du tronc et cinématique thoraco-humérale, cinétique de la roue, paramètres spatio-temporels de la propulsion, cinétique articulaire, travail de l'épaule.</p>	Propulsion avec fauteuil personnel sur ergomètre.	<p>La faiblesse des adducteurs de l'épaule, l'augmentation du travail positif de l'épaule en phase de récupération, la diminution du travail négatif de l'épaule en phase de poussée et l'extension du tronc sont des prédicteurs de la douleur de l'épaule.</p> <p>En présence de douleurs, la variabilité relative de l'angle de contact et du moment d'abduction en phase de poussée est plus grande, mais plus petite pour la moyenne de la force radiale.</p>

Note : FRM (Fauteuil roulant manuel), PP (participants paraplégiques), TP (participants tétraplégiques)

1.3 Modélisation numérique

Afin d'accomplir une tâche motrice quelconque, le système musculo-squelettique transformera l'énergie chimique en énergie mécanique. Pour cela et sous le contrôle du système nerveux, le muscle générera des contractions musculaires qui seront transmises par les tendons pour articuler le squelette. Les amplitudes des forces musculaires et moments articulaires dépendront des propriétés intrinsèques des muscles. Afin d'être conscient des possibilités et limites de la modélisation du complexe de l'épaule, il est important de bien comprendre son fonctionnement musculo-squelettique. Ce chapitre présentera brièvement le comportement du système musculo-squelettique (section 1.3.1) ainsi que deux approches pour le modéliser (sections 1.3.2 et 1.3.3) avant de conclure sur l'intérêt de leur couplage (section 1.3.4) pour obtenir une compréhension plus exhaustive de la mobilité humaine et ses potentiels pathomécanismes.

1.3.1 De l'excitation neurale au mouvement articulaire

Cette description est basée sur le livre en [accès libre](#) *Anatomy and Physiology* (Betts et al., 2013).

Le muscle squelettique est l'unité motrice du mouvement humain. Il peut générer un mouvement ou s'y opposer. Sa contraction transforme l'énergie reçue sous la forme d'adénosine triphosphates (ATP) en contractions musculaires et pertes calorifiques. Chaque muscle est constitué d'un ensemble de tissus : fibres musculaires, vaisseaux sanguins, nerfs et tissu conjonctif (Figure 10). Ce dernier se structure pour enclotter le muscle en entier (épimysium), ses fascicules (périmysium) et ses fibres (endomysium). Ces structures conjonctives, très riches en collagène, permettent la transmission de forces entre les fibres, les fascicules et les muscles adjacents. Elle se fondent aussi dans le fascia ou le tendon ce qui permet de transmettre les forces générées par la contraction des fibres musculaires.

Le muscle est compartimenté en fascicules, qui sont eux-mêmes divisés en fibres musculaires. Les directions des fibres modifient l'amplitude de force qu'un muscle peut générer, ainsi que la déformation qu'il pourra subir. C'est à cause de l'effet de la direction des faisceaux qu'on distinguera l'aire de la section anatomique (*Anatomical Cross-Section Area*, ACSA) d'un muscle de celle de sa section physiologique (*Physiological Cross-Section Area*, PCSA) (Zajac, 1992). La section anatomique est définie par rapport à la géométrie du muscle, tandis que la section physiologique sera définie comme la section orthogonale à la direction des fibres musculaires. La PCSA est proportionnelle à la force maximale que peut générer le muscle (Haxton, 1944). Si un muscle est penné, un angle de pennation est défini entre la ACSA et la PCSA (Figure 11). Comme la PCSA devient plus grande sur ce type de

muscles, la force qu'ils pourront générer sera plus grande. Donc, plus l'angle de pennation est grand, plus un muscle sera physiologiquement apte à générer une large force musculaire.

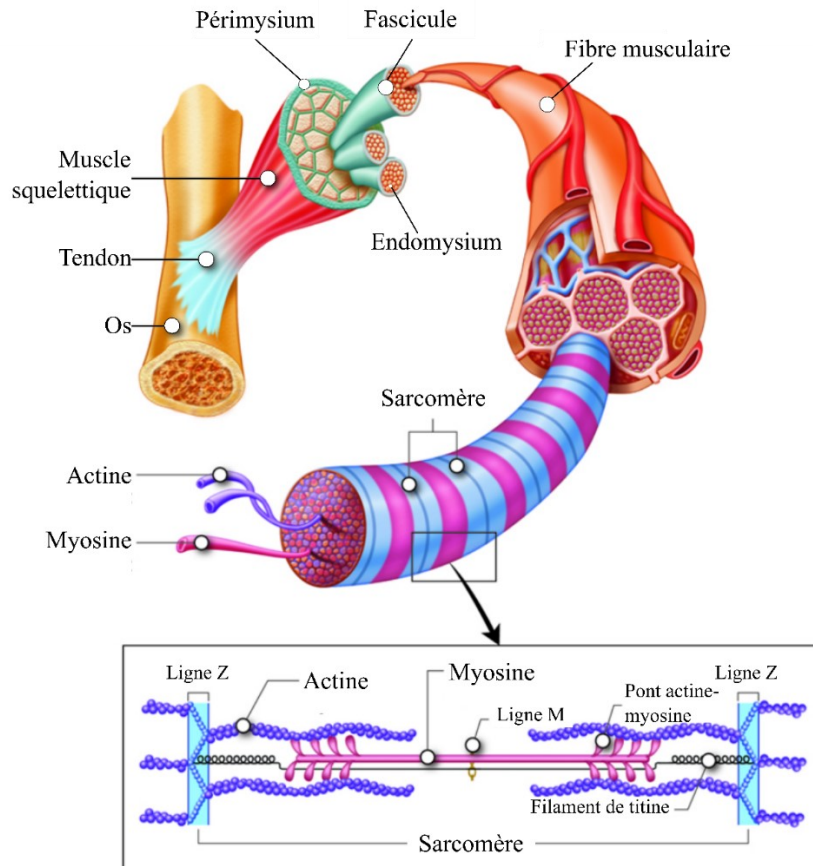


Figure 10. Structure du muscle squelettique. Version modifiée de [l'image en anglais](#) soumise à la licence [CC BY-SA-NC](#).

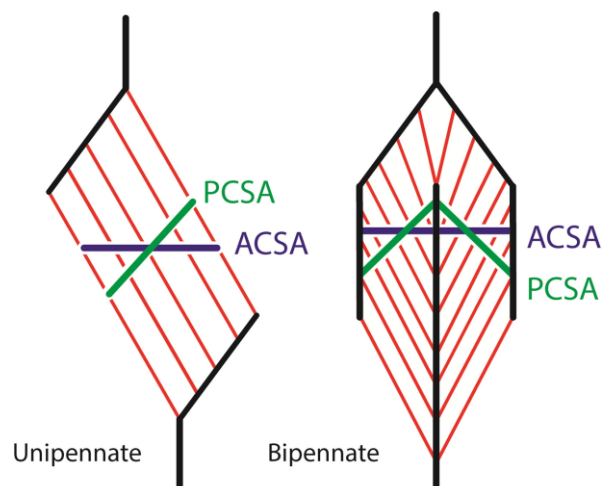


Figure 11. La différence entre l'aire de la section anatomique (ACSA) et celle de la section physiologique (PCSA) pour un muscle penné (à gauche) et bipenné (à droite). Figure extraite de (Dries et al., 2017) avec la permission de l'éditeur.

Les fibres sont des cellules poly-nucléiques avec une membrane (sarcolemme) et un cytoplasme (sarcoplasme). Chaque fibre est reliée au système nerveux au niveau de la jonction neuromusculaire. Les fibres qui sont reliées au même motoneurone constitue une unité motrice. Elles contiennent un réseau complexe de cavités (réticulum sarcoplasmique) dans lequel des ions de calcium Ca^{2+} sont mis en réserve. Ce réseau englobe des myofibrilles qui sont formées par une combinaison en série de sarcomères qui représentent les unités contractiles du muscle. C'est cet agencement qui donne au muscle squelettique son aspect strié.

Chaque sarcomère a une longueur d'environ $2\ \mu m$ (Gordon et al., 1966). Il est délimité par des disques protéiques denses appelés les lignes Z (Figure 10). Sur ces structures s'attachent des filaments de protéines fins (actine) de forme hélicoïdale, sur lesquels s'attachent des molécules de tropomyosine et des complexes de troponine. Chaque complexe de troponine inclut trois sous-unités :

- La troponine-C qui possède des sites sur lesquels des ions Ca^{2+} peuvent se fixer.
- La troponine-I qui inhibe la création des liaisons entre l'actine et la myosine en présence de tropomyosine. De ce fait, elle amorce la décontraction musculaire.
- La troponine-T qui est liée à la tropomyosine et est donc responsable de la position de cette dernière sur le filament d'actine.

La titine est une autre protéine élastique qui s'étend de la ligne Z à la ligne M du sarcomère. Elle permet de moduler la raideur de celui-ci (Shalabi et al., 2017), ce qui fait d'elle la principale source de force passive dans le sarcomère (Bartoo et al., 1997). Comme elle a des fixations et interactions avec plusieurs de ses protéines, elle assure sa stabilité mécanique. Enfin, le dernier type de filaments de protéines dans le sarcomère est le filament épais (myosine), caractérisé par sa forme allongée avec des têtes en excroissance.

À l'état de repos, la tropomyosine est liée au complexe de troponines, ce qui cache les sites de liaisons de myosine sur l'actine. La myosine, quant à elle, est couplée à des molécules de phosphate inorganique (Pi) et d'adénosine diphosphate (ADP). La contraction de la fibre musculaire commence par l'arrivée d'une excitation neurale au niveau de la jonction neuromusculaire. Cette excitation déclenchera la propagation d'un potentiel d'action dans le sarcolemme, ce qui provoque la libération du Ca^{2+} au niveau du réticulum sarcoplasmique. Ces ions se liant à la troponine-C qui déplace la tropomyosine, ce qui libère les zones de fixation de la myosine sur l'actine. La myosine s'attache à l'actine (Figure 12). En libérant Pi , la liaison actine-myosine devient plus forte, ce qui induit la rotation de la tête de myosine vers le centre du sarcomère tout en tirant l'actine avec elle sur une distance d'environ $10\ nm$ vers la ligne M . L' ADP est alors aussi libéré. En présence d'ATP, la tête de myosine se lie avec celui-ci, ce qui la détache de l'actine. L'ATP est alors hydrolysée en

ADP et *P_i*. Cette hydrolyse libère de l'énergie qui permet de redéplacer la tête de myosine en position *armée* et de la rendre disponible encore une fois pour se lier à l'actine. Avec une présence continue d'ions Ca^{2+} et d'ATP, ce cycle peut se répéter. La relaxation du muscle commence aussi au niveau neural. À l'arrêt du potentiel d'action, la concentration de Ca^{2+} dans le sarcoplasme diminue. Les zones d'insertion de myosine sur l'actine sont alors emprisonnées sous la tropomyosine. Le muscle diminue sa tension.

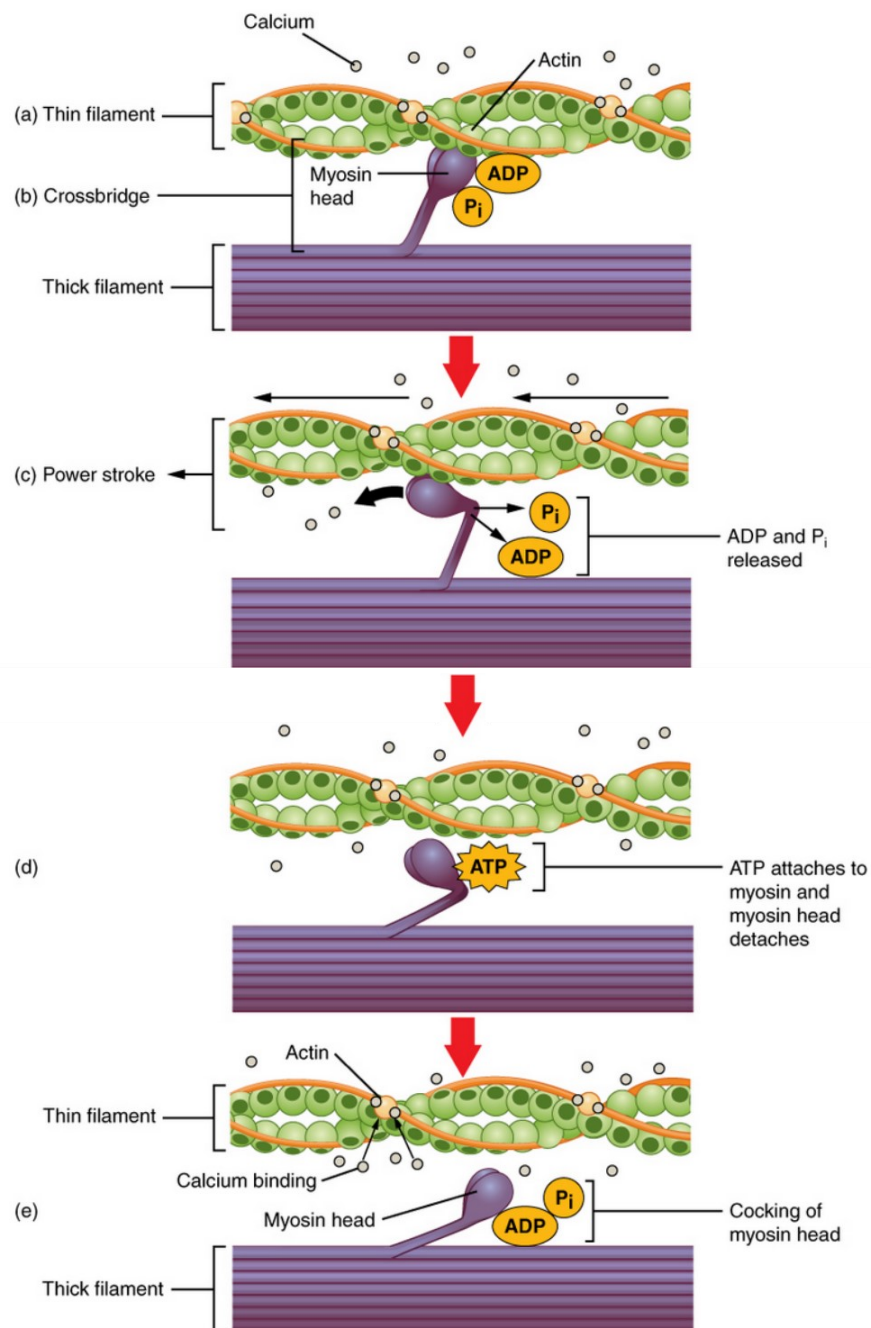


Figure 12. Cycle de création de ponts actine-myosine lors de la contraction musculaire. Photo soumise à la licence [CC BY-SA](https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/).

La force musculaire maximale que peut générer un muscle dépend du nombre de myofibrilles et sarcomères dans une fibre musculaire. Cependant, la tension que peut développer un muscle en contraction dépendra du nombre d'unités motrices recrutées et de leurs fréquences de stimulation, ainsi que de la longueur du sarcomère :

- Le recrutement des unités motrices dépend de leur taille. Les unités larges permettent des mouvements puissants, tandis que les plus petites assurent un contrôle fin de la motricité. Pour une contraction donnée, le recrutement des unités motrices commence par les petites qui généreront de faibles tensions musculaires avant d'inclure des unités plus grandes qui peuvent être jusqu'à 50 fois plus fortes.

- Un potentiel d'action génère une contraction de l'unité motrice. Cette contraction commence après une période de latence, pendant laquelle le potentiel d'action se propage et le Ca^{2+} est libéré dans le sarcolemme. Le sarcomère commence alors la phase de contraction où il augmente la tension qu'il génère avant de commencer à se relâcher. Avec l'excitation répétée de l'unité motrice, les fibres restent contractées plus longtemps. En effet, la nouvelle stimulation arrive avant que le sarcomère ne puisse revenir à son état de repos. Ainsi, la tension liée à la nouvelle stimulation se rajoute à celle relative à la stimulation initiale. Concrètement, avec la nouvelle stimulation, la concentration des ions Ca^{2+} augmente dans le sarcolemme, ce qui permet à plus de sarcomères de se contracter. En augmentant la fréquence de stimulation des unités motrices, la fibre augmente sa tension jusqu'à saturation des troponines C avec le Ca^{2+} , ce qui lui permet de contracter tous ses sarcomères. Cet état de contraction maximale correspond au plateau tétanique qui indique la contraction maximale que peut développer une unité motrice.

- Comme les ponts actine-myosine ne peuvent se former que sur des zones de superposition des filaments actine et myosine, la tension du sarcomère est proportionnelle au degré de chevauchement entre les filaments (Gordon et al., 1966). Au repos, le recouvrement est à son maximum. Ainsi, le sarcomère produit sa tension maximale entre 80 et 120 % de sa longueur au repos. Pour des configurations plus longues du sarcomère, sa tension diminue car le nombre de ponts possibles est réduit (Figure 13). Cependant, le chevauchement actine-myosine ne permet pas d'expliquer la diminution de la force sur le bras ascendant. Récemment, Rockenfeller et al. (2022) ont utilisé un modèle numérique du sarcomère pour expliquer cette diminution de force par l'espacement inter-filaments. En effet, un sarcomère plus court a une section plus large, ce qui augmente l'espace entre l'actine et la myosine, diminuant les forces électrostatiques entre les filaments et donc leur capacité à générer des ponts. Cette conclusion n'a pas été validée expérimentalement. Cependant, il a été observé que la diminution de la section du sarcomère augmentait la sensibilité de la tension à la concentration de Ca^{2+} (Godt and Maughan, 1981), ce qui soutiendrait les résultats de la simulation de Rockenfeller et al. (2022).

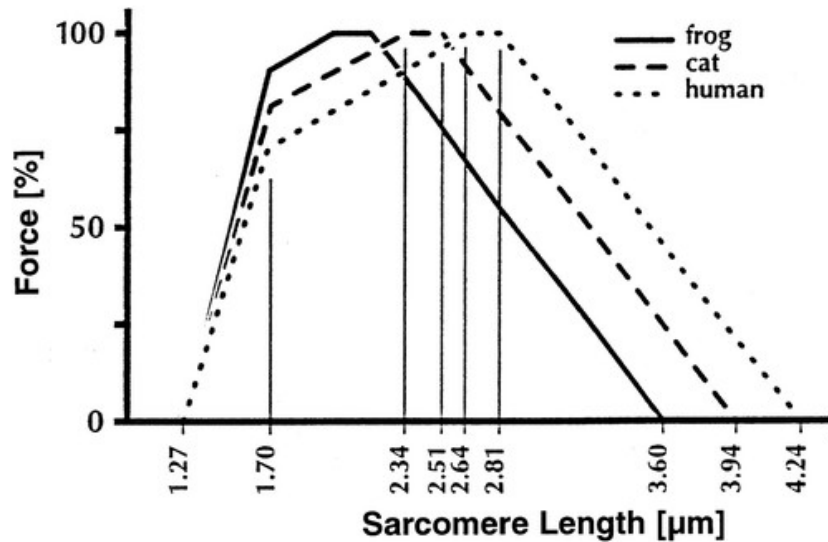


Figure 13 Relation force-longueur du sarcomère. Figure extraite de (Rassier et al., 1999) avec la permission de l'éditeur.

Il est à noter que les courbes force-longueur du sarcomère ne représentent pas les résultats d'expérimentations dynamiques : c'est-à-dire qu'une condition expérimentale fournit un point sur la courbe. Cette observation est très généralement oubliée et la courbe est représentée comme une fonction continue dans le temps et la longueur, causant des erreurs d'interprétation (Rassier et al., 1999). En effet, si la relation était continue, la diminution de la force avec la longueur indiquerait que la fibre devient moins rigide avec son élongation sur le bras descendant de la courbe. Cependant, plusieurs études expérimentales ont observé que la fibre, étirée sur le bras descendant, devenait plus raide (Edman et al., 1978; Edman, 2012). Des observations similaires ont été faites sur sarcomère isolé (Leonard et al., 2010; Minozzo et al., 2013), ce qui démontre que ces résultats ne sont pas forcément ou uniquement liés au tissu conjonctif de la fibre, ni à la non-uniformité des longueurs des sarcomères sur une fibre. Cette augmentation de la raideur semble être maintenue jusqu'à la désactivation du sarcomère.

Même si la théorie des ponts actine-myosine est acceptée dans la communauté scientifique, plusieurs observations expérimentales ne peuvent y trouver leurs explications :

Les tensions du muscle et du sarcomère actifs tendus sont supérieures aux prédictions de la courbe force-longueur (Edman et al., 1982) et même à la force isométrique maximale (Leonard et al., 2010).

L'amplitude des forces passives du sarcomère et muscle tendu augmente avec leur étirement (Herzog and Leonard, 2002; Rassier, 2017) et dépend de la concentration du Ca^{2+} .

- Pour des contractions sous-maximales, le plateau de la courbe force-longueur se produit à des longueurs plus élevées.

La titine semble expliquer plusieurs de ces observations. En effet, sa raideur dépend du niveau d'activation (concentration en Ca^{2+}) (Labeit et al., 2003) et de la longueur du sarcomère, ce qui explique l'augmentation des amplitudes de forces passives et actives. La sensibilité au calcium, quant à elle, pourrait expliquer la position du plateau de la courbe force-longueur pour des contractions sous-maximales. En effet, les fibres musculaires deviennent plus sensibles au Ca^{2+} quand le sarcomère est plus long (Konhilas et al., 2002). Pour une même concentration de Ca^{2+} , la probabilité que le calcium se trouve proche d'une zone d'activation de la troponine-C est plus grande pour un sarcomère tendu, car sa section est plus petite. Ainsi, un muscle en contraction sous-maximale pourra former plus de ponts actine-myosine, quand il est plus étiré. Ce processus a été démontré par simulation numérique (Rockenfeller and Günther, 2018) mais reste à confirmer par observation expérimentale directe.

La relation force-longueur au niveau du muscle est largement similaire à celle obtenue pour un sarcomère. Winters et al. (2011) ont conclu que modéliser le muscle comme un sarcomère mis à l'échelle fournit des résultats cohérents avec les mesures expérimentales. La courbe force-longueur du muscle est cependant plus lisse ; étant donné qu'au repos, ce dernier contient des sarcomères à longueurs variables (Adkins et al., 2022; Moo et al., 2016). Cette variabilité augmente avec la contraction (Moo et al., 2017) avant de commencer à diminuer avec la durée de l'activation (Moo and Herzog, 2020). Cependant, ces résultats sont issus de mesures *ex-vivo*. Il n'est donc pas clair si la variabilité de longueurs interagit avec celle du recrutement des unités motrices. Enfin, comme le tissu conjonctif enclotonne les myofibrilles, les déformations des sarcomères vont induire des contraintes au niveau de ce tissu passif. Un équilibre mécanique se créera ce qui influencera indirectement la force active générée par les sarcomères.

Si la contraction des fibres musculaires définit la tension active de celles-ci, la structure du muscle détermine ses propriétés mécaniques, ce qui influencera la force qu'il pourra générer. Comme le muscle est constitué de 76 % d'eau (Lorenzo et al., 2019), il est quasi-incompressible et maintient un volume quasi-constant (Baskin and Paolini, 1967). En conséquence, la contraction musculaire sera accompagnée de forces transverses. Compte-tenu des grandes déformations réversibles des muscles selon les différentes directions préférentielles des fibres, le muscle a un comportement hyper-élastique transversalement isotrope. Aussi, le muscle, comme plusieurs tissus biologiques, présente des propriétés de viscoélasticité (Ryan et al., 2010; Silver and Landis, 2008; Van Loocke et al., 2008). Enfin, le muscle sain maintient toujours un tonus musculaire, c'est-à-dire qu'il est minimalement contracté. Cette contraction permet de stabiliser les articulations et de maintenir la posture. La diminution d'innervations dans le muscle cause une hypotonie reconnaissable par un aspect plus flasque du muscle. Tandis que, l'hypertonie, c'est-à-dire un tonus musculaire

excessif, est observée chez des personnes atteintes de la maladie de Parkinson ou de spasticité musculaire, telles que les blessées médullaires.

Il est à noter que le muscle squelettique est très similaire au muscle cardiaque. Leurs contractions sont issues de celles du sarcomère et reposent sur la création des ponts actine-myosine. Cependant, ils ont quelques différences qui leur permettent d'avoir un fonctionnement spécialisé. En effet, la contraction du muscle squelettique est plus courte que celle du muscle cardiaque (Adams and Schwartz, 1980). Elle est aussi plus sensible à la concentration de Ca^{2+} (Konhilas et al., 2002). Enfin, le muscle cardiaque régule sa contraction au niveau cellulaire, ce qui le rend plus sensible au nombre de liaison entre la troponine-C et le Ca^{2+} ainsi qu'à la longueur du sarcomère (Gordon et al., 2001). Le muscle squelettique, quant à lui, peut aussi moduler sa force par le nombre d'unité motrice recrutées et leur fréquence d'excitation, ce qui lui permet de faire varier la force générée selon le mouvement voulu.

Malgré la complexité du muscle et de ses mécanismes d'activation, plusieurs techniques de modélisation ont été implémentées pour comprendre son rôle dans le fonctionnement du système musculosquelettique. La première de ces méthodes est l'approche par multi-corps rigides.

1.3.2 Modélisation multi-corps rigides

1.3.2.1 Principes de modélisation

Les modèles multi-corps rigides présentent le système ostéo-articulaire comme des chaînes poly-articulées de segments indéformables. Chaque segment a des paramètres inertiels fixes (masse, inertie, position du centre de masse) et un référentiel qui lui est propre. Les liaisons cinématiques entre les différents référentiels définissent le nombre de degrés de liberté. Le choix des liaisons permettra de représenter d'une manière plus ou moins fidèle les articulations humaines. Comme l'articulation gléno-humérale a une congruence minimale, la translation de la tête humérale sur la glénoïde peut atteindre 12.4 mm en abduction maximale (Dal Maso et al., 2014). Modéliser cette articulation sans contrainte cinématique (six degrés de liberté) semble être plus physiologique. Cependant, cette approche pose plusieurs défis numériques. Comme la translation de la tête humérale reste tout de même inférieure à 2.2 mm en propulsion en fauteuil roulant chez des sujets paraplégiques (Mozingo et al., 2022), le choix de contraindre l'articulation gléno-humérale à une liaison sphérique (trois degrés de liberté) semble judicieux. Les articulations acromio-claviculaire et sterno-claviculaire sont modélisées comme des liaisons sphériques, ce qui est cohérent avec leur mobilité. Cependant, sans méthodes invasives ou par imagerie médicale, il est difficile d'obtenir la rotation axiale de la clavicule. En abduction, cette rotation n'est

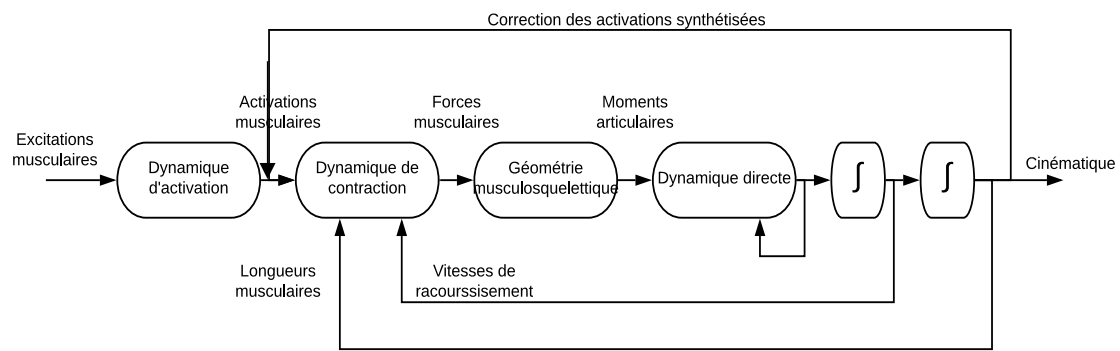
significativement différente de sa valeur à 0° qu'à partir de 60° d'élévation (Sahara et al., 2007). Comme en propulsion, le membre supérieur reste en dessous de ce niveau d'élévation, on pourrait se permettre de bloquer la rotation axiale de l'articulation sterno-claviculaire. Enfin, l'articulation scapulo-thoracique n'est soit pas modélisée (chaîne cinématique en boucle ouverte) ou elle est contrainte en imposant un contact entre la scapula et la cage thoracique (en boucle fermée). Sans géométrie osseuse sujet-spécifique, cette contrainte est très souvent modélisée comme un contact entre un point et une ellipsoïde (Michaud et al., 2017). Outre la complexité numérique additionnelle, cette méthode a principalement été implémentée chez des sujets sains en position debout. La posture des usagers de fauteuils roulants est influencée par l'assise, le dossier, l'orientation de leur pelvis, leur pathologie et leurs limitations neuromusculaires (Alkhateeb et al., 2021; Amsters and Nitz, 2006; Cloud et al., 2017; Roussouly and Pinheiro-Franco, 2011). De ce fait, ils développent souvent des scoliozes qui modifient la morphologie de leur tronc. Il n'est pas clair si cette variabilité de posture influencera les résultats de la méthode par boucle fermée. Enfin, comme les approches par boucle ouverte et fermée donnent des résultats cinématiques comparables pour des angles d'élévation faible du bras chez une population saine (Michaud et al., 2017), nous avons décidé de garder un modèle avec une chaîne cinématique ouverte.

Dans les modèles multi-corps rigides, les muscles sont simplifiés par des lignes d'action qui agissent sur les segments sur lesquels ils s'insèrent. Plusieurs lignes d'actions peuvent être utilisées pour un même muscle afin de simuler de larges zones d'insertion, des muscles à plusieurs chefs et/ou qui s'insèrent sur plusieurs segments. Modéliser un muscle par des lignes d'actions diminue le coût numérique du modèle. Cependant, comme la force du muscle dépend de sa longueur (section 1.3.1), sa trajectoire devient un paramètre critique pour sa modélisation. Des points de passage ou des objets de contournement (Garner and Pandy, 2000) sont alors définis pour guider la ligne d'action lors du mouvement. Cependant, il est difficile de trouver des points de passage ou des objets de contournement qui restent valides quel que soit la configuration cinématique du modèle. Aussi, pour valider ces objets de contournement, la trajectoire du groupe musculo-tendineux est comparée à des mesures cadavériques ou à des données d'imagerie médicale, sauf que celles-ci se limitent généralement à des mouvements de base (Holzbaur et al., 2005). Ainsi, la validation des trajectoires musculaires reste partielle. Si des méthodes par optimisation ont essayé de prédire ces trajectoires en détectant le contact entre la ligne d'action et la géométrie osseuse (Favre et al., 2010), le coût numérique de cette optimisation annule l'avantage numérique de la modélisation multi-corps rigide. Afin d'éviter de devoir valider le modèle multi-corps rigide, nous avons décidé d'utiliser un modèle de la littérature. Les modèles classiquement utilisés sont implémentés sur deux plateformes : AnyBodyTM (Damsgaard et al., 2006) et Opensim (Delp et al., 2007; Seth et al., 2018). Comme Opensim est un logiciel libre d'accès,

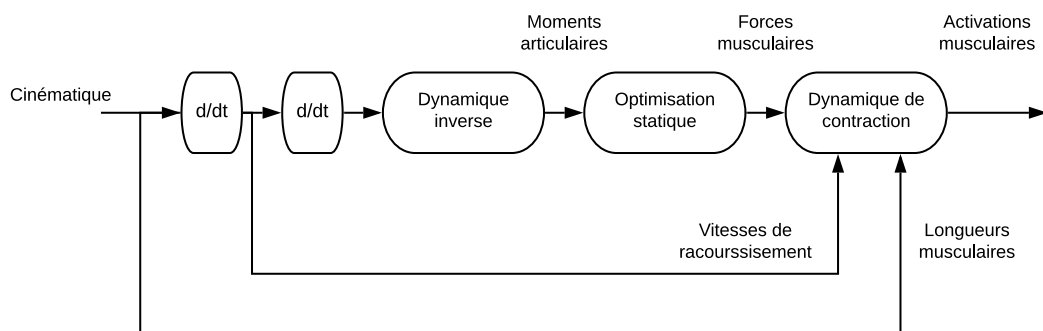
dont les codes sont accessibles et modifiables, nous avons opté pour son utilisation dans le cadre de cette thèse.

La modélisation par multi-corps rigides permet de calculer ou prédire des quantités biomécaniques qui ne sont pas accessibles *in-vivo*. Généralement, le but est de relier la cinématique d'un mouvement aux forces musculaires. Pour ce faire, deux approches numériques sont possibles : directe ou inverse (Figure 14). L'approche directe est souvent associée à de l'optimisation dynamique, où une fonction-objectif est minimisée sur l'ensemble des instants tout en respectant la dynamique du système étudié. De ce fait, l'un de ses plus grand inconvénients est sa complexité numérique (Pandy, 2001) qui mène à des temps de calculs conséquents. Aussi, de par les intégrations numériques successives mises en jeu, la cinématique en sortie de cette méthode peut être très différente du résultat attendu (van der Helm, 1994). Cette approche est aussi en partie limitée par le nombre d'excitations musculaires expérimentales accessibles, et les erreurs associées à leurs mesures et traitements (Farina and Negro, 2012; Sartori et al., 2014).

L'approche inverse reste plus fréquemment implémentée pour sa facilité. Cependant, elle fait face au problème de redondance musculaire : un nombre d'actionneurs (muscles) supérieur au nombre de degrés de liberté des articulations. La technique la plus courante pour résoudre cette redondance est d'émettre une hypothèse spécifique sur la stratégie de contrôle moteur et de générer les contributions musculaires aux couples articulaires en utilisant un algorithme d'optimisation statique qui satisfait la dite stratégie (Prilutsky and Zatsiorsky, 2002). L'optimisation est dite statique car la fonction-objectif qui exprime cette stratégie est minimisée à chaque instant indépendamment des instants qui le suivent ou précèdent. Comme le schéma d'activation est important pour la stabilité gléno-humérale, le choix de cette stratégie devient particulièrement critique pour la modélisation de l'épaule. Dans la littérature, l'optimisation statique a supposé la minimisation de la contrainte des muscles (Charlton and Johnson, 2006; Karlsson and Peterson, 1992; van der Helm, 1994), de leur activation (Ambrósio et al., 2011; Delp et al., 2007), de leur énergie métabolique (Martins et al., 2015; Praagman et al., 2006) ou encore de la fatigue (Dul et al., 1984). Cette approche suppose implicitement que le système neuro-musculo-squelettique incarne une solution optimale dont la stratégie d'optimisation est complètement, ou du moins principalement, due à la contrainte choisie. Cependant, un système aussi complexe que le système nerveux semble opter pour des solutions sous-optimales robustes plutôt que pour l'approche optimale (Loeb, 2012).



a)



b)

Figure 14. Schéma de l'analyse par multi-corps rigides en dynamique directe (a) et dynamique inverse (b).

Des approches hybrides sont également apparues. Par exemple, le *Computed muscle control* (CMC) associe l'optimisation statique à la dynamique directe pour contraindre cette dernière à converger vers une cinématique cohérente avec la cinématique expérimentale (Thelen and Anderson, 2006). Le CMC a l'avantage d'être rapide. Cependant, il est particulièrement sensible aux paramètres inertiels du modèle (Wesseling et al., 2014). Aussi, comme il repose sur l'optimisation statique par moindres-activations, ses résultats risquent fortement de sous-estimer l'action des muscles antagonistes de l'articulation gléno-humérale (Kian et al., 2019). Ceci peut s'expliquer par le fait que les muscles antagonistes s'opposent au mouvement. Comme l'algorithme cherche à minimiser les activations musculaires, il aura tendance à diminuer leur activation pour éviter d'augmenter l'activation des muscles agonistes afin de générer les couples articulaires nécessaires au mouvement. Sagl et al. (2019) ont implémenté une approche directe assistée par des contraintes à suivre des forces externes et à maintenir la stabilité gléno-humérale. Nous nous attendons à ce que cette approche soit sensible à la direction et position de la force externe, des paramètres qui seront inévitablement inexacts dans le cas de forces appliquées sur une main supposée rigide. Aussi,

contraindre le modèle à maintenir la stabilité gléno-humérale ne permet pas d'étudier des populations pathologiques.

Une autre famille de méthodes hybrides s'intéresse à l'utilisation des données d'excitations musculaires expérimentales, c'est-à-dire les données d'électromyographie (EMG), pour prédire les forces musculaires et couples articulaires. Sepulveda et al. (1993) ont implémenté un réseau de neurones artificiels pour relier l'EMG aux couples et angles articulaires. Cependant, cette méthode ne permet pas d'exprimer le processus neuro-musculo-squelettique sous-jacent. Aussi, comme c'est une approche basée sur l'apprentissage, elle ne peut être implémentée pour des populations ou des tâches différentes de celles incluses dans la base de données utilisée pour entraîner le réseau. Les méthodes pilotées par EMG (*EMG-driven*) sont des méthodes qui prédisent les couples articulaires à partir des excitations musculaires en modélisant les processus d'activation et de contraction (Kian et al., 2019; Langenderfer et al., 2005; Lloyd and Besier, 2003; Nikooyan et al., 2012; Pau et al., 2012; Sartori et al., 2012). Ce sont des méthodes en boucle ouverte qui vont utiliser les données EMG en entrée du modèle. Comme mentionné précédemment, à cause de l'erreur reliée à la mesure et au traitement des EMGs, l'implémentation de ces derniers dans une méthode en boucle ouverte générera très probablement des erreurs dans l'estimation des couples articulaires. Aussi, l'implémentation d'une approche *EMG-driven* nécessite d'avoir accès à l'EMG de tous les muscles qui agissent sur l'articulation étudiée. En effet, sans mesure des EMGs des muscles profonds, les prédictions des couples articulaires seront négativement impactées (Sartori et al., 2014). Pour pallier ces limitations, les approches assistées par EMG sont apparues. Elles ont été regroupés dans une boîte à outils : *Calibrated EMG-Informed Neuromusculoskeletal Modelling Toolbox* (Pizzolato et al., 2015). Ces approches implémentent une boucle fermée pour synthétiser les signaux EMGs non-mesurés et ajuster ceux qui le sont. Cette boucle permet de suivre les couples articulaires et les données EMGs expérimentales (Figure 15). Ces approches implémentées pour l'étude du membre inférieur ont permis de prédire des couples articulaires similaires aux couples issus de la dynamique inverse. L'utilisation de ce type d'approches dans l'étude de l'épaule permettrait de mieux comprendre comment le système neuro-musculo-squelettique assure la stabilité gléno-humérale. Aussi, les approches assistées par EMG tiennent compte des variations des patrons des excitations musculaires entre les individus et les différentes tâches. De ce fait, elles peuvent, à un certain point, tenir compte du fait que la stratégie du mouvement n'est pas forcément la stratégie optimale. Cependant, une des principales limites de ces modèles est leur besoin de calibrer les paramètres neuro-musculo-squelettiques pour chaque individu afin de fournir de bons résultats.

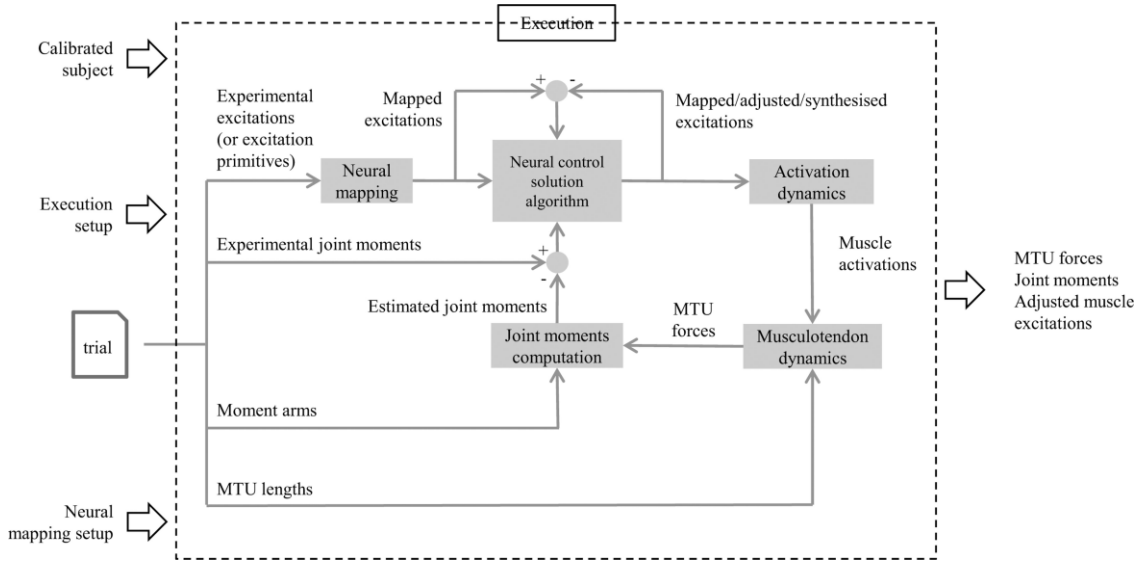


Figure 15 Schéma de l'approche assistée par EMG. Figure extraite de (Pizzolato et al., 2015) sous la licence [CC BY-NC-ND](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Quel que soit le schéma d'analyse choisi par modèles multi-corps rigides, les modèles neuro-musculo-squelettiques permettent de relier les couples articulaires aux excitations musculaires en passant par plusieurs équations qui mettent en jeu plusieurs paramètres. Pour relier le couple articulaire à la force musculaire, la notion de bras de levier est utilisée. Celle-ci exprime la capacité du muscle à générer un moment de rotation autour d'une articulation donnée (Sherman et al., 2013). Les muscles avec de larges bras de levier sont les principaux acteurs de l'articulation, tandis que ceux avec de petits bras de leviers agissent plus comme des stabilisateurs. En simulation, les bras de leviers sont prédits par méthode d'excursion des tendons. Brièvement, cette méthode se base sur le principe de conservation d'énergie mécanique. Pour un système muscle-tendon-articulation, le travail d'un muscle est égal au travail de l'articulation. La variation de la longueur du groupe muscle-tendon l est alors reliée à la variation de l'angle de l'articulation θ , et le bras de levier peut s'exprimer sous la forme :

$$r = \frac{\partial l}{\partial \theta} \quad (1.1)$$

Le bras de levier dépendra de la morphologie et l'anthropométrie de l'individu. Le calcul de bras de levier est un sujet complexe mais qui ne fait pas l'objet de cette thèse. Ainsi, en supposant que les bras de levier sont accessibles, le passage de la force musculaire au couple articulaire est immédiat. Cependant, l'estimation de la force musculaire à partir de l'excitation est plus complexe, et sera détaillé dans les sous-sections suivantes.

1.3.2.2 De l'excitation à la force musculaire

Pour modéliser ce qui se passe au niveau du muscle, de l'arrivée du stimulus neural jusqu'à l'apparition de la force musculaire, on identifie deux grandes étapes : la dynamique d'activation qui exprime le passage de l'excitation à l'activité musculaire et la dynamique de contraction qui exprime la relation entre l'activation et la tension musculaire.

1.3.2.2.1 Dynamique d'activation

La dynamique d'activation permet de tenir compte du couplage entre l'excitation et l'activation, c'est-à-dire la cinétique associée à l'arrivée du Ca^{2+} dans le sarcolemme, sa diffusion et sa fixation sur les protéines (Ebashi and Endo, 1968; Hill et al., 1975). Ce processus est approximé par une équation différentielle du premier ordre (Zajac, 1989) :

$$\frac{du(t)}{dt} + \left[\frac{1}{\tau_{act}} (\beta + (1 - \beta) \cdot e(t)) \right] \cdot u(t) = \frac{1}{\tau_{act}} e(t) \quad (1.2)$$

avec $u(t)$ l'état d'activation, $e(t)$ l'excitation musculaire, τ_{act} le temps nécessaire pour le couplage entre l'excitation et la contraction et β une constante telle que $0 < \beta < 1$.

Pour une excitation maximale du muscle, la constante de temps de cette équation est τ_{act} , tandis que pour un muscle désactivé, elle est de τ_{act}/β . L'activation est donc plus rapide que la désactivation. En effet, expérimentalement, le temps d'activation est de l'ordre de 10-20 ms, tandis que le temps de désactivation est autour de 40-50 ms (Cavanagh and Komi, 1979; Go et al., 2018; Thelen, 2003). Il est important de noter que le temps d'activation peut être plus long quand le muscle est antagoniste (David et al., 2000). Pour des excitations discrètes, modéliser la réponse du muscle à une contraction en impulsion offre des résultats meilleurs que l'intégration de l'équation (1.2) par méthode numérique (Buchanan et al., 2004). Cette réponse est similaire à celle d'un système différentiel du second-ordre en amortissement critique (Milner-Brown et al., 1973). Celui-ci peut être discrétisé par différences en arrière :

$$u(t) = \alpha e(t - d) - \beta_1 u(t - 1) - \beta_2 u(t - 2) \quad (1.3)$$

avec d le retard électromécanique, α le coefficient de gain, et β_1 et β_2 les coefficients de récursivité du filtre. Pour assurer la stabilité et l'amortissement critique du filtre, les coefficients doivent respecter les critères suivants :

$$\beta_1 = C_1 + C_2 \cap \beta_2 = C_1 \cdot C_2 \quad (1.4)$$

$$|C_1| < 1 \cap |C_2| < 1 \quad (1.5)$$

Enfin, pour assurer un gain unitaire du filtre : $\alpha - \beta_1 - \beta_2 = 1$. Avec cette relation supplémentaire, la connaissance de d , C_1 et C_2 est suffisante pour caractériser le filtre et donc relier l'excitation musculaire à l'état d'activation. Ce dernier n'est généralement pas linéairement proportionnel à l'activation musculaire. En effet, on mesure l'excitation électrique pour le muscle et non l'unité motrice. Le recrutement des unités motrices se fait selon leur dimension. La somme des états d'activation de ces unités n'augmente donc pas forcément linéairement l'activation du muscle. La relation qui relie l'état d'activation à l'activation varie selon le muscle (Woods and Bigland-Ritchie, 1983). Deux approches sont possibles pour exprimer cette non-linéarité. La première se base sur une fonction exponentielle (Manal et al., 2002) :

$$a(t) = \frac{e^{Au(t)} - 1}{e^A - 1} \quad (1.6)$$

avec a l'activation musculaire, et A le coefficient de non-linéarité qui varie sur l'espace $[-3, 0[$ (Figure 16).

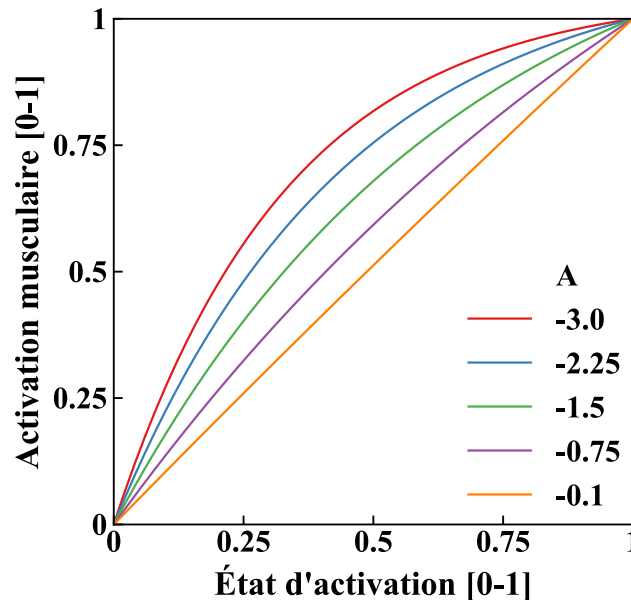


Figure 16 Non-linéarité entre l'état d'activation et le niveau d'activation musculaire.

Cependant, l'équation (1.6) permet de représenter fidèlement les données physiologiques principalement pour des états d'activation faibles. Manal et Buchanan (2003) ont proposé une fonction par morceaux pour améliorer les prédictions des activations à partir des états d'activation sur tout l'espace 0-100 % :

$$a(t) = \begin{cases} \alpha_{act} \ln(\beta_{act} u(t) + 1), & \text{si } 0 \leq u(t) \leq u_0 \\ mu(t) + c, & \text{si } u_0 \leq u(t) \leq 1 \end{cases} \quad (1.7)$$

avec les paramètres α_{act} , β_{act} , m et c des constantes numériques pour moduler la forme de la courbe.

En imposant la continuité de la fonction et de sa dérivée première sur tout l'espace des états d'activation, on peut relier ces paramètres à un facteur de forme A qui varie de 0 à 0.12. Ce facteur de forme exprime la distance entre la valeur de l'activation expérimentale pour l'état d'activation u_0 et sa valeur si la transformation $u(t) \rightarrow a(t)$ était linéaire. Sans rentrer dans les détails du calcul, il faut préciser qu'il n'y a pas de solution théorique pour α_{act} et qu'elle est plutôt calculée par méthodes itératives. Aussi, comme on n'a pas accès à des courbes expérimentales de la variation de l'activation musculaire en fonction de l'excitation pour les muscles de l'épaule afin de pouvoir définir le point u_0 , nous avons opté pour l'utilisation de l'équation (1.6) afin d'exprimer la transformation $u(t) \rightarrow a(t)$.

1.3.2.2.2 Dynamique de contraction

Le muscle activé est prêt à générer une tension musculaire. Des modèles physiologiques existent pour prédire cette tension (Huxley, 1958). Cependant, ces modèles sont complexes et numériquement coûteux. Ainsi, leur implémentation dans un modèle multi-corps rigides avec plusieurs muscles n'est pas cohérente avec l'objectif de ce dernier. Aussi, comme les unités motrices ne sont ni indépendantes, ni strictement en parallèle ou en série, utiliser la somme ou la moyenne des résultats d'un segment représentant une unité motrice à une ligne d'action donnerait des résultats faux (Demieville and Partridge, 1980). Une approche pour contourner ces obstacles est de passer par un modèle phénoménologique, c'est-à-dire basé sur les observations expérimentales de la réponse musculaire sans pour autant caractériser le détail des événements physiologiques sous-jacents. Les modèles de Hill sont des modèles qui permettent de représenter d'une manière macroscopique les relations force-longueur et force-vitesse qui régissent le fonctionnement du muscle.

Le modèle de Hill est défini par des composantes contractiles et élastiques (Figure 17). Plusieurs agencements (parallèle et/ou série) de ces composantes sont possibles. La composante contractile exprime la force générée par la contraction du muscle activé. Cette force dépend de la longueur du muscle et de sa vitesse de contraction. Les composantes

élastiques représentent les structures passives du muscle. Celles-ci incluent le tissu conjonctif, le tendon et la titine. Il est à noter que la relation entre le Ca^{2+} et la titine n'est pas exprimée.

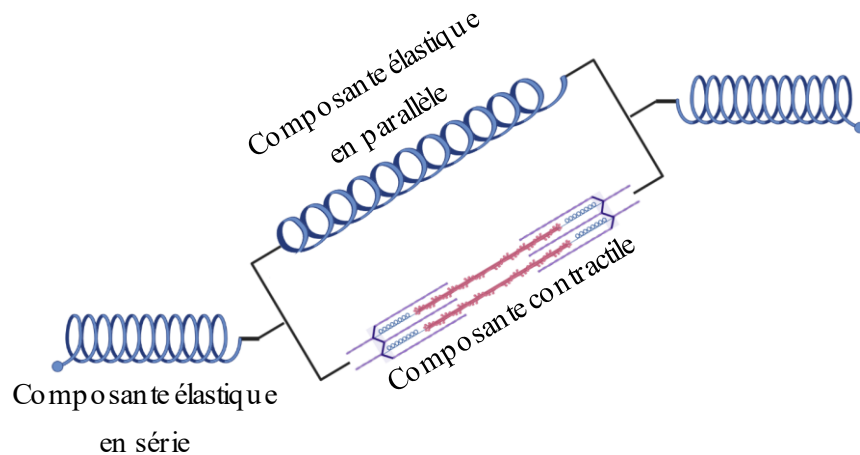


Figure 17 Modèle de Hill d'une unité muscle-tendon, avec des composantes élastiques en série pour représenter le tendon, et en parallèle pour le reste des structures passives.

La force de la composante contractile peut être écrite sous la forme suivante :

$$F_a^m(t) = f_v(\tilde{v}_m) \cdot f_a(\tilde{l}_m) \cdot a(t) \cdot F_0^m \quad (1.8)$$

avec f_v la relation force-vitesse, f_a la relation force-longueur active, F_0^m la force isométrique maximale du muscle, \tilde{v}_m la vitesse normalisée de contraction et \tilde{l}_m la longueur normalisée du muscle.

La relation force-longueur active exprime l'effet de la longueur sur la force générée par le sarcomère. En effet, de la même façon qu'il y a une longueur optimale du sarcomère, le muscle a aussi une longueur à laquelle il génère sa force isométrique maximale F_0^m . Il est à noter que les muscles ne produisent généralement pas de force active quand ils sont plus courts que 50 % ou plus longs que 150 % de leur longueur optimale (Zajac, 1989). La courbe force-longueur est extraite des données expérimentales. Afin de l'implémenter facilement pour plusieurs muscles, elle est généralement normalisée par la longueur optimale du muscle et sa force isométrique maximale. Ainsi, afin de modéliser tous les muscles de l'épaule, ces deux paramètres doivent être identifiés. La courbe force-longueur active varie avec l'activation du muscle. En effet, comme discuté précédemment, il existe une interaction entre le Ca^{2+} et la longueur du sarcomère, et subséquemment, entre le niveau d'activation et la longueur du muscle. Ce couplage peut être inclut dans le modèle en exprimant la longueur optimale du muscle l_{0a}^m comme fonction de l'activation et de la longueur optimale pour une

activation maximale l_0^m (Lloyd and Besier, 2003) par l'équation (1.9). À partir de données expérimentales, Lloyd et Besier (2003) ont trouvé que cette valeur était généralement autour de 0.15 (Figure 18).

$$l_{0a}^m = l_0^m(\lambda(1 - a(t)) + 1) \quad (1.9)$$

avec λ la pente de variation de la longueur optimal avec le niveau d'activation.

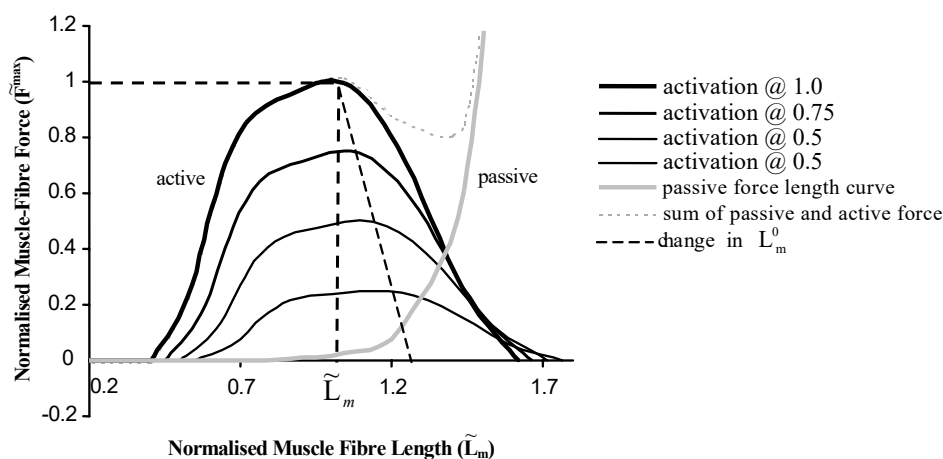


Figure 18. Relation force-longueur de la composante contractile à différents niveaux d'activation et de la composante élastique en parallèle (passive). La longueur optimale de la fibre varie en fonction du niveau d'activation : pour des activations sous-maximales, la longueur optimale du muscle est plus grande. Figure extraite de (Lloyd and Besier, 2003) avec la permission de l'éditeur.

Quand le muscle est étiré au-dessus de sa longueur optimale, les structures passives en parallèle s'opposent à cette déformation, ce qui est caractérisé par la relation force-longueur passive du muscle. Lorsque le muscle est raccourci, les forces passives sont généralement négligées. Ainsi, cette force peut s'exprimer comme fonction exponentielle de la longueur musculaire normalisée \tilde{l}^m (Buchanan et al., 2004) :

$$F_p^m(t) = \frac{e^{10(\tilde{l}^m-1)}}{e^5} F_0^m \quad (1.10)$$

Le muscle convertit l'énergie chimique en énergie mécanique. En s'intéressant à la thermodynamique de cette transformation, Hill (1938) a observé que la contraction d'un muscle était accompagnée d'une dissipation de chaleur. En mesurant la chaleur dissipée et la force de contraction concentrique du muscle, il a établi l'existence d'une relation force-vitesse du muscle de forme hyperbolique. Par la suite, des études in-vivo ont trouvé qu'en contraction excentrique, les muscles généraient des forces supérieures à la force isométrique

maximale (Alcazar et al., 2019). La variation de la force musculaire est due à la variation de la vitesse d'attachement et de détachement des ponts actine-myosine avec la vitesse de contraction (Piazzesi et al., 2007). De ce fait, une vitesse de raccourcissement plus faible induit des forces musculaires plus grandes pour des contractions concentriques. Tandis qu'en excentrique, un muscle qui se rallonge rapidement peut générer des forces plus importantes. Ces observations permettent de définir la relation force-vitesse des muscles squelettiques.

En additionnant les composantes des branches parallèles du modèle de Hill (Figure 17), on peut évaluer la force totale du muscle F^m . Cette force est égale à la force du tendon F^t en série, et pour un muscle avec un angle de pennation φ , elle peut s'exprimer comme :

$$F^m(t) = \left(F_a^m(t) + F_p^m(t) \right) \cos(\varphi(t)) = F^t(t) \quad (1.11)$$

Le tendon est un élément passif modélisé comme un ressort. Sa force varie donc en fonction de son allongement ϵ^t :

$$\epsilon^t = \frac{l^t(t) - l_s^t}{l_s^t} \quad (1.12)$$

avec l^t la longueur du tendon et l_s^t la longueur du tendon au repos.

La longueur du tendon au repos influence l'équilibre musculo-tendineux quand le tendon génère de la force, d'où l'importance de l'identifier pour chaque muscle. Si parfois le tendon est considéré comme rigide pour simplifier le calcul, cette simplification peut générer des erreurs sur les forces musculaires allant jusqu'à 20.9 % de la force isométrique maximale (Millard et al., 2013).

L'évaluation des forces musculaires dans un modèle multi-corps rigides s'appuie sur les équations 1.3, 1.6 et 1.11. Celles-ci dépendent fortement de plusieurs paramètres (Figure 19) qui doivent être choisis pour exprimer la variabilité intermusculaire et celle entre les individus. Plusieurs études ont essayé d'évaluer la sensibilité des forces prédites aux paramètres de la dynamique de contraction. Scovil et Ronsky (2006) ont étudié cette sensibilité pour le membre inférieur pendant la marche et la course. Ils ont conclu que la dynamique de contraction était sensible aux paramètres du tendon, à la force isométrique maximale, à la longueur optimale du muscle et à la forme de la courbe force-longueur. Cependant, elle n'était sensible ni à la force passive de la branche parallèle du modèle de Hill ni aux paramètres de la courbe force-vitesse. Redl et al. (2007) ont trouvé des résultats similaires pour la marche. À l'instar de Carbone et al. (2016), ils ont aussi déduit que le membre inférieur présentait des sensibilités spécifiques au muscle. Ackland et al. (2012) ont

aussi précisé que la sensibilité des muscles était reliée à leur amplitude de force, ainsi qu'à la portion de la courbe force-longueur sur laquelle ils opèrent. À la différence du membre inférieur, en flexion, les muscles de l'épaule et particulièrement ceux de la coiffe des rotateurs, étaient plus sensibles à leur longueur optimale et à la force isométrique maximale (Blache et al., 2019). Comme ces paramètres affectent la relation couple-angle articulaire (Hoy et al., 1990), c'est-à-dire l'angle auquel un muscle développe sa force maximale ; on peut s'attendre à ce qu'ils aient un effet sur l'équilibre scapulo-huméral. Tous ces résultats pointent vers l'importance de la personnalisation de ces paramètres pour l'étude du système musculo-squelettique de l'épaule, et ce particulièrement pour l'implémentation d'approches informées par données électromyographiques.

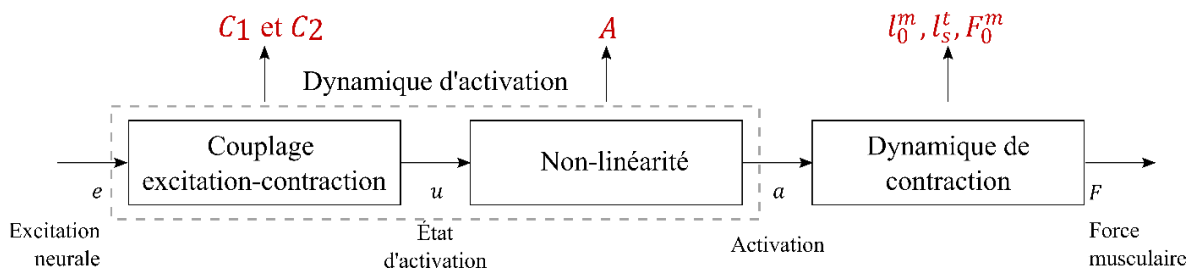


Figure 19. Paramètres nécessaires pour évaluer la force d'un muscle à partir de son excitation. Les paramètres pour chaque étape sont présentés en rouge.

1.3.2.3 Calibration des paramètres neuro-musculo-squelettiques

Un modèle générique neuro-musculo-squelettique contient des informations sur les forces isométriques maximales, les longueurs optimales du muscle et les longueurs du tendon non-chargé. Ces valeurs proviennent de mesures cadavériques ou d'imagerie médicale. Cependant, au meilleur des cas, elles représentent l'individu pour lequel le modèle a été créé. Une première étape pour les personnaliser est la mise à l'échelle anthropométrique : si le bras du sujet étudié est n -fois plus grand que le modèle générique, c'est que ses muscles et tendons le sont aussi. Cependant, cette mise à l'échelle n'est pas suffisante pour exprimer l'individualité du système musculaire. En effet, Charles et al. (2019) ont constaté que la force isométrique maximale et la longueur optimale de la fibre des muscles du membre inférieur ne variaient pas proportionnellement avec l'anthropométrie. D'où l'importance d'une étape de calibration numérique pour personnaliser les paramètres neuro-musculo-squelettiques.

Winby et al. (2008) ont optimisé la longueur optimale du muscle ainsi que la longueur du tendon déchargé afin de garder la même relation force-longueur sur le champ de mobilité du genou entre le modèle générique et celui mis à l'échelle. Cette méthode a été développée par la suite pour inclure plus de muscles et d'articulations du membre inférieur (Modenese et al., 2016). Afin de pouvoir également calibrer la force isométrique maximale, Garner et Pandy (2003) ont appliqué une optimisation à deux étapes, pour minimiser la différence entre

les valeurs simulées et expérimentales des couples articulaires en contraction maximale. La première phase consistait à estimer les activations musculaires. Tandis qu'à la deuxième phase, les paramètres musculo-squelettiques étaient optimisés pour garder un profil de force similaire à son homologue expérimental. Comme la solution de la première phase n'est pas unique, le résultat de la deuxième n'est pas fiable. Contournant la première phase de calibration, Lloyd et Besier (2003) ont développé une méthode d'optimisation *EMG-driven* : à partir des excitations musculaires expérimentales, les paramètres neuro-musculo-squelettiques étaient optimisés pour générer des couples articulaires similaires aux couples expérimentaux du mouvement étudié. Une approche similaire a été appliquée par Barrett et al. (2007), mais celle-ci minimisait l'erreur de suivi des angles articulaires. L'approche de Lloyd et Besier (2003) a été reprise dans plusieurs études, ce qui a permis d'évaluer l'effet de la forme de la fonction-objectif de l'optimisation. Notamment la calibration simultanée autour de plusieurs articulations a amélioré les prédictions pour les muscles poly-articulés (Sartori et al., 2012). Suivre les couples articulaires tout en minimisant l'amplitude maximale de la force de réaction tibio-fémorale a généré des forces de contact qui se rapprochaient des forces mesurées expérimentalement par implant instrumenté (Gerus et al., 2013). De meilleures estimations des forces de contact ont aussi été obtenues en contraignant la longueur normalisée du muscle dans l'espace [0.6, 1.2] (Manal and Buchanan, 2013).

Si l'approche de calibration présentée initialement par Lloyd et Besier (2003) semble prometteuse, il est à noter qu'elle était principalement implémentée pour le membre inférieur lors de tâches qui restent majoritairement dans un plan (marche, course, saut ...). Aussi, comme la stabilité du membre inférieur sollicite plus les structures passives, il n'est pas clair comment cette approche de calibration pourrait exprimer le rôle des muscles de l'épaule dans la stabilité gléno-humérale. Cela dit, réussir à calibrer le modèle, et à prédire les forces musculaires pour des tâches complexes de l'épaule, offrira de meilleures perspectives pour la compréhension de son fonctionnement, surtout en comparaison avec les approches d'optimisation statique sur modèle générique utilisées actuellement.

1.3.2.4 *Limites de la modélisation multi-corps rigides*

Dans les sous-sections précédentes, nous avons présenté les approches numériques mettant en jeu des modèles multi-corps rigides. Ces approches mettent en évidence la facilité d'implémentation de ce type de modèle. Ceci a permis de développer une large librairie de modèles préalablement validés. Cependant, cette facilité d'implémentation vient au prix de la simplification du corps humain et donc avec des limites.

L'une de ces limites est liée à la modélisation filaire du muscle. Cette approche ne permet pas de tenir compte de l'impact des forces transversales dans le muscle, ni des forces générées par les contacts entre les différentes structures (muscle-muscle ou muscle-os).

Aussi, malgré les objets de contournement ou les points de passage (via-points) utilisés pour améliorer les trajectoires des lignes d'action, il est difficile d'identifier des conditions de trajectoires numériquement stables (Aurbach et al., 2020), surtout pour des muscles relativement complexes ou pour de larges champs de mouvement. La seconde limite de ces modèles est due à la définition des paramètres inertiels. En effet, ces paramètres, supposés fixes, n'expriment ni la mobilité de la masse molle lors du mouvement ni l'hétérogénéité du segment, ce qui cause des erreurs dans les études dynamiques (Pai, 2010).

Aussi, si une large base de données des modèles multi-corps rigides existe, leurs mises à l'échelle pour respecter les paramètres anthropométriques des participants restent problématiques. Ceci est dû aux différences liées aux positions des zones d'insertion, aux objets de contournement, aux diverses formes géométriques du squelette, ainsi qu'aux différences de distribution des masses liées aux différentes pathologies (Klemm et al., 2019; Lewis et al., 2019; Winby et al., 2008). Toutes ces différences peuvent largement faire varier les résultats de l'analyse dynamique (Scheys et al., 2008).

Enfin, si les modèles multi-corps rigides permettent d'évaluer la force musculaire, ils ne permettent pas d'évaluer la distribution de contraintes dans le groupe muscle-tendon, surtout du fait que la modélisation du muscle suppose que la tension est constante sur toute sa longueur (Pandy, 1999). Nous avons mentionné précédemment que les usagers de fauteuil roulant développaient des lésions au niveau de l'insertion du tendon supra-épineux dans sa région articulaire ou interstitielle (Morrow et al., 2014). De telles observations ne peuvent pas trouver leurs explications dans les modèles multi-corps rigides.

Pour dépasser ces limites, l'utilisation de modèles tridimensionnels dans le contexte de la mécanique des milieux continus semble prometteuse. En effet, ceci permettrait d'exprimer la déformation volumique des muscles et donc la complexité de leurs lignes d'action ainsi que la variation de l'inertie des segments sur lesquels ils s'insèrent. L'étude du champ de contraintes et déformations permettraient d'évaluer les zones les plus sollicitées et donc les plus à risque de lésions. Plusieurs méthodes numériques sont possibles (ex., volumes finis, différences finies). La méthode des éléments-finis est relativement robuste et précise, ce qui la rend attrayante pour l'étude des tissus humains qui ont des lois de comportement complexes.

Conclusion : La modélisation basée sur les multi-corps rigides offre un outil relativement facile pour estimer les forces musculaires à partir de la cinématique de mouvement. Cependant, à cause de la redondance musculaire, il est difficile de prédire des forces physiologiques qui permettraient de comprendre le fonctionnement de l'épaule, et plus particulièrement la stabilité gléno-humérale. L'utilisation de méthodes d'optimisation statique, bien que solution possible, ne permet pas d'exprimer l'individualité des patrons d'activations musculaires, ni le rôle de la co-contraction dans

la stabilité gléno-humérale. Aussi, l'utilisation d'un modèle générique ne permet pas d'exprimer l'individualité des personnes étudiées, encore moins pour des usagers de fauteuil roulant manuel. Les méthodes informées par EMG semblent offrir une solution pour ces problèmes, encore faut-il les adapter pour l'étude de l'articulation gléno-humérale. Enfin, comme les modèles multi-corps rigides ne fournissent aucune information sur la distribution de contraintes dans le muscle, les modèles en éléments-finis semblent être un outil intéressant pour compléter l'étude de l'épaule et ses pathomécanismes.

1.3.3 Modélisation en éléments-finis

1.3.3.1 Modèle éléments-finis du complexe de l'épaule

La modélisation en éléments-finis est une approche pour résoudre les équations différentielles de la mécanique dans des milieux-continus. L'idée de base est de discrétiser le modèle mathématique (équations de la dynamique) sur des éléments finis de géométrie simple. L'assemblage des réponses des éléments-finis est supposé alors converger vers la solution du modèle mathématique entier. Dans le cas de l'étude de l'épaule, la résolution de ces équations devrait permettre de décrire les déformations et contraintes des tissus étudiés.

Le modèle éléments-finis est généralement créé à partir de données d'imagerie médicale (Büchler et al., 2002; Huijing et al., 2011; Webb et al., 2014). Ceci a l'avantage de construire un modèle personnalisé au participant (Blemker, 2017). Classiquement, l'imagerie par tomodensitométrie et par résonance magnétique est utilisée pour respectivement obtenir la géométrie osseuse et musculaire. Comme le participant est généralement allongé pour ces acquisitions, la position de la scapula est modifiée ainsi que la forme des muscles (Matsumura et al., 2020). Les géométries sont ensuite discrétisées en tétraèdres, pentaèdres ou hexaèdres. Pour des volumes à discrétiser complexes, un maillage avec tétraèdres sera le plus facile à implémenter (Blemker, 2017). L'étape suivante est de définir les lois de comportements des différents milieux. À l'instar de toute simulation, les décisions de modélisation prises respectent un compromis entre le temps de calcul et le besoin de complexité du modèle. Comme nous nous intéressons aux muscles et tendons et que la déformation des os reste petite à l'échelle des amplitudes des mouvements articulaires, il est judicieux de modéliser les os comme des solides rigides. Comme mentionné précédemment (section 1.3.1), les muscles sont des tissus quasi-incompressibles, hyper-élastiques, transversalement isotropes, avec une structure contractile (Blemker, 2017; Blemker et al., 2005; Ganghoffer, 2018; Webb et al., 2014; Zheng et al., 2020). Les lois de comportement choisies pour modéliser le muscle doivent pouvoir représenter ces caractéristiques. Les conditions aux limites (cinématique, forces externes ...) sont ensuite imposées. Commander à la fois la cinématique et les forces musculaires semble augmenter

la probabilité de convergence, particulièrement pour des modèles avec une géométrie plus simple (Bolcos et al., 2018). En imposant des lois de comportement et des conditions aux limites à la géométrie discrétisée, des équations différentielles de formes matricielles sont construites, avec les vecteurs déplacements, vitesses et accélérations nodales comme inconnus. Pour résoudre ce système, deux approches sont possibles : implicite ou explicite (Tableau V). Selon la première, les déplacements à l'instant $t+1$ (d_{t+1}) dépendent des vitesses (v_{t+1}) et accélérations (a_{t+1}) au même instant, ainsi qu'aux déplacements et vitesses à l'instant précédent : $d_{t+1} = f(v_{t+1}, a_{t+1}, d_t, v_t \dots)$. Pour calculer d_{t+1} , une approche numérique itérative cherche à résoudre l'équilibre à cet instant. De ce fait, cette méthode est inconditionnellement stable (Belytschko and Schoeberle, 1975). Aussi, la précision de la solution dépendra du plafond maximal des résidus numériques spécifiés par l'utilisateur. Cependant, pour des problèmes non-linéaires, les méthodes numériques demanderont un nombre important d'itérations, sans nécessairement pouvoir converger vers une solution (Naghbi Beidokhti et al., 2016). Comme les grandes déformations et les contraintes de contacts génèrent toutes des non-linéarités, cette approche n'est pas appropriée pour l'étude des muscles en déformation (Sabourin, 2000).

La méthode explicite, quant à elle, relie les déplacements nodaux à l'instant $t+1$ (d_{t+1}) aux variables des instants précédents : $d_{t+1} = f(d_t, v_t, a_t, d_{t-1} \dots)$. Le système peut être résolu de manière explicite par des intégrations numériques. On ne cherche pas à résoudre les équations d'équilibre à chaque pas de temps, car on fait l'hypothèse que celui-ci est respecté, et donc que l'accélération reste constante entre deux pas de temps successifs. Pour que cette hypothèse soit respectée, le pas de temps doit être suffisamment petit. La méthode est donc conditionnellement stable.

Tableau V Résumé de comparaison entre les approches explicites et implicites pour la résolution des problèmes en éléments-finis.

	Méthode explicite	Méthode implicite
Méthode	<ul style="list-style-type: none"> - L'accélération est supposée constante sur un pas de temps. - La nouvelle géométrie dépend de variables connues : $x_{t+1} = f(x_t) \rightarrow$ extrapolation. - La somme des forces externes et internes à chaque nœud permet de calculer l'accélération nodale qui sera intégrée dans le temps pour passer au pas de temps suivant 	<ul style="list-style-type: none"> - L'accélération varie de manière linéaire sur le pas de temps - La nouvelle géométrie dépend de variables en relation avec elle : $f(x_{t+1}, x_t) = 0 \rightarrow$ Solution numérique - La matrice de raideur global est inversée, puis appliquée aux forces nodales pour obtenir le nouveau déplacement
Avantages	<ul style="list-style-type: none"> - Numériquement rapide - Robuste pour des modèles non-linéaires 	<ul style="list-style-type: none"> - Inconditionnellement stable - Relativement rapide pour de longue simulation
Limites	<ul style="list-style-type: none"> - Conditionnellement stable - Longue pour des analyses étendues dans le temps 	<ul style="list-style-type: none"> - Numériquement lourde - Problème de convergence pour des modèles non-linéaires
Applications	<ul style="list-style-type: none"> - Problèmes non-linéaires - Dynamique rapide - Crash et pénétration - Explosions 	<ul style="list-style-type: none"> - Analyse statique ou quasi-statique - Analyse vibratoire - Test de précharge

Les méthodes par éléments-finis sont de plus en plus utilisées pour les simulations impliquant des structures biologiques. Cependant, peu de modèles existent pour le complexe de l'épaule. Dans leur revue, Zheng et al. (2017) ont conclu que les études de l'épaule visaient souvent des applications cliniques telles que les déchirures de la coiffe, leurs méthodes de réparation, l'arthroplastie, ou la stabilité gléno-humérale. Les études se limitaient souvent à la structure d'intérêt (Tableau VI) sans pour autant justifier cette réduction par des lois de comportement plus complexes. Cependant, il est à noter que pour des modèles plus petits, le choix des conditions limites devient plus critique. Aussi, si des études ont inclus le cartilage (Büchler et al., 2002; Terrier et al., 2007), la géométrie de celui-ci reste mal définie. En effet, comme il est difficilement segmentable sur les images médicales, il est défini par des hypothèses sur son épaisseur moyenne, ou comme étant l'espace entre l'humérus et la scapula. Les lois de comportement des muscles et tendons semblent aussi être l'objet d'une grande divergence entre ces modèles (Péan et al., 2019; Wakabayashi et al., 2003; Zheng et al., 2020). Étant donné la structure du muscle, sa modélisation comme un matériau isotrope élastique ne semble pas appropriée (Blemker et al., 2005). Des études plus récentes ont modélisé l'anisotropie et l'hyper-élasticité du muscle (Adams et al., 2007; Quental et al., 2016b). Cependant, la composante active du muscle est rarement incluse dans les modèles (Webb et al., 2014). Zheng et al. (2020) ont appliqué les forces musculaires au niveau des insertions musculaires sur l'os, mais ceci ne permet pas d'évaluer l'effet des contacts entre les muscles quand ceux-ci changent de forme avec la contraction, ni d'évaluer l'interaction entre les forces transversales des muscles et leurs forces longitudinales (Siebert et al., 2014). Aussi, il est intéressant d'observer que la plupart des études se limitent à des rotations simples de l'humérus (abduction, flexion...). Dans leur revue de littérature des modèles éléments-finis de l'épaule, Zheng et al. (2017) ont conclu que l'intégration des forces musculaires et/ou de la cinématique osseuse dans les modèles en éléments-finis avec muscles tridimensionnels actifs était une solution prometteuse pour obtenir des modèles plus complets avec des conditions de chargement plus physiologiques. Ils ont aussi soulevé un besoin pour des modèles capable de simuler le fonctionnement de l'épaule lors des activités de la vie quotidienne.

Tableau VI Modèles par éléments-finis pour l'étude du mouvement du complexe de l'épaule. Tableau inspiré en partie de la revue de Zheng et al. (2017)

Référence	Structures dans le modèle	Propriétés des os	Propriétés des tissus mous	Conditions aux limites	Simulation
Adams et al. (2007)	Scapula, humerus, tendons de la coiffe	Rigide	Linéaire élastique orthotrope	Scapula fixe	Rotation interne externe
Büchler et al. (2002)	Scapula et humérus Cartilage Deltoïde, infra-épineux, supra-épineux et subscapulaire	Rigide et linéaire élastique	Neo-hookéen hyper-élastique incompressible	Scapula fixée par des ressorts sur la colonne Élévation et plan d'élévation fixes pour l'humérus	Rotation interne/externe de l'humérus
Hoffmann et al. (2020)	Humérus, scapula et clavicule ; Muscles et tendons de la coiffe et du deltoïde	Rigide	Hyper-élastique, incompressible et isotrope	Clavicule et scapula fixes	Abduction, flexion et rotation axiale de l'humérus
Inoue et al. (2013)	Scapula et humérus Tendon et muscles du deltoïde et de la coiffe.	Élastique isotrope	Non-linéaire élastique	Scapula fixe	Chargements issus de la littérature à 0°, 45° et 90° degrés d'abduction.
Mantovani et al (2016)	Humérus et tendon supra-épineux	Élastique isotrope	Élastique isotrope	Humérus fixe	Chargement du tendon en tension
Péan et al. (2019)	Clavicule, scapula et humérus; 14 muscles de l'épaule	Rigide	Anisotrope hyper-élastique avec composante active		Abduction humérale et rotation interne externe avec activation constante de 20%.
Quental et al. (2016b)	Humérus et tendon du supra-épineux	Rigide	Hyper-élastique et transversalement isotrope	Humérus fixe	Application de différents niveaux de forces
Seki et al. (2008)	Tête humérale et tendon supra-épineux	Élastique isotrope	Élastique isotrope	Tête humérale fixe	Force de traction sur la zone d'insertion du tendon sur le muscle.
Terrier et al. (2007)	Scapula et humérus Cartilage Deltoïde et coiffe des rotateurs	Rigide	Néo-hookéen hyper-élastique incompressible En partie, modélisés comme des ressorts	Forces musculaires extraites de la littérature	Scaption avec rythme scapulo-huméral

Référence	Structures dans le modèle	Propriétés des os	Propriétés des tissus mous	Conditions aux limites	Simulation
Wakabayashi et al. (2003)	Tête humérale et tendon supra-épineux	Élastique isotrope	Élastique isotrope	Tête humérale fixe	Force de traction sur la zone d'insertion du tendon sur le muscle.
Webb et al. (2014)	Scapula, humérus et clavicule ; Muscles et tendon du deltoïde et de la coiffe	Rigide	Quasi-incompressible, hyper-élastique, transversalement isotrope avec un modèle d'activation force-longueur		Abduction thoraco-humérale et rotation axiale de l'humérus
Zheng et al. (2020)	Humérus, scapula et clavicule ; Muscle de la coiffe et ligaments	Rigide	Muscles élastiques linéaires	Clavicule et scapula fixes	Forces appliquées aux insertions du deltoïde et dans la ligne d'action des muscles de la coiffe pour quatre angles d'abduction.

1.3.3.2 *La modélisation du comportement musculaire*

Afin de représenter au mieux le muscle, la loi de comportement devra pouvoir tenir compte de la matrice passive (tissu conjonctif) ainsi que de la composante passive et active de la fibre. Si des modèles complexes s'intéressant à des phénomènes physiologiques précis des tissus mous existent (Kuravi et al., 2021; Röhrle et al., 2019; Teklemariam et al., 2019), ils ne sont pas le meilleur choix pour notre étude qui cherche à modéliser l'articulation gléno-humérale, et non juste un échantillon de tissu. Aussi, comme notre implémentation d'un modèle éléments-finis de l'épaule n'est pas le cœur de cette thèse, mais un volet parmi d'autres pour répondre à notre problématique, notre objectif n'était pas de créer une nouvelle loi matériau, mais plutôt de partir des lois existantes pour simuler au mieux les distributions de contraintes dans les muscles de la coiffe des rotateurs lors de la propulsion en fauteuil roulant. Plusieurs lois de comportement du muscle peuvent être recensées dans la littérature (Tableau VII). Les lois qui nous semblent les plus exhaustives séparent la fonction d'énergie de déformation en trois composantes : une passive associée à la matrice, une passive associée à la fibre et une active reliée à la composante contractile de la fibre. Cette séparation est faite de manière continue (Li et al., 2021; Walker et al., 2005) ou discrète au moyen d'éléments poutres ou ressorts (Mo et al., 2018; Stelletta et al., 2017a). L'approche discrète nécessite l'utilisation d'éléments hexaédriques avec des longueurs d'arêtes similaires. Or, il est relativement difficile de mailler les muscles de la coiffe avec ce type d'éléments sans excessivement diminuer la taille des hexaèdres et donc augmenter le temps de calcul. De ce fait, nous opterons pour l'implémentation de loi de type continu.

Tableau VII Modélisation du muscle dans les modèles éléments-finis

Référence	Étude	Comportement passif	Comportement actif
Blemker et al. (2005)	Étudier la non-uniformité du biceps brachial	Matrice hyper-élastique transversalement isotrope incompressible	Fibre en fonction de l'activation, la longueur et la vitesse de contraction
Chi et al. (2010)	Modèle simplifié du muscle avec tendon et fascia	Matrice hyper-élastique transversalement isotrope, quasi-incompressible	Courbe force-longueur
Gras (2011)	Caractérisation du sterno-cléido-mastoidien	Matrice hyper-élastique isotrope (Ogden d'ordre 1)	Aucun
Li et al. (2021)	Muscle moyen glutéal en abduction, rotation interne et externe de la hanche	Matrice hyper-élastique isotrope incompressible (Mooney-Rivlin à 2 paramètres) ; Fibre passive sous forme de fonction par morceaux.	Composante additionnelle à la matrice de contrainte
Mo et al. (2018)	Développement d'un modèle du membre inférieur	Matrice hyper-élastique isotrope incompressible (Ogden d'ordre 1)	Ressorts 1D suivant la loi de la composante active du modèle de Hill
Ortega et al. (2021)	Muscle de la coiffe pour valider un modèle de la coiffe	Hyper-élastique isotrope, incompressible	Aucun
Röhrle et al. (2017)	Triceps et biceps brachial lors d'une flexion du coude	Matrice hyper-élastique isotrope (Mooney-Rivlin à 2 paramètres) ; Fibre passive sous forme polynomial	Courbe force-longueur adaptée du modèle de Hatze (1977)
Stelletta et al. (2017a)	Modélisation de la cuisse	Matrice hyper-élastique isotrope incompressible (Mooney-Rivlin à deux paramètres)	Poutre à activation thermomécanique
Péan et al. (2019)	Modélisation de l'épaule	Matrice hyper-élastique isotrope incompressible (Mooney-Rivlin à cinq paramètres)	Même modèle que Blemker et al. (2005)
Walker et al. (2005)	Modélisation du ventricule	Matrice anisotrope hyperélastique	En fonction de la concentration du calcium, de la longueur de la fibre et du temps dans le cycle de contraction cardiaque
Zheng et al. (2020)	Muscle de la coiffe en abduction	Élastique isotrope	Aucun

1.3.3.2.1 Comportement passif

Les modèles hyper-élastiques utilisés dans la littérature pour modéliser le comportement passif pour des matériaux incompressibles sont :

Mooney-Rivlin (Mooney, 1940; Rivlin and Rideal, 1948): sa fonction de densité d'énergie de déformation W généralisée s'écrit comme suit :

$$W = c_{10}(I_1 - 3) + c_{01}(I_2 - 2) + c_{20}(I_1 - 3)^2 + c_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + c_{02}(I_2 - 3)^2 \quad (1.13)$$

avec I_1 et I_2 le premier et deuxième invariant du tenseur de déformation de Cauchy-Green, et $c_{10}, c_{01}, c_{20}, c_{11}, c_{02}$ les paramètres de cette loi. La majorité des études ont implémenté un modèle à deux paramètres c_{10} et c_{01} uniquement. Cependant, ce modèle n'a pas de point d'inflexion (Figure 20). Du comportement passif du muscle, nous pensons qu'un modèle à cinq paramètres est plus adapté.

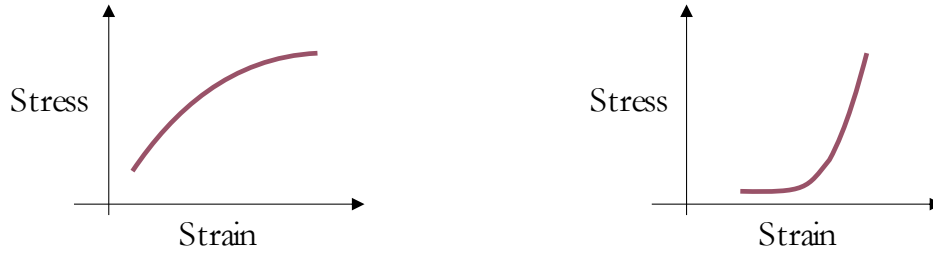


Figure 20 Formes des courbes déformations-contraintes pour un modèle Mooney-Rivlin à 3 paramètres (à gauche) et 5 paramètres (à droite).

- Ogden : son équation de densité d'énergie de déformation est :

$$W = \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^n \frac{\mu_j}{\alpha_j} (\lambda_i^{\alpha_j} - 1) \quad (1.14)$$

avec μ_j et α_j les paramètres du modèle et λ_i les déformations principales. Pour $\alpha_j < 2$, le matériau devient plus mou avec la déformation, tandis qu'il devient plus raide si $\alpha_j > 2$ (Yeoh, 1989). Comme le muscle se rigidifie lorsqu'il est étiré, α_j est alors supérieur à deux.

Yeoh (1989) : Il dépend uniquement du premier invariant :

$$W = \sum_{i=1}^3 C_i (I_1 - 1)^i \quad (1.15)$$

avec C_i ses paramètres.

Holzappel-Ogden (2000) :

$$W = \frac{k_1}{2k_2} (e^{k_2(I_1-3)} - 1) \quad (1.16)$$

avec $k_1 > 0$ et k_2 les paramètres du modèle. Celui-ci est particulièrement utilisé pour modéliser le comportement passif de la fibre, en remplaçant $I_1 - 3$ par le carré de l'élongation de la fibre.

À partir d'essais cadavériques, les paramètres de ces lois peuvent être identifiés par optimisation et la loi qui offre la meilleure interpolation peut être choisie. Cependant, pratiquement, les essais cadavériques sont difficiles à normaliser. En effet, la taille de l'échantillon ainsi que sa fixation sur le banc d'essai peuvent générer de grandes variations dans les courbes expérimentales (Ward et al., 2020). Comme la plupart des tests cadavériques utilisent des spécimens de sujets âgés, ils ne sont pas représentatifs des populations plus jeunes. Aussi, les paramètres passifs varient entre les différents muscles (Prado et al., 2005; Ward et al., 2009), avec la pathologie (Abrams et al., 2000; Diong et al., 2012; Fridén and Lieber, 2003; Lieber et al., 2003) et s'adaptent aux sollicitations imposées à ces derniers (Brown et al., 1996). Enfin, des mesures sur échantillons cadavériques ne pourront jamais offrir des résultats aussi fidèles que ceux issus d'échantillons vivants, même si ces derniers sont rares (Persad et al., 2021).

1.3.3.2.2 *Comportement actif*

Dans les modèles continus, deux approches de modélisation du comportement continu peuvent être observées dans la littérature : la première est basée sur le comportement phénoménologique du muscle (Blemker et al., 2005; Webb et al., 2014) tandis que la deuxième est basée sur la concentration du calcium (Walker et al., 2005; Y. Zhang et al., 2020). Cette dernière a été implémentée principalement dans l'étude du muscle cardiaque et non le muscle squelettique. Elle a l'avantage d'exprimer la physiologie du couplage excitation-contraction, ainsi que l'interaction entre la longueur de la fibre, la concentration de Ca^{2+} et le niveau d'activation. Comme le muscle cardiaque a le même processus de contraction que le muscle squelettique, ce modèle semble être une alternative intéressante pour modéliser la contraction du muscle squelettique dans un modèle éléments-finis.

Le modèle proposé par Guccione et al. (1993) exprime une version modifiée de l'équation de Hill. Il est à noter que cette fonction n'est pas reliée au modèle de Hill présenté précédemment (section 1.3.2.2.2). Cette équation reflète l'équilibre chimique des liaisons

établies entre un ligand et un récepteur en fonction de la concentration du premier. Dans le cas de la contraction musculaire, le ligand est le Ca^{2+} et le récepteur est la troponine-C.

$$\tau = c \frac{[\text{Ca}^{2+}]^n}{[\text{Ca}^{2+}]^n + [\text{Ca}_{50}^{2+}]^n} \tau_{max} \quad (1.17)$$

avec τ la contrainte active de la fibre, c une fonction interne, $[\text{Ca}^{2+}]$ la concentration de Ca^{2+} dans le sarcolemme, $[\text{Ca}_{50}^{2+}]$ la concentration de Ca^{2+} quand $\tau = \tau_{max}/2$, généralement appelée la sensibilité au calcium ; n le coefficient de Hill et τ_{max} la contrainte isométrique maximale.

Afin de tenir compte de l'évolution de la forme de la courbe d'activation en fonction de la longueur initiale et optimale du sarcomère, la sensibilité au calcium est définie comme :

$$[\text{Ca}_{50}^{2+}](\lambda(t)) = \frac{[\text{Ca}_{max}^{2+}]}{[e^{b(\lambda L - l_0)} - 1]^{\frac{1}{2}}} \quad (1.18)$$

avec λ l'allongement de la fibre, b un coefficient de forme, L la longueur optimale du sarcomère et l_0 sa longueur minimale sur le bras ascendant de la courbe force-longueur, et $[\text{Ca}_{max}^{2+}]$ la concentration maximale de Ca^{2+} dans le sarcolemme.

Comme l'excitation musculaire et la concentration de Ca^{2+} sont intrinsèquement liées, nous faisons l'hypothèse que la loi Eq. (1.17) pourrait s'implémenter pour exprimer la transformation de l'excitation musculaire en tension active de la fibre. En développant une compréhension de la signification physiologique de chacun des paramètres de cette loi, l'objectif serait de choisir leurs valeurs pour utiliser l'excitation musculaire comme paramètre d'entrée plutôt que la concentration de Ca^{2+} . Cette hypothèse est corroborée par l'implémentation avec succès du modèle de Hatze (1977) dans la définition de la courbe force-longueur utilisée dans le modèle d'activation de muscle squelettique de Röhrle et al. (2017), ainsi que par la conclusion de Rockenfeller et Günther (2017) indiquant que le modèle purement numérique de Hatze (1977) est équivalent à l'équation physiologique de Hill (Rockenfeller and Günther, 2017).

Le coefficient b exprime la variation des vitesses d'attachement (c_{asso}) et de détachement (c_{disso}) du Ca^{2+} à la troponine-C en fonction de la longueur du sarcomère. En effet, l'affinité de celle-ci pour le Ca^{2+} augmente exponentiellement avec la longueur du sarcomère selon le facteur b (Guccione and McCulloch, 1993):

$$c_{asso} = \frac{e^{b(l-l_0)} - 1}{[Ca_{max}^{2+}]} c_{disso} \quad (1.19)$$

Comme le $[Ca_{max}^{2+}]$ modifie la sensibilité au calcium, il modifie le facteur de non-linéarité entre la concentration de Ca^{2+} et la tension de la fibre. Mais comme il apparait aussi dans l'Eq. (1.19), c'est qu'il modifie cette non-linéarité en corrélation avec le coefficient b . Une revue de Rockenfeller et Günther (2017) a conclu que la valeur de $[Ca_{max}^{2+}]$ pour le muscle n'est probablement pas fixe, mais plutôt un paramètre libre contraint entre $10 - 16 \mu\text{mol}/l$.

Le facteur n exprime le nombre de sites de liaisons possibles entre le ligand et le récepteur lors de l'équilibre thermodynamique de la réaction. Comme la troponine-C a quatre zones de liaison avec le Ca^{2+} (Ohtsuki et al., 2021), on s'attendrait à ce que $n = 4$. Cependant, comme la contraction musculaire est associée aux cycles répétés de création de ponts actine-myosine, un état d'équilibre n'est jamais atteint. La contraction musculaire a lieu plutôt avec des réactions non-équilibrées mais avec une vitesse constante (Shiner and Solaro, 1984). Donc, n exprimera plutôt l'affinité du Ca^{2+} à se lier à la troponine-C pour une longueur donnée du sarcomère. En effet, Hunter et al. (1998) ont proposé un facteur n variable en fonction de l'allongement du sarcomère pour le muscle cardiaque. Cependant, comme le muscle cardiaque est plus sensible à la cinétique du couplage entre l'excitation et la contraction que le muscle squelettique et comme le coefficient b exprime en partie la variation de l'affinité entre la troponine-C et le Ca^{2+} en fonction de la longueur du sarcomère, on peut choisir un facteur n dans l'ordre de grandeur des valeurs expérimentales de la littérature et l'optimiser pour atteindre dans l'espace de déformations possibles du sarcomère des sensibilités au calcium et donc des temps d'activations qui sont cohérents avec le délai électromécanique entre l'excitation et la force, présenté précédemment (sous-section 1.3.2.2.1).

Deux formulations possibles pour la fonction interne c existent dans la littérature, et sont implémentées dans le solveur de calcul explicite LS-Dyna (Livermore Software Technology Corporation, Livermore, CA, United States) que nous comptons utiliser pour nos simulations éléments-finis. La première exprime les étapes de la contraction cardiaque dans un espace de temps limité à la durée de celle-ci (Guccione et al., 1993). Cette formulation n'est pas compatible avec la modélisation du muscle squelettique lors de tâches variables. La deuxième formulation, présentée par Hunter et al. (1998), exprime c comme fonction affine de l'allongement du sarcomère :

$$c = 1 + \eta L(\lambda - 1) \quad (1.20)$$

avec η un paramètre du matériau. Hunter et al. (1998) ont rajouté ce paramètre pour exprimer que la tension de la fibre augmentait linéairement avec l'allongement pour une concentration maximale de Ca^{2+} . Cependant, comme ils se sont limités dans leur étude à $\lambda \in [0.75, 1.05]$, nous pensons que ce qu'ils ont vraiment observé était la force classique de la sigmoïde d'activation, qui peut s'apparenter à une droite sur des espaces restreints de variation de λ . En analysant l'Eq. (1.20), il est clair que cette formulation de la fonction interne diminue la tension active de la fibre en compression ($\lambda < 1$) et l'augmente quand elle est allongée ($\lambda > 1$), donc le paramètre η change la forme de la courbe force-longueur. En première approche, nous n'utiliserons donc pas ce facteur de forme ($\eta = 0$).

L'imbrication des différentes lois présentées dans les sections 1.3.3.2.1 et 1.3.3.2.2 est possible dans la loi de comportement 295 proposée par le solveur explicite LS-Dyna (Livermore Software Technology Corporation, Livermore, CA, United States). L'utilisation de cette loi nous permettra d'éviter le développement numérique d'une loi fait-maison qui nécessiterait des validations numériques avant d'être implémentée. En identifiant l'influence des différents paramètres de ce modèle d'activation sur la relation entre la concentration de Ca^{2+} et la tension active du muscle, nous pensons pouvoir l'adapter pour prédire la tension à partir de l'excitation musculaire. Si notre implémentation est réussie, ceci pourrait permettre de simuler des pathologies qui touchent la dynamique de la contraction musculaire, ce qui permettrait de comprendre leur influence sur la distribution de contraintes au sein du muscle. Cela dit, même avec cette implémentation de l'activation musculaire, les résultats du modèle seront soumis aux limites inhérentes à la modélisation en éléments-finis.

1.3.3.3 Limites de la modélisation éléments-finis

Les limites des modèles éléments-finis sont principalement liées à la définition du problème ainsi qu'au caractère numérique de la résolution. Contrairement aux modèles multi-corps rigides, le segment n'est pas supposé être à l'équilibre entre deux articulations, mais son équilibre est dépendant des conditions aux limites définies. La définition de ces conditions peut largement influencer les résultats (Speirs et al., 2007). Aussi, des choix judicieux doivent être réalisés et justifiés pour assurer un compromis entre les demandes numériques et l'objectif de l'étude, à savoir, la discrétisation et le type d'éléments du maillage, la complexité des lois de comportement ainsi que le nombre de « segments » inclus dans le modèle. En termes de résolution numérique, surtout pour l'étude des grands déplacements non-linéaires, les grandes limites de la résolution sont les problèmes de convergence, à savoir la conservation d'énergie, la détection appropriée des contacts et la conservation des volumes. En effet, l'apparition de volumes négatifs dus à la grande distorsion des éléments, ou de déformations non physiologiques dues à l'incompressibilité

des matériaux sont des problèmes numériques communs, qu'il est généralement difficile de gérer sans augmenter le temps de calcul. Enfin, pour gérer ce temps, les éléments inclus dans le modèle sont souvent restreints à la structure faisant l'objet de l'étude (Wakabayashi et al., 2003; Yeh et al., 2017), ce qui ne facilite ni la définition du problème (équilibre restreint) ni la validation des résultats.

***Conclusion** : La modélisation par éléments-finis permet d'étudier la distribution des contraintes et déformations au sein des tissus mous, tout en tenant compte des interactions entre les diverses structures. L'implémentation de ce type de modèle permettra d'évaluer les zones les plus à risque de lésions au niveau de la coiffe des rotateurs. Afin de pouvoir générer des simulations le plus fidèles à la réalité, il est important d'inclure la cinématique osseuse ainsi que l'excitation musculaire des différents muscles dans le modèle. À cet effet, une loi, qui formule d'une manière synthétique les processus physiologiques de la contraction musculaire, offre une alternative intéressante aux lois phénoménologiques. Enfin, comme la cinématique osseuse est plus facilement accessible par un modèle multi-corps rigides, l'implémentation d'un modèle hybride qui associe ce type de modèle au modèle éléments-finis permettra une analyse plus exhaustive du geste de propulsion et de son impact sur la coiffe des rotateurs.*

1.3.4 Modélisation hybride

1.3.4.1 Types de modèles hybrides

L'objectif de l'implémentation d'un modèle hybride est d'utiliser la complémentarité entre les modèles multi-corps rigides et éléments-finis pour contrer les limites de chacun. Une première approche de modélisation hybride repose sur l'implémentation des modèles en série ; c'est l'approche séquentielle (Tableau VIII). Les forces musculaires et les forces de réactions aux articulations sont prédites par optimisation dans un modèle multi-corps rigides. Ces forces ainsi que la cinématique articulaire sont injectées dans le modèle éléments-finis qui contient un élément (articulation ou tissu) déformable modélisé avec une grande fidélité. Cette approche est critiquée pour les incompatibilités d'ordre cinématique et dynamique qu'elle génère entre les deux modèles. En effet, la définition d'un modèle éléments-finis compatible avec le modèle multi-corps rigides, avec contraintes géométriques et équilibre mécanique similaires, reste relativement problématique. Plusieurs de ces modèles séquentiels se sont intéressés au genou (Kim et al., 2009; Navacchia et al., 2016). Ils commencent avec un modèle du membre inférieur incluant un genou avec un seul degré de liberté. Les forces sont alors prédites avec une jacobienne des longueurs qui dépend uniquement de la flexion du genou. Ensuite, ces forces sont appliquées dans le modèle éléments-finis, où le genou est modélisé cette fois avec six degrés de liberté. Les bras de levier dépendent donc des six coordonnées et pas seulement de la flexion. Il existe donc nécessairement des incompatibilités énergétiques entre les deux modèles. Une autre critique

des modèles séquentiels est leur hypothèse implicite de la dissociation entre la force musculaire et la cinématique articulaire. Cette dissociation, certes non physiologique, vient du besoin de simplifier le passage entre deux échelles différentes de modélisation.

Pour remédier à ces limites, des approches concourantes sont apparues. L'estimation des forces musculaires se fait avec un modèle multi-corps rigides incluant une structure déformable, qui fait l'objet de l'étude. L'un des premiers modèles avec approche concourante est celui de Halloran et al. (2010). Ils ont modélisé, dans le plan, les tissus mous (non-séparés) du pied lors de la marche et ont prédit la contrainte imposée sur ceux-ci par dynamique directe. Les simulations duraient entre 10 et 14 jours, mais ont permis de conclure que la modification du contrôle neuro-musculaire pouvait diminuer les contraintes sur la plante des pieds lors de la marche. Il est à noter que l'implémentation des modèles concourants s'est limitée majoritairement à la discrétisation de quelques tissus passifs (Hume et al., 2019; Navacchia et al., 2019) ou du système ostéo-articulaire (Favre et al., 2012). Le peu de modèles, qui se sont intéressés à la représentation tridimensionnelle des muscles, se sont basés sur des approches par optimisation statique pour exprimer les forces musculaires (Péan et al., 2019). Ces modèles ne passent par aucune étape de calibration des paramètres musculo-squelettiques. Aussi, il est à noter que ces études présentent peu d'informations, voire aucune, sur leurs critères de convergence, ou sur les couples résiduels pour chaque articulation en fin de simulation. Enfin, la plupart de ces modèles ont été simulés par des algorithmes implicites quasi-statiques. Ceci est probablement relié à la difficulté d'assurer la convergence cinématique du modèle entier, simultanément avec la convergence numérique et la conservation d'énergie pour les composants déformables.

Même si les modèles hybrides sont très attrayants, ils restent rarement utilisés. Ceci est dû en partie à leur difficulté d'implémentation, mais surtout à la difficulté de valider leurs résultats. En effet, la validation est généralement une étape problématique dans la modélisation des systèmes biologiques, quelle que soit la méthode choisie.

Tableau VIII Quelques modèles hybrides de la littérature par approche séquentielle ou concurrente

Référence	Type	Objectif	Articulation	Structure discrétisée	Notes
Volk et al. (2021)	-	Preuve de concept d'intégration du motoneurone dans un modèle EF	Cheville	Squelette	Les muscles étaient modélisés comme des lignes d'action.
Esrafilian et al. (2021)	C	Développer un modèle hybride du genou à 12 degrés de libertés avec cartilage poro-élastique	Genou	Cartilage	Les muscles étaient modélisés comme des lignes d'action.
Hume et al. (2019)	C	Évaluer la mécanique d'un genou sain	Genou	Tendon rotulien et ceux des quadriceps	Les muscles étaient modélisés comme des lignes d'action.
Navacchia et al. (2019)	C	Implémentation d'un régulateur PID pour le suivi de la marche et de la levée de chaise.	Genou	Tendon rotulien et ceux des quadriceps	Les muscles étaient modélisés comme des lignes d'action.
Péan et al. (2019)	C	Développement d'un modèle de l'épaule	Sterno-claviculaire, acromio-claviculaire et gléno-humérale	Muscles	Un algorithme basé sur l'optimisation statique a été utilisé pour évaluer les forces musculaires.
Shu et al. (2018)	C	Développer un modèle concurrent	Genou	Squelette et implant	Les muscles étaient modélisés comme des lignes d'action. Les forces musculaires étaient prédites en minimisant l'énergie métabolique. Le modèle EF a permis de corriger la cinématique du genou.
Favre et al. (2012)	S	Simuler le contact gléno-humérale sans contraintes cinématiques	Gléno-humérale	Tête humérale, labrum et cartilage	Les forces du contact gléno-huméral sont utilisées pour guider le modèle EF.
Stelletta et al. (2017a)	S	Évaluer l'effet des interactions entre les muscles sur les forces musculaire	Cheville, genou, hanche	Muscles de la cuisse	L'optimisation statique a été utilisée pour évaluer les forces musculaires implémentées dans le modèle EF.
Zhang et al. (2017)	S	Prédire l'usure de l'implant	Genou	Implant	Les forces de réaction tibio-fémorales ainsi que de la cinématique ont guidé le modèle EF.

Note : S : séquentiel, C : concurrent, EF : éléments-finis

1.3.4.2 Validation des modèles

Comme tout modèle numérique repose sur des hypothèses, il est important de vérifier que celles-ci ne compromettent pas complètement sa bio-fidélité. Pour valider les modèles multi-corps rigides, les bras de levier et les longueurs des lignes d'action sont comparés à ceux issus des études cadavériques ou de l'imagerie médicale (Holzbaur et al., 2005; Wu et al., 2016). Cependant, les données cadavériques n'expriment pas les conditions physiologiques. En effet, comme la cinématique de l'épaule est modulée par l'activité musculaire, l'expérimentateur se trouve obligé de contraindre le mouvement de la scapula manuellement (Ackland et al., 2008; Kuechle et al., 1997). Aussi, comme la rotation axiale de l'humérus est reliée à son élévation (Stokdijk et al., 2003), l'expérimentateur doit aussi imposer une relation entre les trois rotations de l'articulation gléno-humérale, sauf qu'à notre connaissance aucune étude n'a tenu compte de cette interaction. Enfin, comme les muscles n'ont aucun tonus, ils sont moins rigides. Leur déformation est donc moins représentative d'un muscle vivant.

Pour des modèles partiellement validés en termes de géométrie musculaire, il reste à confirmer s'ils sont capables de prédire des forces musculaires et des forces de réaction articulaire physiologiquement plausibles. Pour valider les prédictions des forces musculaires, des études comparent la forme celles-ci à la forme des données expérimentales d'électromyographie. Clairement, cette méthode ne peut être implémentée pour les approches informées par électromyographie. De plus, comme les données électromyographiques sont sujettes aux erreurs de mesure et de traitement numérique (Farina and Negro, 2012; Sartori et al., 2014), la validation par comparaison avec données électromyographiques semble moyennement fiable. Les forces de réaction sont aussi comparées aux mesures expérimentales avec implants instrumentés (Bergmann et al., 2007; Taylor et al., 2017). Cependant, il faut noter que ces données ne peuvent fournir qu'une validation partielle. En effet, les populations avec implants sont généralement âgées, ce qui modifie leurs dynamiques musculaires d'activation et contraction (Danos et al., 2016; Siparsky et al., 2014). Aussi, la présence d'un implant modifie la position du centre articulaire, les bras de levier et longueurs musculaires, ainsi que la cinématique du mouvement (Kim et al., 2020).

À notre connaissance, l'optimisation pour la personnalisation des paramètres neuro-musculo-squelettiques n'est pas validée. En effet, la convergence de l'optimisation prouve qu'il existe un set de paramètres qui minimisent l'objectif désiré (ex. suivi des couples articulaires). Cependant, la transformation des excitations musculaires aux couples articulaires n'est pas injective. Donc, rien ne garantit que le set de paramètres en sortie du problème d'optimisation soit l'unique solution, et encore moins que celui-ci représente le

participant. Bien qu'elle puisse permettre de valider certains paramètres, l'imagerie médicale présente des limites pratiques d'implémentation, notamment par rapport au nombre de participant et au coût engendré.

Les modèles éléments-finis ont aussi besoin d'être validés. Blemker (2017) précise que l'approche de validation pour ceux-ci dépend de l'objectif de la simulation et de l'accès aux données expérimentales. Pour des modèles *ex-vivo* ou *in-vitro*, la validation de la loi de comportement et de ses paramètres peut se faire en simulant l'expérimentation et en comparant les résultats numériques aux résultats expérimentaux (Gras, 2011). Cependant, pour des modèles *in-vivo* dynamiques du membre supérieur, cette validation est encore plus difficile.

Le développement des techniques d'imagerie médicale a permis à celles-ci de devenir un outil attrayant pour valider les résultats de simulation. Par exemple, pour la validation des déformations au sein du tissu, l'élastographie par résonance magnétique permet de mesurer les déplacements dans les muscles (Zhong et al., 2008). Pour des mouvements répétitifs, il pourrait être intéressant d'utiliser des techniques couplant la tomographie par émission de positons à l'imagerie par résonance magnétique pour estimer la distribution du glucose absorbé au sein des différents muscles lors de la contraction musculaire (Haddock et al., 2017; Kolk et al., 2019). En évaluant l'augmentation du niveau du glucose à la suite de l'exercice, il serait possible de valider la distribution des contraintes dans le modèle hybride en supposant que les zones qui absorbent plus de glucose, sont les plus actives et auront donc plus de contraintes de déformation. Toutes ces méthodes restent relativement peu accessibles et difficilement applicables pour des mouvements rapides ou d'une grande amplitude, ainsi que pour des muscles profonds ; des contraintes toutes présentes pour les muscles de la coiffe des rotateurs. Donc, il ne serait pas possible d'utiliser l'imagerie pour valider notre modèle lors d'une tâche dynamique. Par conséquent, nous avons opté à valider qualitativement l'implémentation de la loi active en comparant les sorties de nos simulations à des comportements physiologiques musculaires identifiés dans la littérature (Siebert et al., 2014; Zajac, 1989). Pour ceci, nous avons utilisé un modèle de muscle simplifié pour évaluer l'évolution de sa force isométrique maximale lorsqu'il était soumis à une déformation longitudinale (courbe force-longueur) ou à une force transversale.

La comparaison aux modèles de la littérature est une option implémentée dans plusieurs études (Webb et al., 2014). Cependant, comme une grande partie de la littérature se limite à des mouvements simples, il est difficile de les extrapoler pour des mouvements plus complexes. Aussi, pour des conditions similaires, cette comparaison confirme la cohésion de la littérature, mais ne garantit pas la bio-fidélité des résultats.

***Conclusion** : Les modèles hybrides sont une approche de modélisation qui permet d'obtenir des résultats d'analyse de mouvement à deux échelles de modélisation, en remédiant aux limites inhérentes aux modélisations multi-corps rigides et élément-finis. Cependant, pour que ce couplage soit réussi, il faut s'assurer de la cohérence entre les deux types de modèle. Enfin, comme toute modélisation a des hypothèses simplificatrices, les résultats doivent être validés en fonction de leur objectif d'implémentation ainsi que des données expérimentales accessibles.*

1.4 Synthèse et objectifs spécifiques

À cause de sa structure optimisée pour des mouvements précis et de grandes amplitudes, le complexe de l'épaule n'est pas optimisé pour la propulsion en fauteuil roulant manuel. Il en résulte une prévalence élevée des douleurs de l'épaule, particulièrement, au niveau de la coiffe des rotateurs pour l'ensemble des usagers du fauteuil roulant. À cause de la complexité de la propulsion et de l'épaule, il est difficile d'identifier des pathomécanismes associés. De ce fait, l'utilisation de la modélisation numérique offre un outil attractif pour étudier l'effet de la charge imposée sur l'épaule.

La plupart des facteurs de risque identifiés dans la littérature proviennent de l'analyse de la propulsion en ligne droite sur une surface plane. Ce contexte de propulsion ne décrit qu'une petite partie des habiletés nécessaires à l'usager pour manœuvrer son fauteuil roulant quotidiennement. Par exemple, en milieu urbain, les usagers font souvent face à l'inclinaison latérale des trottoirs et des routes. Ceci les oblige à modifier leur patron de propulsion pour maintenir leur trajectoire désirée. En conséquence, la propulsion sur dévers est une compétence nécessaire et courante pour les déplacements en milieu urbain. Comme c'est une habileté énergivore, elle met l'usager dans une position précaire. Par conséquent, il est particulièrement intéressant d'analyser les adaptations de la propulsion à la présence d'un dévers, afin d'élargir notre compréhension des pathomécanismes de l'épaule liés à la mobilité urbaine ([Chapitre 2](#)).

La stabilité structurelle de l'articulation gléno-humérale est assurée par la coiffe des rotateurs. Chez les utilisateurs de fauteuil roulant, les déchirures de cette structure semblent plus susceptibles de se produire dans la partie antérieure et dans la région interstitielle ou articulaire du tendon supra-épineux. La prédiction de la force de réaction de l'articulation gléno-humérale devrait permettre de mieux comprendre la charge imposée par la tête humérale sur le tendon et qui pourrait, par la répétabilité du geste de propulsion, conduire à son usure. Comme l'optimisation statique, couramment utilisée pour prédire les forces musculaires, sous-estime l'action des muscles antagonistes, elle ne permet probablement pas d'exprimer l'équilibre scapulo-huméral nécessaire à la stabilité gléno-humérale. L'adaptation des algorithmes assistés par EMG à l'articulation gléno-humérale devrait

pouvoir exprimer la co-contraction musculaire nécessaire à la stabilité de celle-ci, et prédire donc une force de réaction articulaire physiologiquement plus plausible. Afin d'améliorer la bio-fidélité des prédictions de ces algorithmes, les paramètres du système neuro-musculo-squelettique doivent être calibrés ([Chapitre 3](#)).

Si les résultats du modèle multi-corps rigides peuvent expliquer pourquoi le tendon supra-épineux est plus à risque de lésions, ils ne peuvent expliquer la localisation de ces lésions. L'implémentation d'un modèle éléments-finis permet d'accéder à la distribution des contraintes et déformations dans les tissus mous. Pour une simulation bio-fidèle, le modèle devra être piloté par la cinématique de propulsion prédite par le modèle multi-corps rigides (modélisation hybride). Aussi, pour exprimer la physiologie musculaire, les muscles de la coiffe devront être modélisés comme des structures tridimensionnelles, anisotropes, hyper-élastiques, quasi-incompressibles et actives ([Chapitre 4](#)).

L'objectif principal de cette thèse était d'approfondir notre compréhension des pathomécanismes de l'épaule associés à la propulsion en fauteuil roulant manuel. Dans la littérature, nous avons identifié des lacunes d'ordre numérique et expérimental. Pour contribuer à les combler tout en proposant de nouvelles approches pour l'étude de l'épaule, cette thèse s'est organisée autour de trois objectifs spécifiques.

- Identifier les adaptations de la technique de propulsion à la présence d'un dévers.
- Exprimer le rôle de la co-contraction dans la stabilité gléno-humérale en prédisant des forces physiologiquement plus plausibles grâce à un algorithme assisté par EMG.
- Développer un simulateur hybride de l'épaule qui utilise la cinématique prédite d'un modèle multi-corps rigides pour piloter un modèle élément-finis et prédire la distribution des contraintes et déformations au sein de la coiffe des rotateurs durant un cycle de propulsion.

Chapitre 2 : Adaptation de la technique de propulsion à la présence d'un dévers

2.1 Article n°1

Dans le cadre de cette étude, neuf participants ont propulsé leur propre fauteuil roulant sur une surface plane en ligne droite puis sur un dévers. Lors de ce mouvement, la cinétique de la roue, ainsi que l'EMG et la cinématique segmentaire du tronc et membre supérieure droit ont été enregistrées. Ces données nous ont permis d'évaluer les adaptations pour chaque participant lors de la propulsion sur un dévers.

Cet article a été coécrit par Najoua Assila, Paula Rushton, Sonia Duprey et Mickaël Begon. La contribution principale de cet article revient à Najoua Assila, qui a effectué la collecte de données avec l'assistance des membres du laboratoire de simulation et modélisation du mouvement. Elle a implémenté l'analyse qui a mené à l'extraction des données présentées dans cet article. Enfin, elle a écrit l'article, guidée par les conseils et les remarques de tous les coauteurs.

Trunk and glenohumeral joint adaptations to manual wheelchair propulsion over a cross-slope: an exploratory study¹

Najoua Assila, Paula W. Rushton, Sonia Duprey and Mickaël Begon

Abstract: **Background:** Cross-slopes are often encountered by manual wheelchair users propelling within an urban setting. While propulsion over cross-slopes is more difficult than on level surfaces, little is known about how the users counter the downhill turning tendency of the wheelchair over cross-slopes. This study aimed to identify the adaptations of the manual wheelchair users to the presence of cross-slopes and examine how these might impact shoulder injury.

Methods: Nine manual wheelchair users propelled themselves across a cross-slope and over a level surface. The trunk and glenohumeral joint kinematics, as well as the handrim contact tangential force were compared between both conditions for the uphill and downhill limbs.

Findings: The uphill arm technique used to counter the downhill turning tendency varied greatly in terms of safety and efficiency between participants. Trunk flexion increased the turning tendency of the manual wheelchair, yet only one participant decreased his flexion when rolling over the cross-slope. Various potential pathomechanisms related to the trunk lateral flexion and the glenohumeral kinematics over a cross-slope were identified.

Interpretation: Both the uphill arm technique and trunk kinematics are important to propel over a cross-slope both efficiently and safely. Accordingly, tips about posture and kinematics are needed to teach this skill to manual wheelchair users. Additionally, as wheelchair positioning seems to influence the cross-slope skill, more research is needed to explore the impact of positioning devices (e.g., lateral supports) and wheelchair modifications (e.g., power assist wheels, handrim projections) on this skill.

Keywords: Wheelchair propulsion; Cross-slope; Glenohumeral joint; Trunk; Wheelchair skills.

Article to be submitted in Clinical Biomechanics.

This research was funded by the NSERC Discovery Grant (RGPIN-2014-03912). This research was undertaken thanks, in part, to funding from the Canada First Research Excellence Fund through the TransMedTech Institute.

2.1.1 Introduction

The quality of life and the health of manual wheelchair users (MWUs) are associated with their participation (Levasseur et al., 2008). Pain and wheelchair skills are two frequently reported modifiable factors that influence social participation (Jensen et al., 2007; Mortenson et al., 2012; Smith et al., 2016b). Within an urban setting, MWUs will frequently encounter cross-slopes. Indeed, roads and sidewalks alike are slightly sloped to help water drainage. As MWUs propel themselves over a cross-slope, their wheelchair will tend to turn downhill due to the moment generated by the weight of the manual wheelchair and its user (Brubaker et al., 1986). While there is a consensus that cross-slope propulsion is more difficult than propulsion over a level surface (Cooper et al., 2011), little information on its impact on the MWU can be found in the literature (Cooper et al., 2011; Rouvier et al., 2022). Brubaker et al. found that the presence of a 2° cross-slope roughly doubled the drag at similar velocities, increasing the propulsion energy cost and oxygen consumption (Brubaker et al., 1986). The propulsion speed seems to decrease, particularly due to the decrease in the distance traveled per push (Richter et al., 2007). Peak handrim force, rate of loading, and axial moment measured for the downhill wheel were reported to increase with the cross-slope angle (Richter et al., 2007). On the other hand, the uphill wheel was reported to have a negative mechanical power as it regulates the wheelchair trajectory. (Sauret et al., 2013) As the amplitude of handrim forces, the rate of loading and shoulder kinematics are correlated with musculoskeletal injury (Boninger et al., 2003; Briley et al., 2021; Mercer et al., 2006), the increased asymmetry and biomechanical load (Chénier et al., 2017b; Sauret et al., 2013) observed for cross-slope propulsion might increase musculoskeletal injury, thus this skill requires specific training of the MWUs to insure a safe and efficient technique. Nevertheless, we could not find studies that gave recommendations about cross-slope propulsion technique.

The Wheelchair Skills Program (WSP) includes cross-slope propulsion as an individual skill often encountered in the user's environment (Kirby et al., 2021). According to the WSP, MWUs should keep their weight off the caster wheels by leaning backward. To avoid the downward turning tendency, they should push harder and/or more frequently on the downhill handrim. The WSP states that the uphill hand can be solely used for braking in some cases.

Considering these recommendations and the lack of studies evaluating the propulsion across a cross-slope, we aimed to identify the adaptations of the MWUs to the presence of a cross-slope and then to discuss them with the WSP recommendations. A secondary objective was to evaluate the potential additional risk of shoulder injury associated with cross-slope propulsion.

2.1.2 Methods

2.1.2.1 Study design

This is a cross-sectional exploratory study. The research protocol was approved by the Sainte-Justine University Hospital Center Ethics Committee (MP-21-2020-2533). All participants provided their written informed consent before the experimentation.

2.1.2.2 Participants

A sample of convenience was recruited through the *Institut universitaire sur la réadaptation en déficience physique de Montréal*. Interested individuals were included in this study if they had been using a manual wheelchair for mobility for 6 months to 8 years and were 20- to 40-year-old active MWUs with no history of right shoulder pathology or any neurodegenerative disorders.

2.1.2.3 Experimental Setup

To track the trunk and the right upper limb, 38 reflective skin markers were used. Sixteen additional markers were placed on the wheelchair frame (6) and rear wheels (2x5). Kinematics were recorded using a motion capture system (Vicon Motion Systems, Oxford, UK) at 250 Hz. Muscle activity was recorded using bipolar surface EMG electrodes (Delsys, Natick, USA) for 11 muscles: deltoids (anterior, median, and posterior), trapezius (upper, middle, and lower), serratus anterior, latissimus dorsi, pectoralis major (clavicular head), biceps, and triceps (long and lateral). Additionally, for consenting participants, indwelling electrodes were inserted into the supraspinatus, infraspinatus, and subscapularis. EMG signals were collected at 2000 Hz. Each participant's wheelchair was fitted with a Smart^{wheel} (Three Rivers Holdings LLC, Mesa, USA) on its right side that measured handrim kinetics at 240 Hz.

2.1.2.4 Procedure

The participants first propelled their wheelchair at a comfortable speed over a level surface. A wooden platform (4.5 m length, 1.2 m width) was used to simulate a 5° cross-slope. After getting familiar with the set-up, the participants propelled themselves at a comfortable speed in both directions (right arm on the downhill and uphill of the slope, Figure 21). They were instructed to maintain a straight-line trajectory. Each condition was repeated four times.

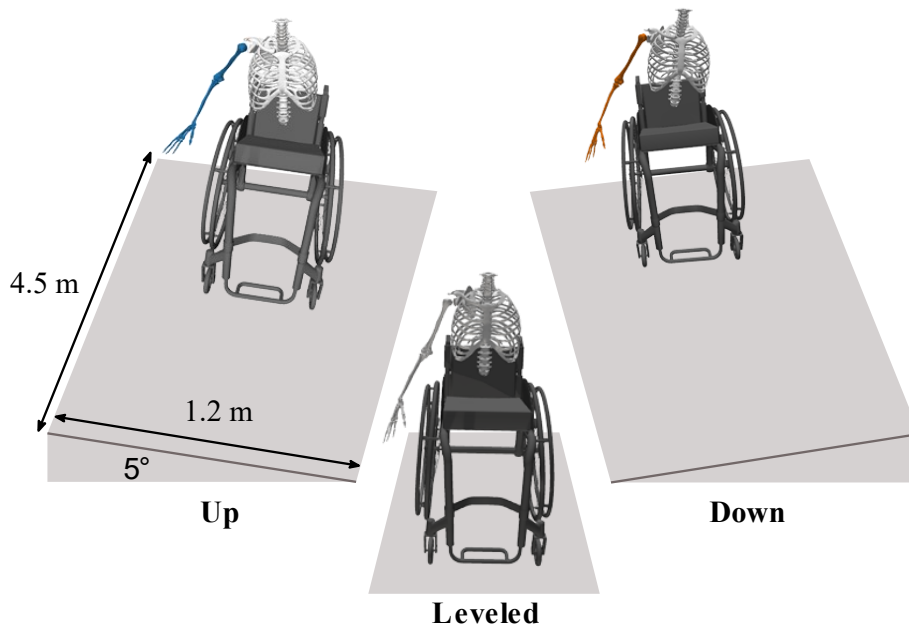


Figure 21 Conditions of the wheelchair propulsion

2.1.2.5 Additional measures

The details of participants' wheelchairs were logged, particularly the horizontal position of the acromion with respect to the rear wheel axle. Neer's and Hawkins-Kennedy tests were used to check for impingement (Hawkins and Kennedy, 1980; Neer and Welsh, 1977). Rotator cuff tears were assessed using an external rotation lag sign and a Napoleon test (Gerber et al., 1996; Hertel et al., 1996). Participants completed a Wheelchair Skills Test (WST) (Kirby et al., 2018). By interview and self-reported forms, we recorded the daily activities of participants, their major mobility limitations when using a wheelchair, their opinion about cross-slope propulsion, and their shoulder pain based on Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI) (Curtis et al., 1995a).

2.1.2.6 Analysis

The EMG raw signals were processed to extract normalized envelopes (Supplementary material 2.1.6.1). Muscles were grouped into three categories (Table 1). An Opensim (Delp et al., 2007) generic model (Martinez et al., 2020a) of the trunk and shoulder was scaled to each participant's anthropometry, then supplemented with a basic wheelchair model (frame and two rear wheels). The joints and wheelchair kinematics were calculated using inverse kinematics (Delp et al., 2007). The wheelchair trajectory over the cross-slope was calculated to evaluate how well the participants complied with the instructions. The wheelchair velocity was calculated. The handrim kinetics were first corrected to cancel inaccuracies related to the wheel camber (Chénier et al., 2017a). The tangential contact forces at the handrim were reported for the downhill and uphill cross-slope propulsion. The

trunk orientation with respect to the wheelchair was calculated, as well as the distance between the wheelchair axle and the trunk and upper right-limb center of mass ($d_{COM-axle}$). To account for the difference in wheelchair settings between the participants, the $d_{COM-axle}$ at the resting position was subtracted from the $d_{COM-axle}$ during propulsion. The glenohumeral flexion, abduction and axial rotation were also reported, as well as the elbow flexion. All were compared to their mean values over a level surface. All data analysis was done using Pandas (The pandas development team, 2020) and Numpy (Harris et al., 2020) Python libraries.

Tableau IX Muscle groups

Anterior	Posterior	Rotator cuff
Anterior deltoid	Posterior deltoid	Infraspinatus
Pectoralis major (clavicular head)	Latissimus dorsi	Supraspinatus
Serratus anterior	Trapezius (upper, middle, and lower)	Subscapularis

2.1.3 Results

Nine MWUs participated in this study (Tableau X). All participants had spinal cord injuries of grade A or B on the ASIA scale (Kirshblum et al., 2011). All participants tested negative for impingement and rotator cuff tears. They reported low levels of shoulder pain (<40%) present mostly during wheelchair mobility. All tetraplegic participants used push cuffs. When asked in general about obstacles in urban mobility, none of the participants explicitly spoke about cross-slopes. However, when asked specifically about cross-slopes, P1, P4 and P6 mentioned no particular difficulty, while the others found the skill demanding, with P3 describing it as uncomfortable. To mitigate this difficulty, P2 and P7 mentioned switching the sidewalk side, while P9 stated using bike paths when available. Despite the differences in self-reported exertion related to cross-slopes, all participants were able to propel over a cross-slope during the WST, with various success levels: P1, P6, and P9 had trouble maintaining their propulsion direction, P5 had disparate abilities depending on the direction, and P8 applied too much force as his caster wheels lost contact with the ground intermittently. This variability in skill level was also observed for the overall WST score. Finally, while having disparate wheelchair skills training, no participant recalled having training specific for the cross-slope.

P5 could not complete all cross-slopes trials as he could not counter the turning tendency sufficiently to keep his wheelchair from rolling off of the cross-slope. Additionally, his latissimus dorsi and serratus anterior EMG data were removed as the sensors lost contact intermittently due to severe lower limb spasms. The detail of the data summarized in this study can be found as participant-specific figures included as supplementary materials.

Participants propelled their wheelchair slower over a cross-slope (Figure 22). Their downhill arm had a repeatable push and recovery cycle. As for their uphill limb technique, participants defined a continuum with P9 and P8 at its opposite ends: P8 alternated pushing and braking the wheel (positive and negative forces), while P9 solely braked the wheel's forward rotation.

Tableau X Demographics and characteristics of the participants P1 to P9

Participant (sex)	Age (years)	Mass (kg)	Months using the MWC	MWC mass (kg)	Injury level	WUSPI [0-150]	WST (%)	WST-CS [0-3]	MWC training
P1 (f)	29	73	48	12.9	T10	19	60.22	2	No training
P2 (m)	34	67	72	13.5	C7	19.28	87.10	3	~ 10 h of training
P3 (m)	28	70	48	22.2	C4-5	40	41.38	2	3-4 h of training
P4 (m)	40	72	12	14.4	T8	15	68.82	2	Two sessions a week for about a year
P5 (m)	24	68	41	16.5	C4-5 (C6-7) *	46.25	50.00	1	No training
P6 (m)	27	65	24	19.1	T3	24.65	75.27	2	Training every day for 3 months
P7 (m)	38	58	18	16.8	T11-12	62.5	88.89	3	Some average training
P8 (m)	29	80	18	15.1	T4	29	80.00	2	No training
P9 (m)	39	89	19	16.9	C6-7	26.25	47.78	2	Few average 15-min training sessions
Mean ± std	32 ± 5.5	71.3 ± 6.8	33.3 ± 18.9	16.4 ± 2.7		33.8 ± 14.3	66.61 ± 16.61		

Notes: WST-CS is the WST score for the cross-slope skill. Details about the WST and the WUSPI scoring can be found in supplementary material 2.1.6.2.

MWC training reports the answer of the participants when asked about their training during the interview. No training meant no formal training.

Abbreviation: f(emale), m(ale), MWC(manual wheelchair).

* The injury level assessment evolved from a C4-5 to C6-7 since the time of injury.

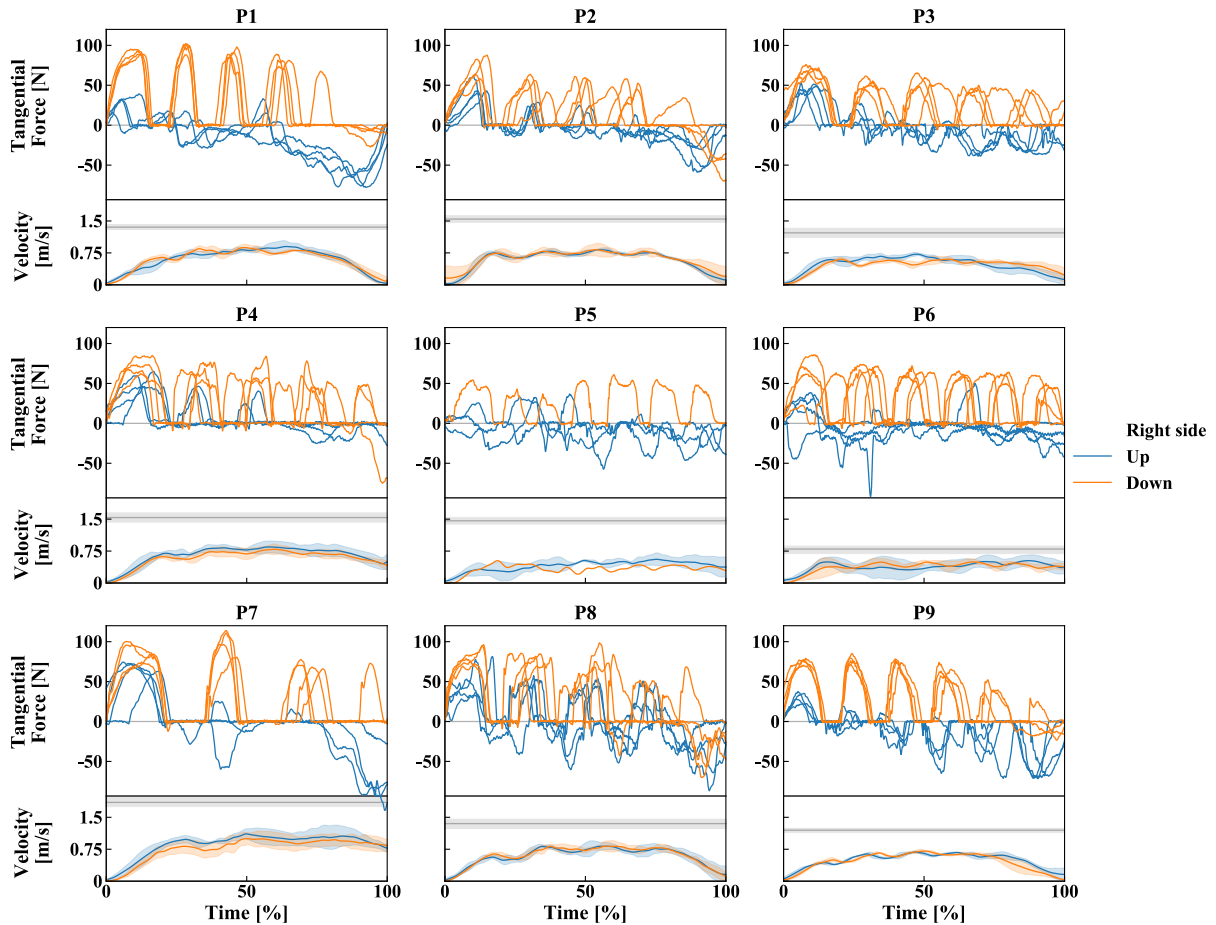


Figure 22 Handrim contact tangential force (top) and wheelchair velocity (bottom) for each participant for both conditions: right arm on the uphill (blue) and downhill (orange). The grey horizontal line and span within shows the median and interquartile range of the wheelchair velocity during level surface propulsion. The time has been normalized with 0% the start of wheelchair motion and 100% the stop of the motion, or when the wheelchair rotation was over 5° for participants that turned their wheelchair downhill to stop.

The increased flexion of the trunk increased the $d_{COM-axle}$ (Figure 23-A). Only P1 had a much more extended trunk over the cross-slope. Whereas all participants showed a lateral trunk flexion to keep their trunk vertical, despite some of them not achieving the same amplitude for both sides (P3 and P5, Figure 23-B). Participants adapted their glenohumeral kinematics differently to the cross-slope, with an overall tendency to increase the glenohumeral extension and adduction over the cross-slope, as well as the internal rotation for the downhill side (Figure 24-A). Overall, the EMG of the anterior group increased for the downhill side, while that of the posterior group increased for the uphill one. Nevertheless, the EMG level remained overall below 0.6 (Figure 24-B).

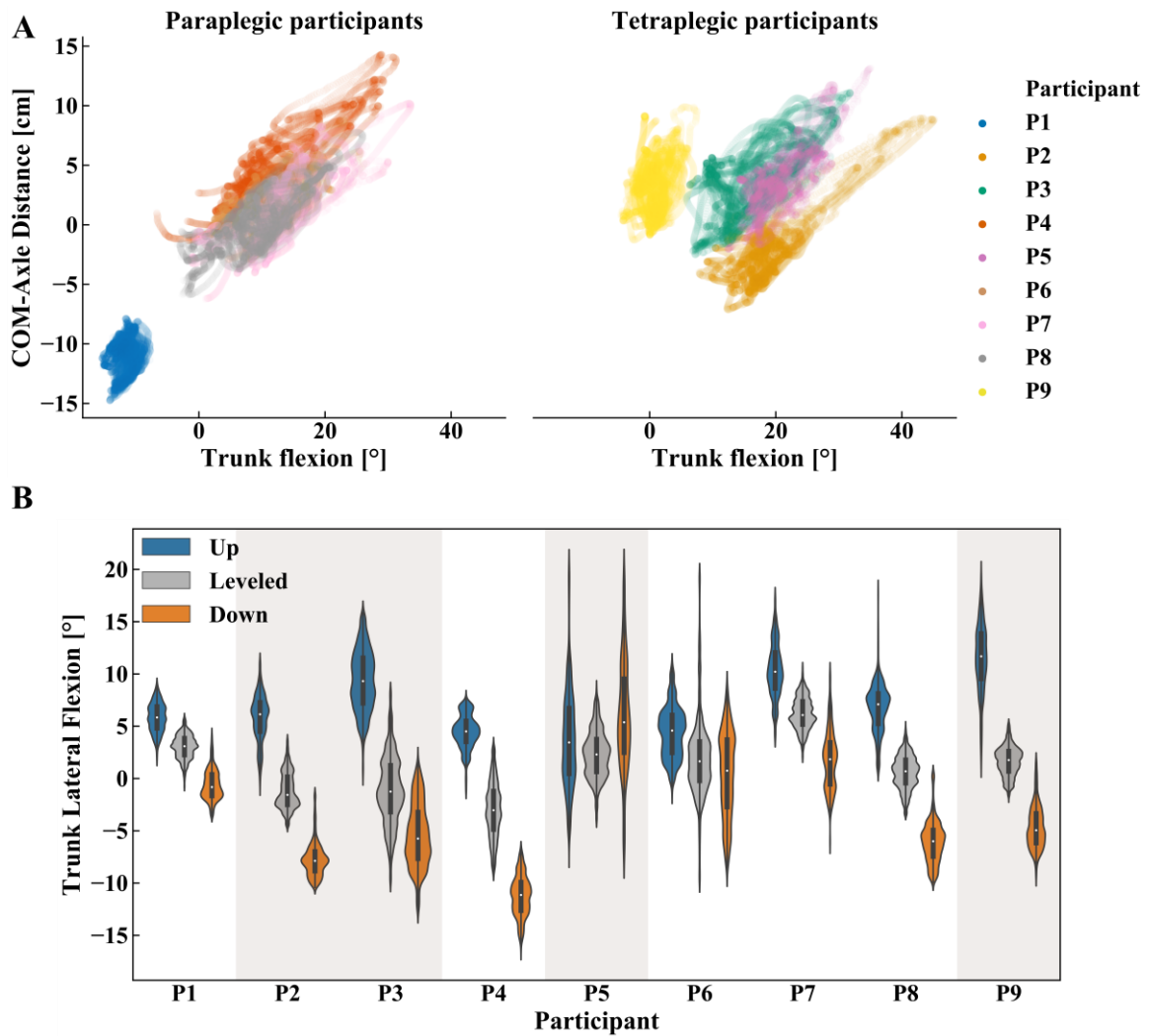


Figure 23 Trunk kinematics over a cross-slope: **(A)** Distance between the trunk and right upper limb centre of mass and the rear wheels axle $d_{COM-axle}$ increases with trunk flexion over a cross-slope (top panel) and the **(B)** distribution of the trunk's lateral flexion over a cross-slope (blue: right limb uphill, orange: right limb downhill) and a level surface (grey), tetraplegics participants are identified with a shaded background (bottom panel).

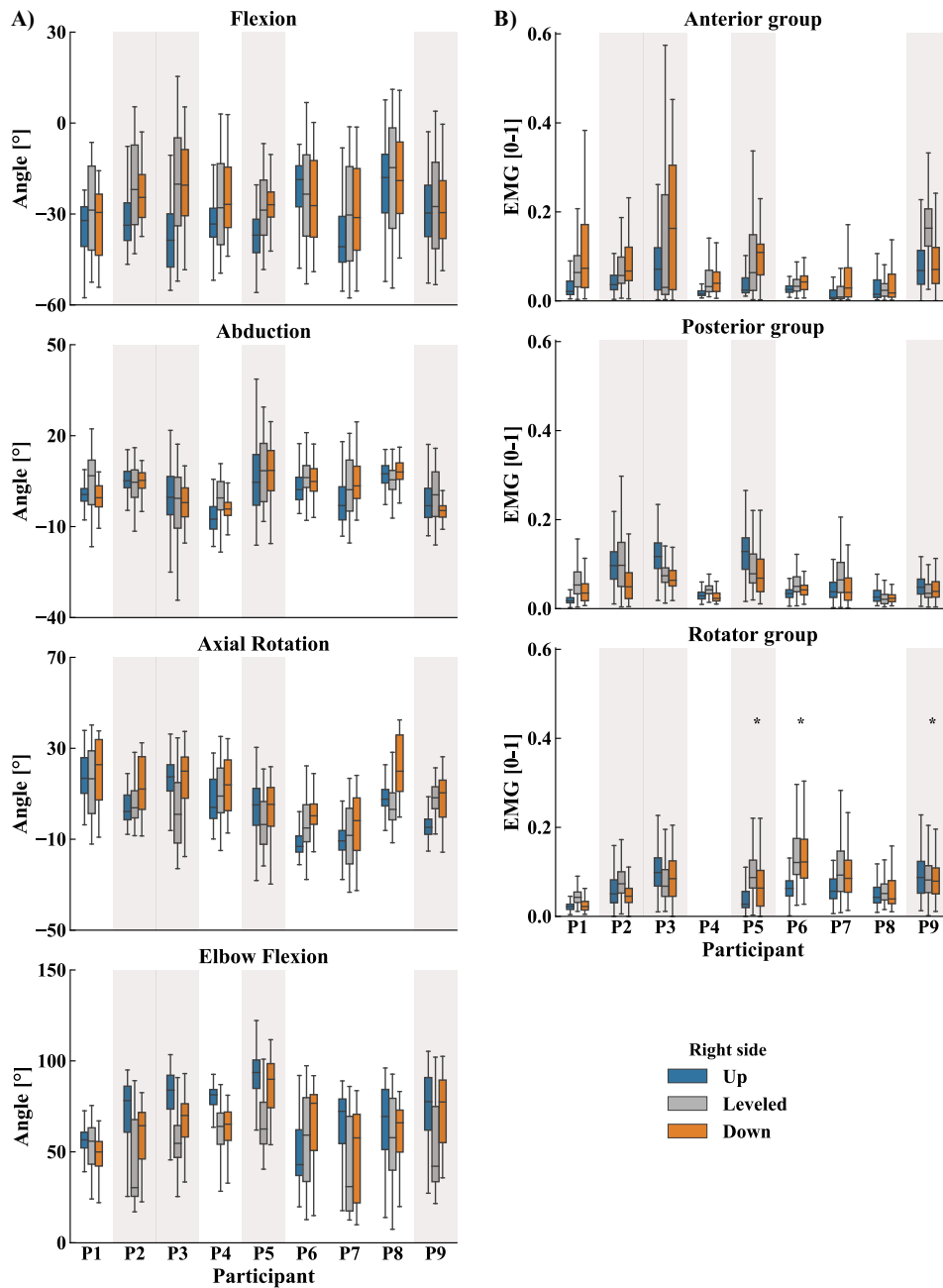


Figure 24 (A) Glenohumeral and elbow kinematics and (B) EMG of the muscle groups (right) for the uphill arm (blue) and downhill (orange) over a cross-slope and over a leveled surface (grey). The median value is the horizontal line, the boxes represent the interquartile range of the data ($IQR = [Q1, Q3]$), and the whiskers display the data within $[Q1 - 1.5 * IQR, Q3 + 1.5 * IQR]$. Tetraplegics participants are identified with a shaded background. * on the EMG rotator group points to participants with no subscapularis data, as their scapula was not flexible enough to allow access to the muscle.

2.1.4 Discussion

This exploratory study aimed to identify the adaptations of MWUs to a 5° cross-slope propulsion. These adaptations are discussed considering the WSP recommendations in the following sections.

2.1.4.1 Handrim kinetics and wheelchair trajectory

Similar to Sauret et al. (2013), the downhill wheel led the propulsion for all participants and the uphill wheel was modulated to regulate the wheelchair trajectory. Due to the downward turning tendency of the wheelchair, a user must push harder or more often on the downhill wheel (Kirby et al., 2021). Participants' approaches to achieve this asymmetry varied in efficiency. P8's technique was the least efficient, as he kept pushing the uphill wheel at each cycle, only to brake its rotation at the "recovery" phase. P8's higher energy input (handrim force) did not translate into a faster propulsion, as his propulsion velocity was comparable to that of the other participants. It is interesting to note that P8 already reported shoulder pain during mobility, after only 18 months of wheelchair use. Additionally, while he scored 80% on the WST because he executed advanced skills, he rarely achieved perfect scores, likely relying on strength rather than technique. This strategy might be related to the lack of formal wheelchair skills training.

P9 used his uphill arm to mainly brake the wheel. This technique is included in the WSP tips (Kirby et al., 2021). While it should enable the user to reduce energy expenditure to mitigate in part the difficulty of a cross-slope (Brubaker et al., 1986), it might be problematic for tetraplegics. Indeed, tetraplegics rely on applying a large lateromedial force to compensate for their weaker grip (Dallmeijer et al., 1998). Using the downhill arm solely for propulsion, and the upper one exclusively for braking, while applying high enough lateromedial forces to maintain friction between the push-cuff and the handrim, will increase the load on both limbs. As shoulder stability is compromised at high spinal cord injuries, this load would increase the strain on stabilizing muscles. Tetraplegics' difficulty to generate sufficient lateromedial force was observed when P5's arm slipped off the handrim (supplementary material, video). This suggests the need to assist tetraplegic users, either through caregiver training, or alternative strategies such as using bike paths when possible, as suggested by participants in this study. Equipment modification (e.g., assistive wheels or projection handrims) should also be investigated as a potential approach.

Other participants had some uphill wheel pushes in the first half of the cross-slope. These symmetric pushes might reduce the energy needed to ensure trunk stability against the load transferred through the downhill arm (Astier et al., 2019). Additional research is needed

to confirm this assumption, and to evaluate the effect of downhill-push and uphill-brake technique on trunk muscles' activation levels.

2.1.4.2 *Trunk kinematics*

Reducing trunk flexion over a cross-slope brought the center of mass closer to the rear wheels' axle, which would reduce the turning tendency of the wheelchair.(Brubaker et al., 1986) This is coherent with the WSP recommendations (Kirby et al., 2021). P1's increased trunk extension might have been particularly beneficial as her axle is set posteriorly to her acromion. As most participants' axle was anterior to their acromion, the turning moment arm was already somewhat smaller, which probably eased most participants straight propulsion despite having a trunk flexion similar or superior to that over a level surface. While trunk movement is suspected to contribute to forward propulsion on a level surface (van Dijk et al., 2021), the reduced propulsion velocity and the turning tendency over the cross-slope probably limit the benefit of such flexion. Additionally, as MWUs who rely on their trunk flexion to push the handrim increase their flexion with fatigue (Rodgers, 2000), they would struggle to keep their propulsion direction.

For stability, MWUs with motor trunk impairments rely on their latissimus dorsi to provide postural control (Błaszczyszyn et al., 2021; Louis and Gorce, 2010; Seelen et al., 1997). They also sit in a kyphotic pose (Minkel, 2000), that leads to a more protracted scapula (Moroder et al., 2020). When rolling over a cross-slope, the participants leaned laterally which would induce a transient "scoliotic spine" curvature. This spine configuration decreases scapular range of motion (Rapp van Roden, 2017), and increases latissimus dorsi activation on the convex side (downhill slope) (Kwok et al., 2015). As the scapula is already protracted, and its range of motion is limited by the induced spine curvature, the upper limb kinematics during propulsion over a cross-slope would rely mostly on the glenohumeral joint, disturbing the scapulohumeral rhythm and increasing the load on scapulohumeral muscles to maintain glenohumeral stability. Additionally, we expect the latissimus dorsi to particularly develop fatigue much faster over a cross-slope, as it would be involved in the lateral spine adjustment, the postural stability, the humeral kinematics, as well as the expiratory function of tetraplegics (Fujiwara et al., 1999), which also increases over a cross-slope (Brubaker et al., 1986). This potential pathomechanism is summarized in Figure 25.

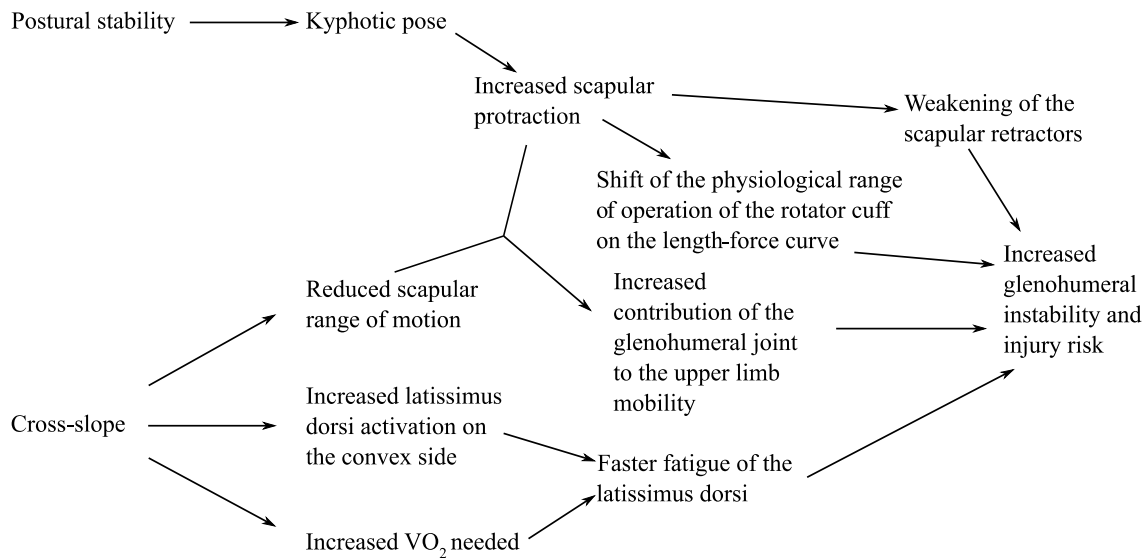


Figure 25 A possible kinematic mechanism of how the cross-slope could increase glenohumeral joint injury risk.

As the right latissimus dorsi had a higher activation, for most participants, when on the uphill side ([supplementary material](#)), the force necessary for the wheel braking was probably higher than for other functions. From a glenohumeral stability point of view, this activation is appreciated as it would help depress the humerus, reducing the risk of impingement. Indeed, MWUs should be encouraged to actively retract and depress their scapula when braking the uphill wheel, to avoid large glenohumeral joint reaction forces induced by the posterior deltoid activation.

2.1.4.3 Glenohumeral joint adaptations

While each participant modified their glenohumeral kinematics differently over the cross-slope, glenohumeral extension and adduction generally increased and internal rotation increased solely for the downhill side. Little can be found in the literature about the risk of shoulder pathology at low elevation angles. For propulsion over a level surface, the humeral head is anteriorly positioned throughout the propulsion cycle, with a low risk of impingement (Mozingo et al., 2022, 2020). With the glenohumeral adaptations to the cross-slope, the humeral head is expected to move more anteriorly (Dal Maso et al., 2015). The compression applied from the humeral head to the biceps long head and supraspinatus tendon is also likely to increase (Cook and Purdam, 2012). This is coherent with the conclusions of Sakai et al (2021) from MRI observations, relating supraspinatus tears to an upward axial pressure applied by the humeral head. Additionally, the supraspinatus tendon architecture allows for fascicles, separated by a lubricant, to move independently (Fallon et al., 2002). This property will be important over the cross-slope due to the increased tendon excursion (Fallon et al., 2002). Yet, the larger compression would oppose the lubrication

effect, increasing friction and, consequently, the shear constraint between the fascicles. Such constraint is coherent with the supraspinatus tears occurring at the intrasubstance or articular regions (Morrow et al., 2014). Thus, cross-slope propulsion might increase the anterior glenohumeral head instability and the load on the supraspinatus tendon.

2.1.4.4 WSP and recommendations

Participants were heterogeneous in terms of wheelchair skills with WST scores going from 41% up to 89%. This heterogeneity might be related to how they acquired their skills, as they had various amounts of training. Those with no to little formal training have probably self-trained to acquire more complex skills. Particularly, for cross-slope propulsion, self-training might explain why the participants adapted differently to the cross-slope. As some techniques were safer and more efficient than others, successfully crossing the slope seems a far cry from simply passing the skill, highlighting the importance of a training program. Given the differences between paraplegic and tetraplegic participants, the training tips for these two groups might differ. Specifically, for those with paraplegia, the existing training tips found in the WSP should be used to improve biomechanical efficiency of this skill, even if the MWU has the strength to do it in a less efficient manner. Indeed, while all paraplegic participants could successfully do a wheelie, none of them opted to propel their wheelchair in a wheelie position over the cross-slope during the WST, despite this technique being the only WSP tip that eliminates the wheelchair turning tendency. For those with tetraplegia, given the additional strain necessary to push or brake the wheel, we recommend providing education to create awareness of the importance of trunk and glenohumeral stability, the importance of caregiver training if applicable, and the avoidance of cross-slopes when possible to minimize their negative effects. Moreover, our work highlights the need to explore the impact of positioning devices (e.g., lateral supports) and wheelchair modifications (e.g., power assist wheels, handrim projections) on this skill. Such results would help clinicians to weigh the impact of positioning devices and wheelchair modifications on other wheelchair skills or daily-life activities.

As anterior stability is of concern, exercises to help the MWUs identify glenohumeral and thoracohumeral motions are essential to improve the MWUs proprioception so that they start relying on their scapulothoracic muscles (Cools et al., 2014). Particularly, adducting and depressing the scapula should help reduce the strain on the glenohumeral joint.

When using a wheelie is not an option, care should be taken in choosing the technique to achieve asymmetry between the downhill and uphill sides. While alternating pushing and braking on the uphill handrim is probably the worst approach, clinicians should encourage MWUs to try different ratios of push to brake, or different ratios of uphill to downhill push

frequencies to find the optimal configuration that would least disturb their trunk stability, account for their strength limitations, and enable trajectory control.

2.1.4.5 Study Limitations

This study has some limitations. First, as the curvature of the trunk had an impact on the upper limb, and since the adaptations of the trunk probably did not occur at the same spine level, using more markers to track the spine would have given us better insight into trunk adaptations. Secondly, EMG data could not be used to compare participants and should be considered with care. Indeed, some of the muscles were not fully innervated. Thus, a higher EMG does not necessarily equate with a higher muscle force. Testing muscle groups on an isometric ergometer should complete the adaptation's understanding, although it would make for an even longer and more demanding data collection. Our sample of convenience included only spinal cord injury patients, this study could be replicated for other populations such as patients with stroke as they typically propel with one arm and one leg.

2.1.5 Conclusion

Through this exploratory study, we highlighted the importance of the uphill arm technique, as well as the trunk kinematics, to cross-slope propulsion. We proposed some possible injury pathomechanisms, but further research is needed for validation. Wheelchair skills training programs that include pathology-specific tips for posture, kinematics, and muscle control are essential to develop a safe and efficient technique. Finally, our results should help raise clinicians', MWUs', and caregivers' awareness to the importance of caregiver training, and exploration of wheelchair modifications and positioning devices to reduce potential for injury.

2.1.6 Supplementary material

2.1.6.1 Appendix A: EMG processing

The EMG raw signals were first processed using a fourth-order bandpass filter (20 to 500 Hz and 600 Hz for intra-muscular), then full wave rectified. The envelopes were extracted using a 4 Hz low-pass filter, then normalized to recorded maximal voluntary contractions (MVC). During the MVCs, the participants increased their activation for 3 seconds before maintaining their MVC for 3 seconds under verbal encouragement. The MVCs were 1 min apart unless the participant required more rest time. For all participants, trunk stability was ensured throughout the MVC. The MVC trials are presented in Tableau XI (Dal Maso et al., 2016).

Tableau XI Participant's position and applied resistance during each MVC

Position	Resistance
Seated with the arm flexed at 90°, elbow extended, and palm facing down.	Resistance to arm flexion at the elbow.
Seated with the arm abducted at 90°, elbow extended, and palm facing down.	Resistance to arm abduction at the elbow.
Prone with the arm horizontally abducted at 90° and the elbow flexed at 90°.	Resistance to horizontal abduction at the elbow
Seated with the arm flexed at 125° and the elbow extended.	Resistance to arm flexion at both the elbow and the inferior angle of the scapula.
Seated with the arm abducted at 30° and the elbow flexed at 90°.	Resistance to arm adduction at the elbow.
Seated with the arm abducted at 90°, the elbow extended, the palm facing down, and the neck bent to the arm side.	Resistance to arm abduction at both the head and the elbow.
Prone with the arm at 90° horizontal abduction, the elbow extended and the thumb pointing to the ceiling.	Resistance to horizontal abduction at the elbow.
Prone with the arm horizontally flexed at 90° in line with the lower trapezius line of action, the elbow extended and the thumb pointing to the ceiling.	Resistance to horizontal flexion at the elbow.
Seated with the arm abducted at 90° and the elbow flexed at 90°.	Resistance to arm adduction at the elbow.
Seated with the arms flexed at 90° and the elbows flexed so that the palms of both hands are in contact.	Pressing hands together.
Lying on the side with the arm at the side, the elbow extended and the palm facing down.	Resistance to arm abduction at the wrist.
Lying on the side with the arm at the side and the elbow at 90° flexion.	Resistance to external rotation at the wrist.
Prone, with the back of the hand in contact with the upper lumbar spine.	Resistance to internal rotation at the wrist.
Seated, the arm at a neutral position and the elbow at 90° flexion with the forearm in supination.	Resistance to elbow flexion at the wrist.
Seated, the arm 90° abducted, the elbow at 90° flexion with the forearm in a neutral.	Resistance to elbow extension at the wrist.

2.1.6.2 Appendix B: WST and WUSPI scores

The WST includes multiple skills that are scored individually. Each skill is scored on capacity from 0 to 3 (Kirby et al., 2021). Briefly, a score of three indicates an advanced pass, a score of 2 indicates that the participant meets all evaluation criteria, but still has room for improvement. A score of 1 is given when the subject completes the majority but not all the evaluation criteria of the given skill. Finally, a score of 0 is given when the participant's execution of the skill is incomplete, unsafe, or if the participant is unwilling to try. A skill can be evaluated as "Not Possible" if the wheelchair does not have all parts that would allow for a safe execution, or as "Testing Error" if the evaluator is incapable of assessing the skill. Finally, the global WST score is evaluated as a percentage of success in individual skills other than those scored as "Not Possible" or as "Testing Error". The formula is shown below:

$$WST (\%) = \frac{\sum \text{individual skills scores}}{(n_{\text{skills}} - n_{\text{skills scored "Not possible"}} - n_{\text{skills scored "Testing Error"}}) * 3} * 100$$

The WUSPI is a 15-item self-report measure of shoulder pain in wheelchair during functional daily activities (Curtis et al., 1995b). The activities are grouped under four categories: transfers, wheelchair mobility, self-care and general activities. For each activity, the participant evaluated their pain between "no pain" (0) to "worst pain ever" (10). The sum of the individual activities' scores is the raw WUSPI score. To account for activities that were not applicable for certain participants, a performance corrected score was obtained by dividing the raw WUSPI score by the number of applicable activities then multiplying it by 15 (Curtis et al., 1999).

For the individual participants graphs, we evaluated the pain level for each category, by summing the element within. In order to compare the pain level easily, all scores were expressed over a [0-100%] scale.

Chapitre 3 : La compréhension des fonctions musculaires de l'épaule grâce à des algorithmes informés par EMG

3.1 Article n° 2

Dans le cadre de cette étude, nous avons implémenté un algorithme informé par EMG pour prédire des forces musculaires plus plausibles physiologiquement. Cette approche nous a permis de personnaliser le modèle neuromusculosquelettique de l'articulation gléno-humérale tout en exprimant implicitement la contrainte de stabilité gléno-humérale. Les modèles calibrés ont été implémentés pour prédire des forces musculaires qui tiennent compte de la co-contraction musculaire nécessaire au fonctionnement sain de l'épaule.

Cet article a été coécrit par Najoua Assila, Claudio Pizzolato, Romain Martinez, David G. Lloyd et Mickaël Begon. La contribution principale de cet article revient à Najoua Assila. Najoua Assila a adapté la boîte à outils pour l'analyse de l'articulation gléno-humérale. Le calcul des résultats ayant mené à l'article a été fait par Najoua Assila avec la contribution des coauteurs. Najoua Assila a écrit l'article, guidée par les conseils et les remarques de tous les coauteurs.

EMG-Assisted Algorithm to Account for Shoulder Muscles Co-Contraction in Overhead Manual Handling²

Najoua Assila, Claudio Pizzolato, Romain Martinez, David G. Lloyd and Mickaël Begon

Abstract: Glenohumeral stability is essential for a healthy function of the shoulder. It is ensured partly by the scapulohumeral muscular balance. Accordingly, modelling muscle interactions is a key factor in the understanding of occupational pathologies, and the development of ergonomic interventions. While static optimization is commonly used to estimate muscle activations, it tends to underestimate the role of shoulder's antagonist muscles. The purpose of this study was to implement experimental electromyographic (EMG) data to predict muscle activations that could account for the stabilizing role of the shoulder muscles. Kinematics and EMG were recorded from 36 participants while lifting a box from hip to eye level. Muscle activations and glenohumeral joint reactions were estimated using an EMG-assisted algorithm and compared to those obtained using static optimization with a generic and calibrated model. Muscle activations predicted with the EMG-assisted method were generally larger. Additionally, more interactions between the different rotator cuff muscles, as well as between primer actuators and stabilizers, were predicted with the EMG-assisted method. Finally, glenohumeral forces calculated from a calibrated model remained within the boundaries of the glenoid stability cone. These findings suggest that EMG-assisted methods could account for scapulohumeral muscle co-contraction, and thus their contribution to the glenohumeral stability.

Keywords: calibration; electromyography; glenohumeral stability; musculo-tendon unit; shoulder

Article published in [Applied Sciences](#)

This research was funded by the NSERC Discovery Grant (RGPIN-2014-03912). This research was undertaken thanks, in part, to funding from the Canada First Research Excellence Fund through the TransMedTech Institute.

3.1.1 Introduction

The glenohumeral (GH) joint is the most mobile joint of the human body. This mobility is enabled by the minimal congruence between the glenoid cavity and the humeral head, which compromises the GH stability. This stability requirement is largely met by the scapulohumeral muscular balance (Lippitt and Matsen, 1993). This balance is ensured when the net joint reaction force is directed towards the glenoid fossa, which requires a fine-tuned coordination between shoulder muscles (Veeger and van der Helm, 2007). While rotator cuff muscles have been reported to act as the GH joint main stabilizers, all shoulder muscles contribute to the GH stability (Ackland and Pandy, 2009). This intricate stability design puts the GH joint at a higher risk of dislocation, and its muscles at a higher injury hazard. As shoulder pathologies have been linked to numerous occupational settings (e.g., repetitive, high force demand, computer set up), and their impact on quality of life has been reported, it is critical to understand these dysfunctions mechanisms (Pribicevic, 2012). Accordingly, the prediction of shoulder muscle interactions is a key factor in the development of ergonomic interventions.

While musculoskeletal modelling enables a non-invasive prediction of these forces, it is hindered by the difficulties related to the redundancy of the shoulder musculoskeletal system. The most common method to estimate shoulder muscle activations is the static optimization of various cost functions, with or without a stability constraint for the GH joint (Ambrósio et al., 2011; Engelhardt et al., 2015; Klemm et al., 2018; Quental et al., 2016a), such as the sum of activations or the energetic cost, which is expected to provide more physiological results (Praagman et al., 2006). However, the inaccuracies associated with static optimization, mainly due to its assumption of a unique optimal control strategy across individuals (Buchanan and Shreeve, 1996), led many investigators to consider using electromyographic (EMG) data to inform computations, rather than just for validation (Erdemir et al., 2007). EMG-informed modelling methods have been implemented successfully within the calibrated EMG-informed neuromusculoskeletal modelling toolbox (CEINMS (Pizzolato et al., 2015)) for OpenSim (Delp et al., 2007). These methods seek to track simultaneously the experimental EMG and the various joint moments, in order to predict muscle activation. Additionally, they include a model calibration step, where the experimental EMG is used as input, and the joint moments are tracked to fine-tune the muscle modelling parameters. CEINMS has been implemented for lower limb joints (Gerus et al., 2013; Pizzolato et al., 2015), where the co-contraction predicted by this toolbox was consistently higher than the one predicted by static optimization. Additionally, the predicted knee joint reaction forces were similar to experimental ones. This toolbox has also been implemented in its EMG-driven mode for shoulder analysis during isometric tasks (Kian et al., 2019), where it was concluded that a common cost function underestimates

muscle co-contraction in comparison to an EMG-driven approach. However, the EMG-driven mode had already proven its limitations in the analysis of the hip joint due to the insufficient experimental data (Pizzolato et al., 2015; Sartori et al., 2012). Additionally, the use of this mode did not account for artefacts related to the envelop extraction (Farina and Negro, 2012; Sartori et al., 2012). Indeed, the implementation of EMG-informed algorithms faces a number of limitations, that are particularly true for the shoulder. The first one being the presence of deep musculature (Nikooyan et al., 2012) that limits the number of available experimental EMG. The second limitation is related to the quality of the EMG data, particularly because of artefacts introduced with dynamic tasks and envelope extraction. To overcome the first limitation, indwelling electrodes should be used where possible, and unattainable EMG data should be synthesized. As for the second limitation, the input data should be adjusted to account for joint moment tracking errors.

Accordingly, we implemented a shoulder model using OpenSim (Delp et al., 2007; Wu et al., 2016) and the EMG-adjusted algorithm of CEINMS (Pizzolato et al., 2015) for the analysis of a relatively complex dynamic task. Our objective is to predict muscle activation patterns that could account for the stabilizing role of shoulder muscles. It was hypothesized that physiological muscle forces should sum up to a GH joint reaction force that remains within the non-dislocation cone defined by Lippitt and Matsen (1993) and Dickerson et al. (2007). The predicted muscle and joint reaction forces were compared with those obtained from a similar model using static optimization. A secondary objective of the study was to evaluate the influence of the calibration on the results by implementing static optimization with a generic and a calibrated model.

3.1.2 Materials and Methods

3.1.2.1 Experimental Protocol

The data previously collected (Bouffard et al., 2019) from 36 participants (age: 23.1 ± 2.9 years, mass: 68.8 ± 13.2 kg, height: 173.6 ± 9.9 cm, BMI: 22.66 ± 2.9 , 17 females and 19 males) with no history of upper limb diseases was used for this study. The research protocol was approved by the University of Montreal Ethics Committee (n° 15-016-CERES-P) and all participants provided their informed consent prior to the experimentation. The experimental protocol fully described by Bouffard et al. (2019) and Martinez et al. (2019) is briefly summarized.

The participants performed an overhead box lifting task. We limited our study to the right upper limb, assuming that both upper limbs moved symmetrically with regard to the sagittal plane (Nielsen et al., 1998). In line with the kinematic model developed by Jackson et al. (2012), 43 reflective skin markers were placed on the thorax and the right upper limb.

The kinematics were recorded using an 18 camera ViconTM motion analysis system (Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK). Muscle activity was recorded for ten muscles, with bipolar surface EMG electrodes positioned over the anterior, median and posterior deltoids, biceps, triceps, pectoralis major, latissimus dorsi, upper and lower trapezius and serratus anterior. Indwelling electrodes were inserted into the supraspinatus, infraspinatus and subscapularis. EMG signals were collected at 2000 Hz. They were processed using a second-order bandpass filter, with cut-off frequencies fixed at 20 and 425 Hz, then full-wave rectified. Envelopes were extracted using a 5 Hz low-pass filter. A series of 10 submaximal, and maximal, voluntary contractions (MVC) were performed to validate the electrodes position, and normalize the EMG envelopes, respectively (Dal Maso et al., 2016). The forces and moments between the hand and the box ($8 \times 35 \times 50$ cm) were measured using a six-dimensional handle force sensor described in previous studies (Blache et al., 2017). The box (6 or 12 kg) was lifted from a shelf at hip level and positioned on another shelf at eye level. Each participant performed three trials per load in random order with 30 s rest periods.

3.1.2.2 *Musculoskeletal Model*

A modified OpenSim (Delp et al., 2007) generic model (Wu et al., 2016) of the shoulder was used for this study. The model had 10 degrees of freedom (DOF) with 29 musculo-tendon units (MTU) of which 17 actuated the GH joint. Some MTUs were represented by multiple pathways, e.g., anterior, middle, and posterior deltoids. First, an uncalibrated model was created by scaling the generic model to each participant's anthropometry using marker positions during a static pose. The joint generalized coordinates and moments were calculated using inverse kinematics and inverse dynamics, respectively, while the MTUs lengths and moment arms were estimated using muscle analysis in Opensim. The trial data were batch processed using the Pyosim and Pyomeca libraries in Python (Martinez et al., 2020b; Martinez and Michaud, 2018).

A personalized model was then created by calibrating the MTU parameters of the scaled uncalibrated model. The calibration step aimed to adjust MTU parameters to minimize the sum of the inverse dynamic joint moment tracking quadratic error and the ratio of GH joint shear to compressive contact forces using a simulated annealing algorithm (See [Appendix A](#)). To this avail, the experimental EMG was used as an input of a forward dynamics analysis to predict joint moments for each given set of MTU parameters. For this step, a calibration dataset was used. This dataset consisted of one trial per subject using a 6-kg load. A penalty was applied whenever an MTU's normalized fiber length reached non-physiological values outside the range of [0.5, 1.5]. For this step, lines of action were grouped based on their function and anatomical classification. Each group received the same EMG signal. Accordingly, lines of action of the same muscle were calibrated using the same

EMG signal. Teres minor was grouped with the infraspinatus, as they were expected to have similar functions (Inman et al., 1996). Since the experimental data on muscles actuating the sternoclavicular and acromioclavicular joints was limited, we chose to focus this study on the GH joint. The DOFs of the calibrated model included only those of the GH joint, and its muscles were limited to the GH 17 lines of action. Out of these lines, only teres major and coracobrachialis were not calibrated. However, as they are not the main actuators of the GH joint, their influence on the calibration step results was expected to be minimal.

The muscle activations and forces were estimated using three different methods:

- Static optimization on the uncalibrated model (SO),
- Static optimization on the calibrated model (SOcal),
- EMG-assisted method on the calibrated model in CEINMS (EMGA).

For all methods, no constraints regarding GH dislocation were implemented while predicting muscle activations. Nevertheless, the calibration process for SOcal and EMGA implicitly tuned the MTU parameters to favor a smaller shear to compressive GH joint reaction ratio during the calibration step. SO and SOcal cost function was the sum of squared activations using the algorithm implemented in Opensim. For these two methods, residual actuators were implemented at all DOFs to ensure finding a solution (Hicks et al., 2015). The last method (EMGA) sought to adjust existing experimental excitations (i.e., EMG linear envelopes) when available and to synthesize the excitations for the remaining lines of action. Activations were predicted from the excitations using the EMG-to-activation model described by Lloyd and Besier (2003). The adjusted and synthesized excitations simultaneously minimized three terms (Sartori et al., 2014):

- Inverse dynamics joint moments tracking error,
- The sum of experimental excitations tracking error for all experimental excitations,
- The sum of squared excitations for the 17 lines of actions.

These three terms were combined in a single cost function. The weighting coefficients for each term were chosen to reach a good balance between tracking joint moments and excitations, following the method explained by Sartori et al. (2014).

3.1.2.3 Analysis

The predicted muscle forces from the three models were then used to calculate joint reaction forces at the GH joint, as well as the ratio of shear to compressive joint contact force. The root mean square difference (RMSd) between the inverse dynamics joint moments and those predicted by the EMG-assisted method as well as the Pearson correlation coefficient (R) were calculated to validate its application. The residual actuator moments

obtained from SO and SOcal were used for comparison. The activations predicted from SO, SOcal and EMGA were compared with experimental EMGs using RMSd and R. Their respective empirical cumulative distribution functions (Kvam and Vidakovic, 2007) were also compared using a Kolmogorov–Smirnov dissimilarity index (Kotz and Johnson, 1992). This index evaluates the probability that the compared samples are drawn from the same distribution. The larger its statistic, the less likely the samples have similar distributions. Coactivation patterns of the rotator cuff muscles between both loads were compared with a Jennrich test on the correlation matrices at each load (Jennrich, 1970). Furthermore, the co-contraction was evaluated for muscle pairs known to have synergies: latissimus dorsi and teres major, anterior deltoid and coracobrachialis, median deltoid and supraspinatus, posterior deltoid and infraspinatus (Kapandji and Tubiana, 2005), using a co-contraction coefficient defined in Equation (3.1), where E_1 and E_2 are the activation of the less and more activated muscle at each time frame for each muscle pair, respectively (Rudolph et al., 2000).

$$CC = \frac{E_1}{E_2}(E_1 + E_2) \quad (3.1)$$

Finally, the GH joint reaction force was expressed in the glenoid local frame. Within this frame, the GH joint reaction ratio, defined as the ratio of the shear to compressive contact forces in the glenoid, was assessed in regard to the reported non-dislocation thresholds (Lippitt and Matsen, 1993).

3.1.3 Results

3.1.3.1 Net Moment Tracking

EMGA tracked moments with an RMSd within the range of the residual actuators used by SO (Figure 26, Tableau XII). The calibrated model succeeded in tracking the net moments calculated by inverse dynamics. The two peaks in the residuals actuators when solving SO (at 24% and 42% of the trial) pointed to a possible failure due to the incapacity of MTUs to generate the needed joint moment. These peaks disappeared when using SOcal.

3.1.3.2 EMG and Muscle Forces

The adjusted excitations mostly had strong correlations (0.30–0.90) with the experimental EMG linear envelopes, with some discrepancies for the posterior deltoid, latissimus dorsi, pectoralis major and the triceps (Figure 27, Tableau XIII). In comparison, the correlation between the SO predicted activations and the experimental EMG were lower (0.05–0.46). Accordingly, different muscle activation patterns were obtained from SO, SOcal, and the EMGA algorithms (Figure 28). Compared to SO, SOcal tended to minimize the activation of the rotator cuff muscles, with even larger differences to EMGA results. In

general, the activations were smaller and showed less inter-subject variability for SO and SOcal, compared to EMGA (Figure 28 et Figure 29). The dissimilarity index between the experimental EMG distribution and the activation estimated using EMGA and SO was of 0.219 and 0.492 respectively ($p < 0.001$). The correlation between the different muscle activations followed a similar pattern when using EMGA algorithm, irrespective of the load (Figure 30). The correlation between the experimental EMG of the infraspinatus, supraspinatus and subscapularis did not differ with the mass ($X^2 = 1.94, p > 0.05$). Similar results were obtained with the activations predicted with EMGA ($X^2 = 3.85, p > 0.05$). However, the activation correlations predicted by SO had a significant relationship with the mass ($X^2 = 33.98, p < 0.01$). The main actuators and the rotator cuff muscles had a higher co-activation for EMGA in comparison with SO (Figure 31).

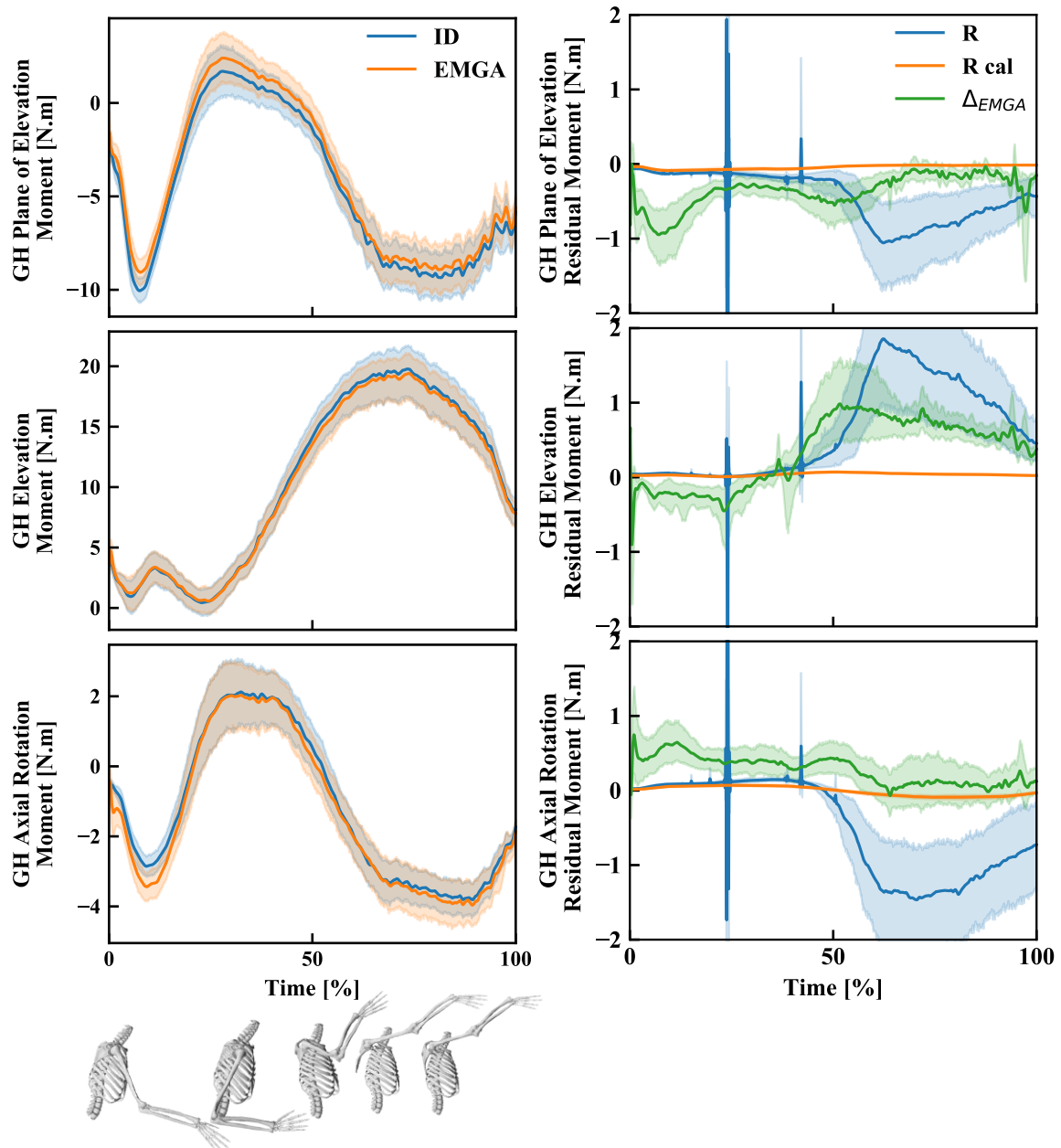


Figure 26. **Left:** Net moments of the GH joint calculated by inverse dynamics (ID in blue) and predicted with the EMG-assisted method (EMGA orange), with a schematic of various position of the participant during the box lifting task, **right:** residual actuators from the generic model (R in blue), calibrated model (R cal in orange), and the difference between the inverse dynamics and the net moments predicted with the EMG-assisted method (Δ_{EMGA} in green). (solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval).

Tableau XII RMSd and R between the GH net moment calculated by inverse dynamics and those predicted by the EMG-assisted method, compared to the root mean squared sum of the residual actuators

Mass (kg)	GH DOF	RMSd (N.m)	Residual Actuators (N.m)	R
6	Plane of elevation	0.61 ± 0.70	1.29 ± 4.74	0.99 ± 0.03
	Elevation	0.81 ± 1.03	1.23 ± 2.19	0.99 ± 0.02
	Axial rotation	0.74 ± 0.67	1.60 ± 4.42	0.96 ± 0.06
12	Plane of elevation	1.69 ± 7.99	1.00 ± 2.70	0.98 ± 0.09
	Elevation	2.10 ± 10.77	1.54 ± 3.86	0.99 ± 0.06
	Axial rotation	1.24 ± 4.03	1.17 ± 2.26	0.97 ± 0.10

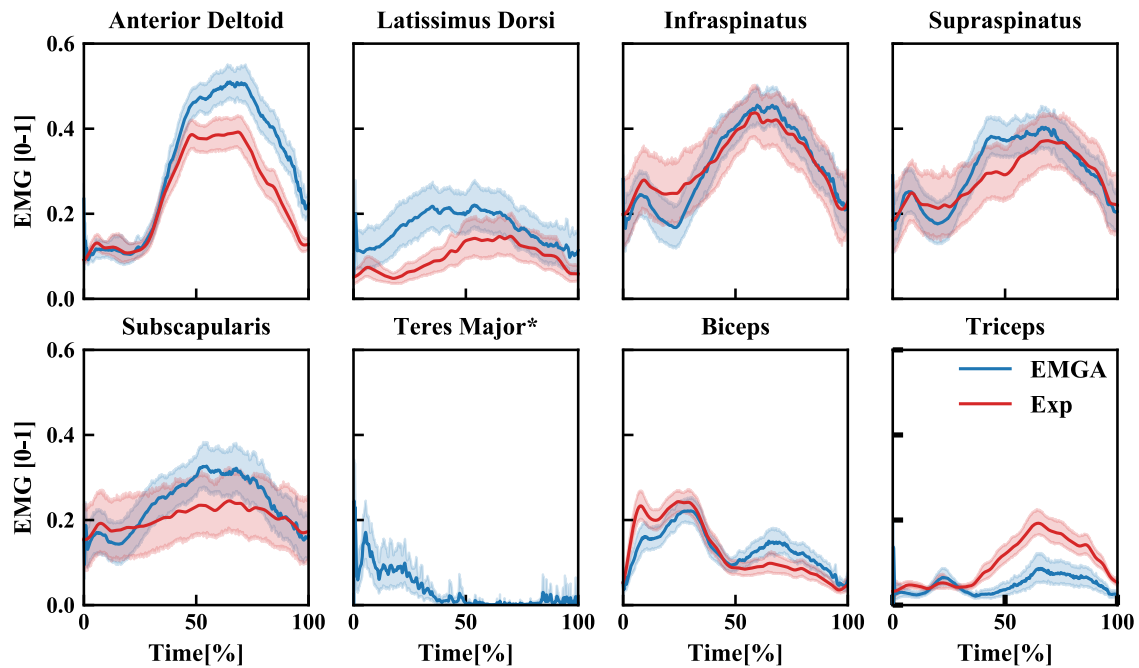


Figure 27. Net Adjusted EMG (EMGA: blue) and experimental EMG (Exp: red). * No experimental data (solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval).

Tableau XIII RMSd and R related to the muscle activations predicted by SO on the uncalibrated (SO) and calibrated model (SOcal) and the EMG adjusted with the EMG-assisted method (EMGA), in comparison to the experimental EMG

Muscles	RMSd			R		
	SO	SOcal	EMGA	SO	SOcal	EMGA
Anterior Deltoid	0.34 ± 0.11	0.27 ± 0.10	0.11 ± 0.07	0.46 ± 0.31	0.53 ± 0.29	0.90 ± 0.09
Median Deltoid	0.25 ± 0.13	0.21 ± 0.07	0.08 ± 0.04	0.37 ± 0.42	0.22 ± 0.39	0.88 ± 0.16
Posterior Deltoid	0.13 ± 0.07	0.13 ± 0.09	0.08 ± 0.05	-0.17 ± 0.26	-0.08 ± 0.30	0.31 ± 0.51
Pectoralis Major	0.09 ± 0.09	0.10 ± 0.09	0.11 ± 0.08	0.17 ± 0.37	0.11 ± 0.36	0.34 ± 0.41
Latissimus Dorsi	0.16 ± 0.16	0.11 ± 0.09	0.12 ± 0.08	-0.13 ± 0.37	-0.19 ± 0.35	0.49 ± 0.44
Infraspinatus	0.32 ± 0.15	0.25 ± 0.13	0.06 ± 0.04	0.32 ± 0.30	0.28 ± 0.29	0.85 ± 0.17
Supraspinatus	0.31 ± 0.15	0.28 ± 0.17	0.06 ± 0.05	-0.05 ± 0.31	-0.13 ± 0.33	0.76 ± 0.30
Subscapularis	0.24 ± 0.20	0.21 ± 0.20	0.06 ± 0.04	0.06 ± 0.34	0.01 ± 0.37	0.56 ± 0.29
Biceps	0.18 ± 0.08	0.14 ± 0.06	0.05 ± 0.03	-0.36 ± 0.30	-0.28 ± 0.33	0.76 ± 0.24
Triceps	0.11 ± 0.07	0.11 ± 0.07	0.07 ± 0.06	-0.13 ± 0.26	-0.04 ± 0.33	0.30 ± 0.57

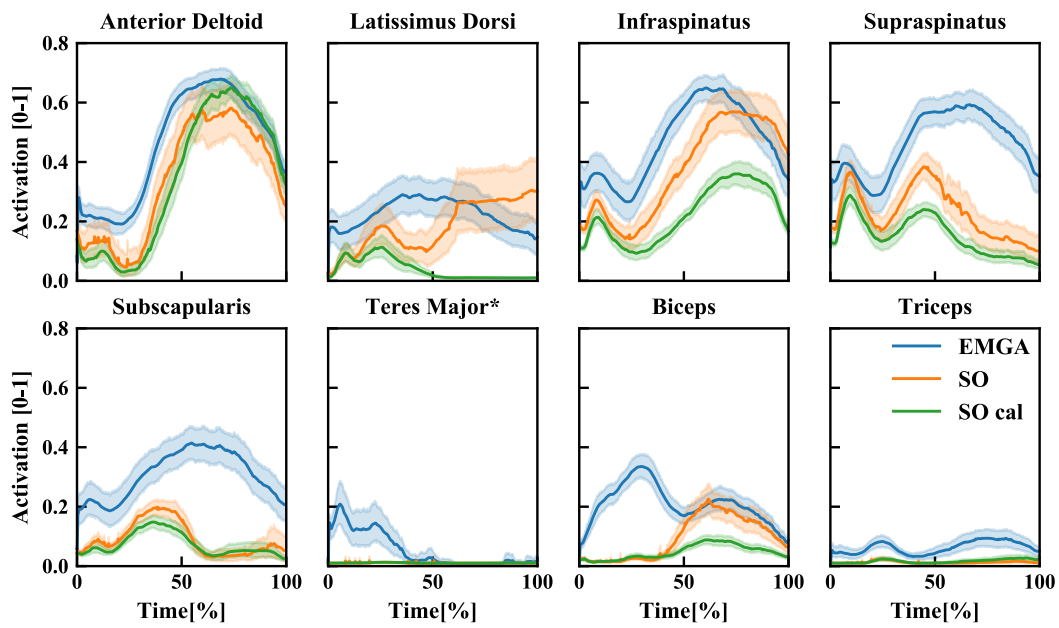


Figure 28. Muscle activations (solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval) predicted by EMGA (blue), SO (orange) and SOcal (green)
 * Teres major activation was synthesized.

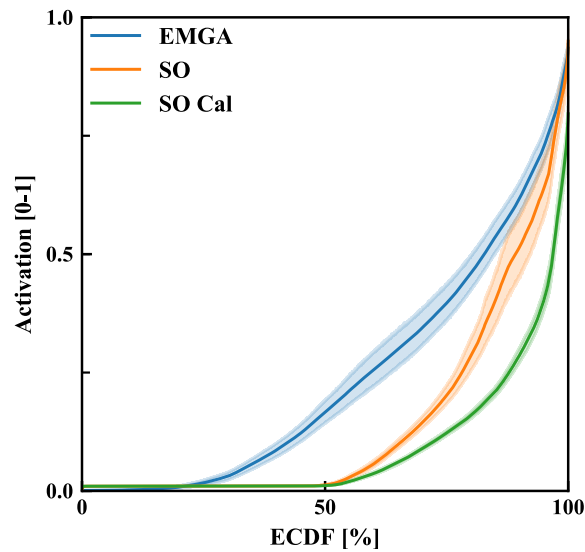


Figure 29. Empirical cumulative distribution of all muscle activations (solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval) predicted by EMGA (blue), SO (orange) and SOcal (green): for a given activation (a), the ECDF shows the percentage of data who is at most equal to a .

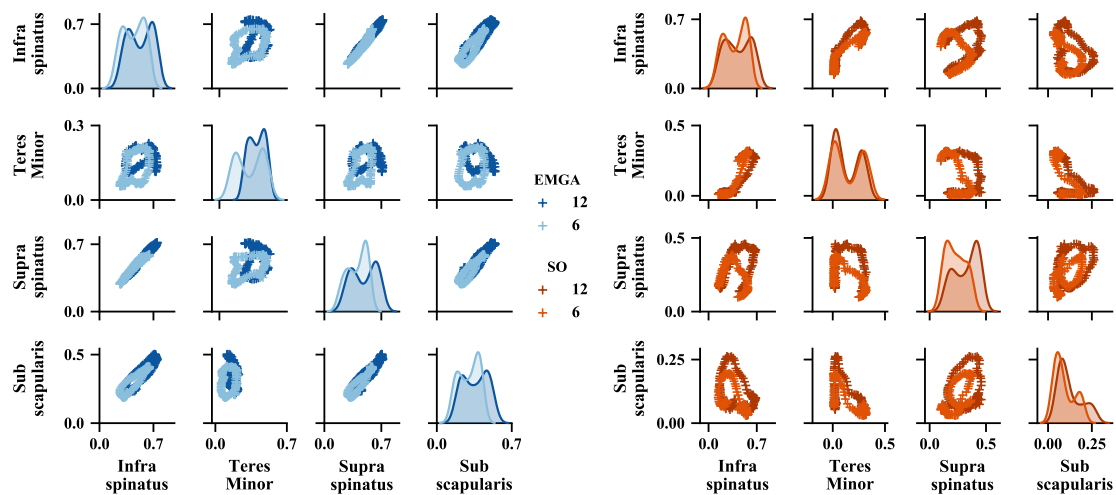


Figure 30. Activation relationships between the rotator cuff muscles as predicted for the 6 and 12 kg trials: The axes show the activation value of the respective muscles. On the diagonal: the mean distribution of a given muscle activation over the trial. In the upper (lower) triangle: the relationship between two muscles activations throughout the trial. For instance, the EMG algorithm predicted that an increase in the activation of the infraspinatus is correlated with an increase of the supraspinatus's activation. (Mean as predicted by EMGA: right, and SO: left).

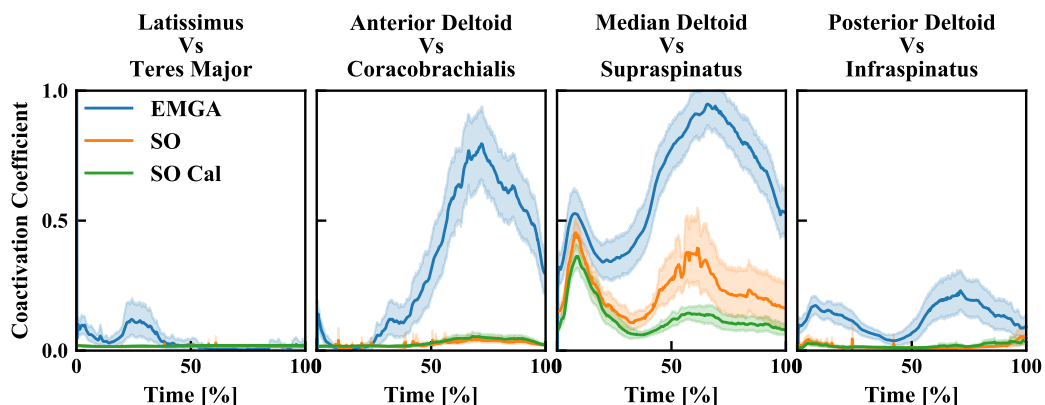


Figure 31. Coactivation coefficients between various muscle pairs (solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval) as predicted by EMGA (blue), SO (orange) and SOcal (green): the higher the coefficient, the higher is the muscle pair's coactivation.

3.1.3.3 Joint Reaction Forces

The magnitude of the estimated GH force was higher with EMGA compared to SO and SOcal. However, EMGA solutions did not present any sudden peaks in the force amplitude for the duration of the test, unlike SO. These SO peaks were smoothed out when using SOcal (Figure 32a). Peaks also appeared for the joint reaction ratio throughout the test with SO (Figure 32b). A maximum ratio was reached close to the maximum extension of the GH joint with a mean value of 0.65 and 0.27 for the EMGA and SOcal, respectively. In

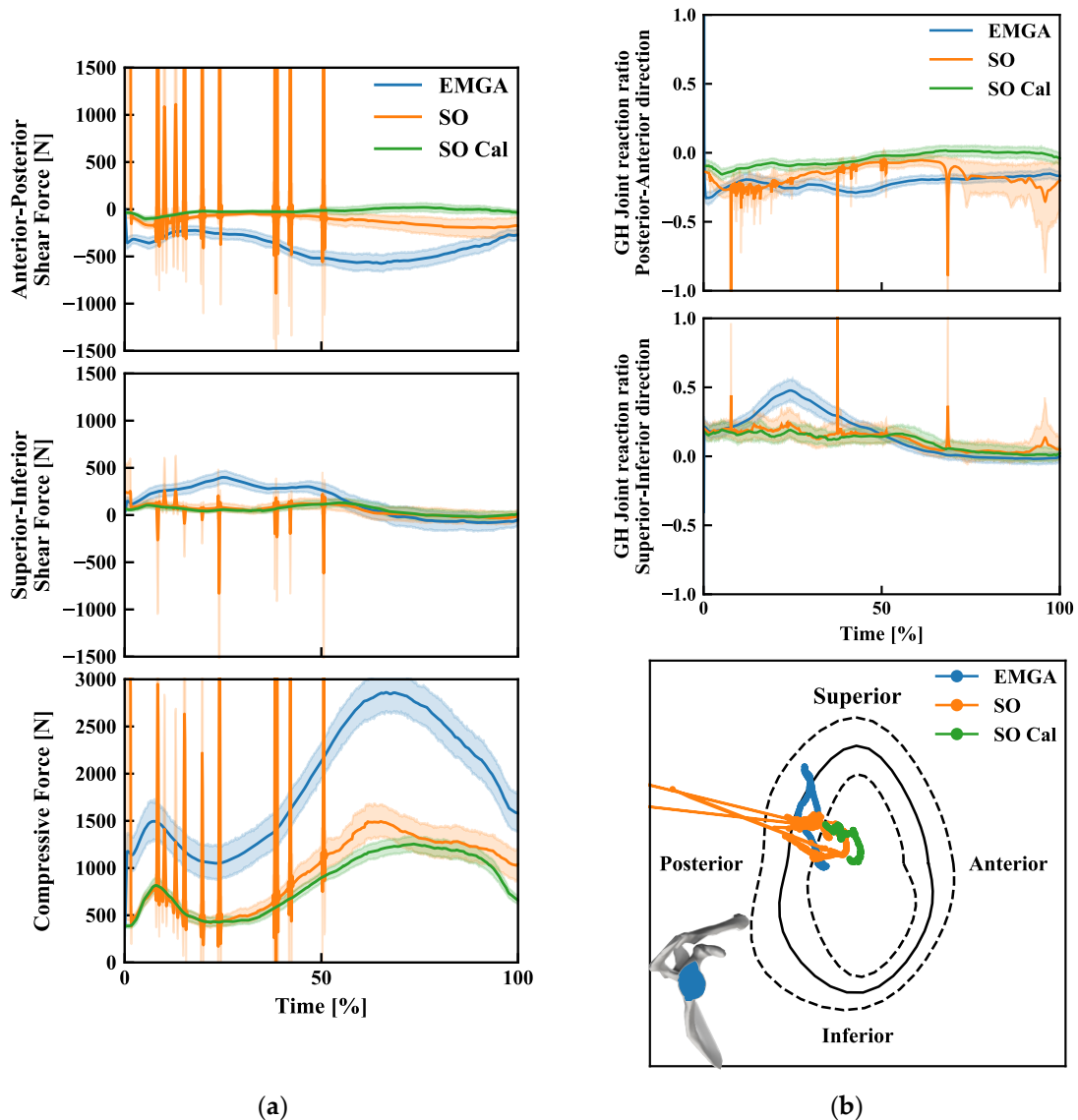
comparison, the joint reaction ratio had an erratic behavior when estimated from SO. The direction of the GH force was directed within the stability cone for 100% of the trials for the SOcal and EMGA models, but not for the SO model (Figure 32b).

3.1.4 Discussion

This study compared muscle activation patterns and GH joint reaction forces obtained from three different neuromusculoskeletal modelling approaches: SO, SOcal, and EMGA. As hypothesized, shear to compressive GH joint reaction forces predicted with EMGA remained within the stability cone boundaries, unlike those predicted with SO. Similar results were obtained with SOcal which pointed out the importance of musculoskeletal calibration.

3.1.4.1 Net Moment Tracking and Calibration

Calibration is a key step to tune MTU parameters that vary non-linearly across subjects, and thus is critical to EMG-informed models (Winby et al., 2008). In this study, the difference in residual moments between SO and SOcal pointed out the impact of calibration. For SO, the presence of peaks in the residual moment pointed the incapacity of the model to generate the required inverse dynamics moment. This could be the result of the cost function used for static optimization. Indeed, for a similar task, the distribution of muscle activations revealed a weak activation of the majority of the muscles (<20% MVC), while the task was mainly led by the superior trapezius, the anterior and median deltoids, and the infraspinatus (Martinez et al., 2020a). Additionally, the forces were mainly generated by the previously mentioned muscles as well as the latissimus dorsi. Another possibility is that the model required such an activation pattern due to its overall weakness. In other words, the model was unable to generate the moments responsible for the upper limb movement relying solely on its MTUs activations. With the calibration, the maximal isometric force was increased for all muscles. Thus, it is possible that the generic muscle parameters were not representative of our participants, and thus would require further calibration. However, the choice of the calibration cost function is also crucial. Limiting the calibration objective function to tracking the inverse dynamics moments only, might lead to a non-physiological increase of the MTU's maximal isometric force (Gerus et al., 2013; Hoang et al., 2018).



(a) (b)

Figure 32. (a) GH joint reaction forces (solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval) calculated from the muscle activations predicted from the EMGA (blue), SO (orange) and SOcal (green); (b) Top: GH joint reaction shear/compressive ratio, bottom: ratio of the GH force in regard to the non-dislocation threshold ratios from Lippitt and Matsen (1993) in the glenoid frame (mean \pm 1 std: solid \pm dashed black lines): If the GH joint reaction shear/compressive ratio is within the cone, the joint is considered as stable. The data shown are from the EMGA (blue), SO (orange) and SOcal (green, solid line: mean value, shaded region: 95 % confidence interval).

3.1.4.2 EMG and Muscle Forces

The difference between adjusted and experimental EMGs were comparable to the differences between the EMG envelopes obtained from two repetitions of the 6 kg trials (See [Appendix B](#)). Accordingly, the adjusted EMGs were considered representative of the experimental EMGs. The muscles that exhibited the largest differences were the posterior deltoid, pectoralis major, latissimus dorsi, and triceps. In the second half of the lift, the

triceps was mostly involved in the elbow flexion, thus the increased length of the MTU was balanced by a reduction of its EMG, to reduce its contribution to the net moments of the GH joint. Pectoralis major and latissimus dorsi generated torques at the GH, sternoclavicular and acromioclavicular joints. Since the calibration was performed by matching only GH joint torque, the error in calibration for these muscles was probably larger. Similar results have been reported for the lower limb. The activations predicted with a multi-joint (hip, knee, ankle) model were more accurate than using a single joint model (Sartori et al., 2012). Overall, the agreement of the EMGs offered a preliminary validation of the activations predicted with EMGA.

As shown in previous studies on the upper limb, lower limb, or the spine, activation patterns predicted by EMG-informed algorithms differ from SO based predictions (Gagnon et al., 2001; Kian et al., 2019). SO, based on least squares activation, tends to favor muscles with large moment arms (Robertson et al., 2014) and underestimates co-contraction (Cholewicki et al., 1995). While this could be easily observed for simple humeral motions such as abduction or flexion, it was less straightforward for our lifting task due to its kinematic complexity. Overall, SO reduced activation for most muscles, in comparison to activations predicted by the EMGA method. This tendency was even more evident on the overhead phase, where the supraspinatus and subscapularis activations were minimized with SO and SOcal, even though such positions are known to be at higher risk for injury, and thus would require more activation of the rotator cuff muscles (Palmerud et al., 2000; Ward et al., 2006; Wattanaprakornkul et al., 2011). Similarly, during the concentric phase of the task (0%–30%), teres major was expected to assist the latissimus dorsi in the extension of the humerus (Jeno and Varacallo, 2019), which was not predicted when using SO or SOcal. Accordingly, the difference in the empiric activation distribution was probably due to the lack of a co-contraction component in SO and SOcal. This limitation of SO could also be inferred from the random correlations between the rotator cuff muscles that were not consistent between trials. Whereas, the activations predicted by the EMGA method showcased correlations between the rotator cuff muscles irrespective of the task and load, as well as between agonist and antagonist muscles. Additionally, the observed loop-shape co-activation was reported experimentally as a typical force sharing pattern in cat walking (Arslan et al., 2012). Muscle activations were obtained without the implementation of a non-dislocation constraint, which reduced the effect of mathematical penalties and restrictions that might not be physiological. Indeed, different muscle recruitment trends could be predicted depending on the implementation of a stability constraint (Blache et al., 2017; Dickerson et al., 2007). The implications of such a constraint could be detrimental when studying unstable shoulders, that might physiologically fail to ensure stability, but would succeed to do so in a constrained model.

3.1.4.3 Joint Reaction Forces

The pattern of the GH joint reaction forces obtained from EMGA were similar to that reported in-vivo using an instrumented prosthesis (Bergmann et al., 2007; Westerhoff et al., 2009) or via modelling (Klemm et al., 2018), with higher amplitudes close to the maximum elevation and a higher contribution of the compressive component of the force. Our study however reported a higher force magnitude (mean peak value: 2907 N vs. about 1000 N). This could partly be explained by the difference in the lifted weights (6 vs. 2 kg), the age and fit of the studied population, and the kinematic differences between the two studies (Blache and Begon, 2018). Additionally, the use of an implant, for the in-vivo study might have shifted the GH center of rotation and muscles moment arms (Westerhoff et al., 2009). The GH force calculated by SO had random peaks throughout the trials. However, these peaks disappeared with the calibration (SOcal). They occurred when GH main actuators (i.e., deltoid and pectoralis major) had activation peaks. Since these main actuators have a large contribution to the net joint reaction force, their activation patterns would reflect on the GH joint reaction amplitude. The model calibration, as discussed in the first section, enabled the MTUs to generate the inverse dynamics joint moment without saturating these main actuators, and thus eliminated these peaks from the GH joint reaction force with SOcal.

The muscle activations obtained from SO led to an unstable glenohumeral joint, as evidenced by the excursions outside the non-dislocation stability cone. The GH stability is probably attained, in part, by the co-contraction of rotator cuff muscles (Yanagawa et al., 2008). However, these muscles tend to have a smaller moment generating capacity. Thus, SO solutions would not favor their activation in comparison to that of the main GH actuators. Thereby, SO might not generate an activation that would prevent the humerus from sliding under the deltoid elevating action. From a stability perspective, the SO shoulder model was the most vulnerable at the end of the concentric phase along the superior-inferior direction, which was not found in our previous study based on SO (Blache et al., 2017). The MTUs definition and the analyzed task are relatively similar between both studies. However, Blache et al. (2017) optimized the maximal isometric forces to track the experimental EMG (genetic algorithm combined with SO), which partly resembles our calibration step. Accordingly, implementing SOcal, the GH instability decreased, despite the use of static optimization to predict activations. This emphasizes the importance of a subject-specific MTU model for studying complex systems such as the shoulder.

The GH joint reaction forces predicted with the EMGA method were on the boundary of the non-dislocation cone obtained from the ratios reported on cadaveric data when a compressive force of 50 N was applied (Lippitt and Matsen, 1993). The ratios are expected to decrease as the compressive force is increasing (Klemm et al., 2017). However, as far as we know, no data are reported in the literature for our complete range of compressive forces

(366-2813 N). Additionally, these ratios were obtained when the humerus was positioned in the center of the glenoid, with the arm in a neutral position only, whereas these ratios have been reported to be a function of the joint's 3-DOF (Klemm et al., 2017). Finally, our model did not include the biceps long tendon. This tendon was reported to oppose the luxation of the humerus as the biceps is contracting (Kapandji and Tubiana, 2005), thus this contribution might account for the increased risk of dislocation observed in our study.

3.1.4.4 Limitations

This study had limitations that should be considered. The model calibration has been done with a task similar to those analyzed. Since this task required low sternoclavicular and acromioclavicular joint net moment, our study was limited to the GH joint. For future studies, a more appropriate calibration trial should be used, to account for the contribution of the trapezius and serratus anterior, as they are critical in rotator cuff pathologies (Ludewig and Reynolds, 2009). Furthermore, the need of indwelling electrodes to calibrate the model is a practical limitation of the EMG-informed approaches for the upper limb. Further studies should be done to understand the sensitivity of each parameter of the calibration, and thus refine its process and reduce the number of required EMG signals, whether they require surface or indwelling electrodes. Additionally, while the symmetrical activity is confirmed in the literature for manual handling tasks (Nielsen et al., 1998), it would be interesting to compare calibration results as well as activation patterns between the dominant and non-dominant sides. The musculoskeletal model had some limitations. The first limitation was related to the geometry, as it was difficult to validate the muscle lengths and moment arms for all 36 participants due to large variability in their morphological features. Secondly, the GH joint stability was ensured only by MTUs, which neglected the effect of the labrum and ligaments (Soslowky et al., 1997). However, it was expected that, in our range of motion labrum and ligaments, contributions were much smaller than muscles contributions (Halder et al., 2001; Lippitt and Matsen, 1993). Finally, the GH joint reaction magnitude in this study was relatively larger, it is expected that an improved calibration step would yield a joint reaction magnitude closer to those reported in the literature.

3.1.5 Conclusions

In conclusion, the activations predicted by EMGA were more representative of rotator cuff muscles co-contractions, as well as co-contractions between the main GH actuators and stabilizers. The calibration of the model enabled the prediction of a shear to compressive GH joint reaction force that remained within the boundaries of the non-dislocation cone, without the implementation of a non-dislocation constraint. These findings highlight the importance of subject-specific models and EMG-informed algorithms in the

study of the shoulder complex in general, and more particularly in the prediction of the scapulohumeral muscular balance. A deeper understanding of the scapulohumeral muscular pathomechanisms should help the development of adequate ergonomic interventions in the work environment. The EMGA method could also be implemented for other populations that are at high risk of upper limb injury such as athletes and manual wheelchair users.

3.1.6 Appendix A

The MTU parameters relative to the activation dynamics (EMG-to-activation) and contraction dynamics (activation-to-force) were personalized using a simulated annealing algorithm to minimize two components. The first one expressed the error between joint moments predicted by inverse dynamics and those calculated by the EMG-driven algorithm. The second component minimized the ratio of shear to compressive joint reaction forces at the GH joint. The objective function was defined as:

$$F_{cal} = F_{\tau} + \left| \frac{F_{GHshear}}{F_{GHcomp}} \right| \quad (A1)$$

with F_{τ} defined in Pizzolato et al. (2015) as:

$$F_{\tau} = \sum_t^{N_{trials}} \sum_d^{N_{DOF}} E_{t,d} \quad (A2)$$

where the error $E_{t,d}$ is defined as:

$$E_{t,d} = \frac{1}{N_{points}} \sum_n^{N_{points}} \left(\frac{(\overline{M_{t,d,n}} - M_{t,d,n})^2}{var(\overline{M_{t,d}})} + \sum_j^{N_{MTU}} p(n,j) \right) \quad (A3)$$

$$p(n,j) = \begin{cases} 100 (\tilde{l}_{m_{n,j}} - 1)^2, & \text{if } |\tilde{l}_{m_{n,j}} - 1| > 0.5 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (A4)$$

where N_{points} is the number of data points, $\overline{M_{t,d,n}}$ is the inverse dynamics moment, and $M_{t,d,n}$ the moment predicted from the EMG-data for the d^{th} DOF for the t^{th} trial at the n^{th} timeframe. The $p(n,j)$ function is a penalty to prevent non-physiological normalized fiber lengths ($\tilde{l}_{m_{n,j}}$) that are outside the range of [0.5, 1.5].

3.1.7 Appendix B

Tableau XIV RMSd and R between the experimental EMG of two different trials with a 6 kg load (mean \pm 1 std for n = 36 participants)

Muscles	RMSd	R
Anterior Deltoid	0.11 \pm 0.05	0.74 \pm 0.17
Median Deltoid	0.08 \pm 0.03	0.84 \pm 0.10
Posterior Deltoid	0.05 \pm 0.03	0.77 \pm 0.19
Pectoralis Major	0.02 \pm 0.03	0.58 \pm 0.20
Latissimus Dorsi	0.02 \pm 0.03	0.63 \pm 0.25
Infraspinatus	0.05 \pm 0.05	0.64 \pm 0.38
Supraspinatus	0.05 \pm 0.03	0.57 \pm 0.41
Subscapularis	0.03 \pm 0.03	0.30 \pm 0.39
Biceps	0.07 \pm 0.03	0.71 \pm 0.22
Triceps	0.04 \pm 0.04	0.82 \pm 0.11

3.1.8 Figure supplémentaire

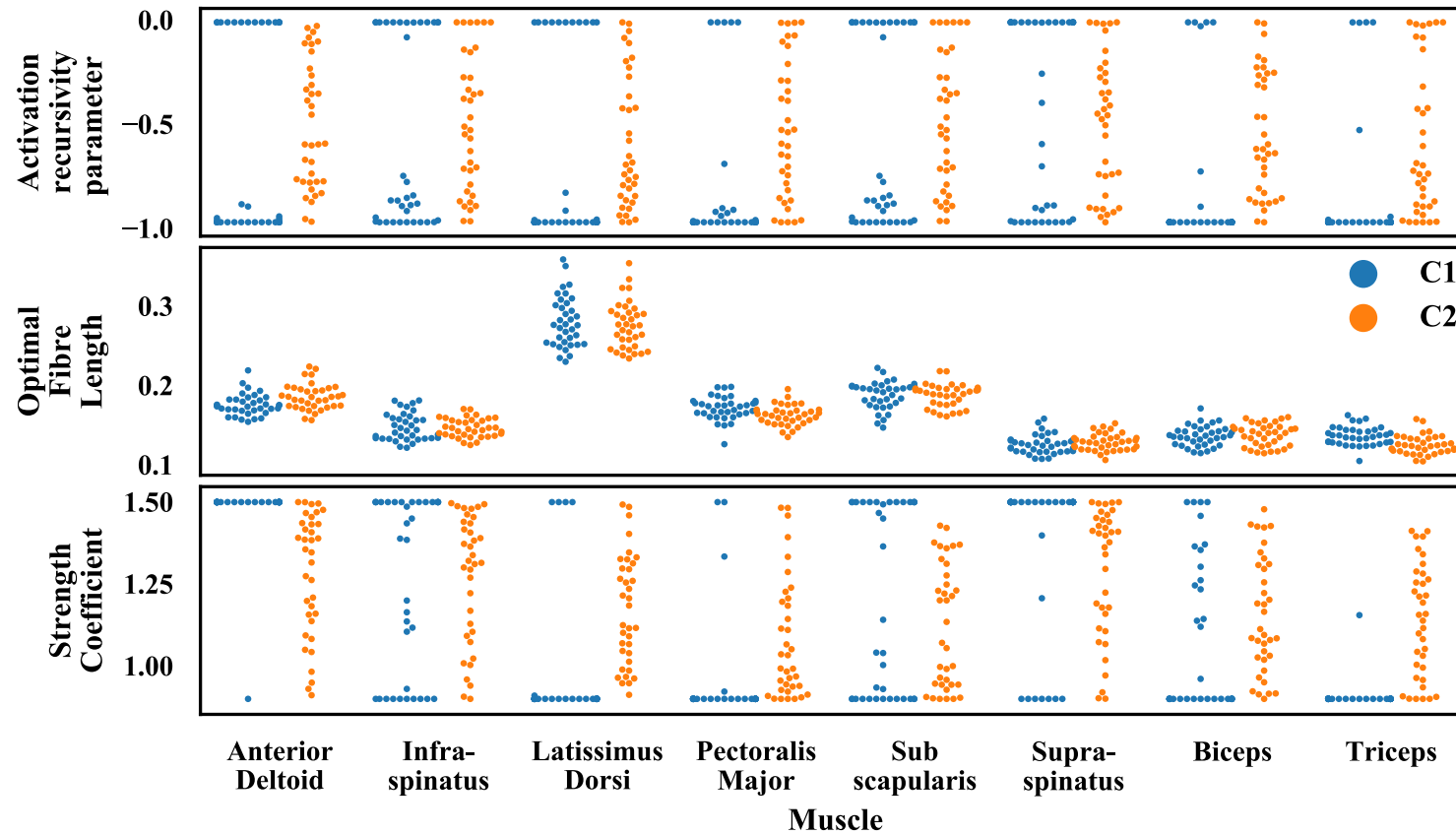


Figure 33 Distribution des paramètres de dynamique de contraction issus de la calibration en minimisant l'erreur de suivi des couples articulaires (C1) ou en minimisant C1 et le ratio des composantes transverses sur la composante normale de la force de réaction gléno-humérale (C2). Chaque point représente un participant. Le coefficient de force (*Strength Coefficient*) représente le facteur appliqué pour calibrer la force isométrique maximale.

3.2 Article n° 3

Si l'approche informée par EMG nous a permis de prédire des forces musculaires plus plausibles physiologiquement, elle ne nous a pas nécessairement permis de comprendre la fonction des différents muscles dans le mouvement, ni d'expliquer les altérations de la cinématique ou du schéma des excitations musculaires avec la charge soulevée et/ou avec le sexe des participants. Afin de répondre à cette problématique, cet article s'est intéressé à la prédiction d'indices de fonction basés sur les bilans énergétiques des muscles et degrés de liberté de l'articulation gléno-humérale lors du geste de manutention. En analysant ces indices de fonctions nous avons pu identifier des tendances de fonctions musculaires et articulaires cohérentes avec la structure physiologique de l'élément étudié.

Cet article a été coécrit par Najoua Assila, Sonia Duprey et Mickaël Begon. La contribution principale de cet article revient à Najoua Assila. Najoua Assila a adapté et implémenté l'approche de prédictions des indices de fonction. Le calcul des résultats ayant mené à l'article a été fait par Najoua Assila, qui a par la suite écrit l'article, guidée par les conseils et les remarques des coauteurs.

Glenohumeral joint and muscles functions during a lifting task³

Najoua Assila, Sonia Duprey and Mickaël Begon

Abstract: The mobility of the healthy shoulder depends on complex interactions between the muscles spanning its glenohumeral joint. These interactions ensure the stability of this joint. While previous studies emphasized the complexity of the glenohumeral stability, it is still not clear how the kinematics and muscles interact and adapt to ensure a healthy function of the glenohumeral joint. To understand the function of each muscle and degree of freedom of the glenohumeral joint in executing an above-the shoulder box handling task while ensuring stability, we adapted an index-based approach previously used to characterize the functions of the lower limb joints and muscles during locomotion. Forty participants lifted two loads (6 Vs. 12 kg) from hip to eye level. We computed the mechanical powers of the glenohumeral joint and its spanning muscles. We characterized the function of muscles and degrees of freedom using function indices. The function of the glenohumeral joint underlined its compliancy and design for a large range of motion, while the rotator cuff indices emphasized their stabilizing function. The overall muscle functions underlined the complexity of the glenohumeral stability that goes beyond the rotator cuff. Additionally, the load increase was compensated with changes in the functions that seem to favor joint stability. The implemented approach represents a synthetized tool that could quantify the glenohumeral joint and muscles behavior during tridimensional upper limb tasks, which might offer additional insight into motor control strategies and functional alterations related to pathologies or external parameters (e.g., load).

Keywords: shoulder; rotator cuff; glenohumeral joint; muscle function; joint function

Article published in [Journal of Biomechanics](#)

This research was undertaken thanks, in part to funding from the Canada First Research Excellence Fund through the TransMedTech Institute. We acknowledge the support of the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC), [RGPIN-2019-04978]. This study was carried out within the framework of the Associated International Laboratory EVASYM.

3.2.1 Introduction

The upper limb is regularly recruited in daily activities. However, due to its neuro-musculoskeletal complexity, the understanding of its functional anatomy is still limited. With the evolution of the erect posture in humans, the upper limb evolved to ensure dexterous manipulation over a wide range of motion. Nevertheless, the upper limb is often recruited for load bearing activities, particularly during occupational handling tasks. The shoulder healthy function, particularly that of its glenohumeral joint depends on intricate interactions between its various muscles (Inman et al., 1996). In order, for shoulder muscles, to actuate and actively stabilize the glenohumeral joint throughout its large range of motion, they have long fascicle lengths, such that their working range remains within the force-length curve middle section (Veeger and van der Helm, 2007). While classical biomechanical approaches predict coordinates and moments of each joint degrees of freedom (DOF), as well as muscle activations and lengths, it is difficult to use their results to draw conclusions on the upper limb joint DOF and muscle behaviors during a handling task. Indeed, the variation of muscle force directions and moment arms during three-dimensional tasks hinders the identification of a sole muscle function. Additionally, while muscle behavior is strongly dependent on the force-length and force-velocity curves (Lappin et al., 2006; Richardson et al., 2005), using these curves to infer muscle functions during a dynamic task remains difficult due to their complex interactions. As muscle architectural features have an impact on its behavior, and thus on the joint function (Biewener, 2016), an approach that synthesizes muscle forces and length change is expected to shed a light on the upper limb function. According to Dickinson et al. (2000), muscle function can be split into four categories: strut, spring, motor and damper. A strut function expresses the capacity to generate large muscle forces (or joint moments) with little change in muscle length (or joint angle). Such behavior would be beneficial for rotator cuff muscles, particularly for their stabilizing action but not for joints with large range of motion. A spring-like behavior expresses the capacity of a structure to store and release elastic energy; a motor-like behavior characterizes a structure that generates positive energy; while a damper-like behavior characterizes a structure that relies on muscle contraction to absorb energy. These four behaviors have been quantified through indices calculated using mechanical energy. While initially introduced for muscles, these categories have also been extrapolated to describe joint behavior. Indeed, this approach successfully identified lower limb joints and muscles functions during walking and running (Lai et al., 2019; Qiao and Jindrich, 2016). Implementing such approach to study the glenohumeral joint would shed a light on the upper limb motor strategies. However, as the healthy function of this joint relies on muscle co-contraction, predicting muscle forces that express the coactivation of muscles is critical to predict their function.

Our previous work on the effect of sex and load on the biomechanics of a lifting task presented the complexity of the upper limb biomechanics, as well as the interactions of the various biomechanical variables for a relatively straightforward lifting task (Bouffard et al., 2019; Martinez et al., 2020a, 2019). While sex-load interactions were found for joint kinematics (differences linked to the load lifted by women), no sex-load interactions were observed for muscles' activations estimated using musculoskeletal models, nor for their electromyographic signals (EMG). Additionally, no load effect was observed for the relative time spent beyond a critical shear-compression dislocation ratio for the glenohumeral joint reaction force of all participants, despite the increased muscle activation. Local adaptations within the glenohumeral joint could explain the disparity of these results. Indeed, for pointing tasks, shoulder fatigue was reported to induce differences in the shoulder kinematics and in those of the trunk and elbow (Yang et al., 2019). Accordingly, an analysis of the adaptations within the glenohumeral DOF and muscle functions could explain why no changes are observed for muscle activations and why seemingly the load does not impact the glenohumeral risk of dislocation.

The objective of this study is to further understand the glenohumeral joint and its muscles functions using an energy index-based approach during a lifting task. It was hypothesized from observation of the shoulder structure and function (multiple joints with scapulohumeral rhythm, large mobility range and muscles with long fascicles) that this approach should yield a minimal strut behavior for the glenohumeral joint DOFs irrespective of sex and load. On the other hand, scapulohumeral muscles, particularly the rotator cuff muscles that act as stabilizers, should mainly have a strut behavior. A secondary objective of this study is to analyze the effect of sex and load on the mechanical power and the predicted behaviors in light of our previous results regarding biomechanical parameters during a lifting task (Bouffard et al., 2019; Martinez et al., 2020a, 2019). It is hypothesized that functional adaptations to load within the glenohumeral joint and musculature would occur. Particularly, an increase in the damper-like behavior of the joint DOFs and muscles is expected to counter the increased risk of injury associated with the increased load, pointing out complex adaptation strategies of the upper limb.

3.2.2 Methods

3.2.2.1 Data Collection

The raw data previously used by Martinez et al. (2020a) was used. Forty participants who had no history of upper limb diseases performed a box handling task. The research protocol was approved by the University of Montréal ethics committee (n° 15-016-CERES-P). All participants provided their informed consent prior to the experimentation. A brief

presentation of the experimental setup is described hereafter, see [supplementary material](#) for a detailed description.

The kinematics of the participants' trunk and right upper limb, and that of the box were tracked using 42 reflective markers. Bipolar surface EMG electrodes were used to measure the activation of 10 muscles: anterior, median and posterior deltoids, biceps, triceps, pectoralis major, latissimus dorsi, upper and lower trapezius and serratus anterior. Infraspinatus, supraspinatus and subscapularis activations were recorded using indwelling electrodes. The linear envelopes of the EMG signals were normalized to the maximal voluntary contraction (Dal Maso et al., 2016). The participants moved a box (6 or 12 kg) between two shelves from hip to eye level. Forces and moments between the right hand and the box were measured using a six-dimensional force sensor.

3.2.2.2 Neuro-musculoskeletal model

A musculoskeletal model was developed in Opensim (Delp et al., 2007) from the shoulder model of Wu (2016). The acromioclavicular and glenohumeral joints were both modelled as 3-DOF joints, while the sternoclavicular joint, the elbow and wrist were each modelled as 2-DOF joint. The glenohumeral joint DOFs sequence was plane of elevation, elevation and axial rotation (Wu et al., 2005). The generic model was first anthropometrically scaled to match the markers positions during a static trial in the anatomical position. The joint angles and moments were predicted using Opensim's inverse kinematics (a global optimization scheme with higher weights for markers that are reported to have a minimal soft tissue artefact) and inverse dynamics, respectively (Delp et al., 2007). Our study was focused on the glenohumeral joint DOFs and the muscles acting on it. Out of the 17 musculotendon units actuating the glenohumeral joint, three (teres major, teres minor and coracobrachialis) had no experimental EMG. The scaled models were further personalized by calibrating their neuromuscular parameters (e.g. optimal fiber length) using the CEINMS toolbox (Pizzolato et al., 2015). The personalized models were then used to predict muscle forces and fiber contraction velocities in CEINMS using an EMG-assisted scheme, while implementing a fiber-tendon equilibrium constraint. The calibration and muscle force prediction processes are described in [supplementary material](#).

3.2.2.3 Analysis

We calculated the glenohumeral joint 3-DOF powers as the product of their respective generalized moments and angular velocities. The muscle fiber power was calculated as the product of the fiber's tension and its contractile velocity. DOF and fiber powers were reported for men and women with both loads. To evaluate the function of each DOF and each fiber during the box-handling tasks, we calculated four indices that describe

the mechanical behavior of an entity as a strut, a spring, a motor and a damper (i.e., function indices). The indices were defined to have a cumulative sum of 100% and are fully described in Lai (2019) and Qiao and Jindrich (2016). Further details about these indices can be found in [supplementary material](#). Briefly, an entity that has a dominant strut behavior would generate large forces with little fluctuation in its length or angle. A spring-like behavior manifests itself with energy storage or release often synchronized with the compression and extension phases of the movement. Since the task of interest involved mainly a thoraco-humeral elevation, we defined the compression phase as the phase beginning with the lifting of the box from the shelf to the moment when the box is the closest to the participant, while the rest of the trial is the extension phase. An entity, acting like a motor, would generate mainly positive work throughout the task. Finally, a damper-like behavior would stand for a dominant negative work generation. To obtain dimensionless indices for muscle fibers, the strut index was normalized with respect to the fiber's optimal length obtained with the model calibration.

The effects of sex and load on the glenohumeral DOF and muscle fibers powers, as well as their function indices were evaluated using a two-way nonparametric ANOVA with repeated measures on the load (Pataky et al., 2015). Statistical significance was fixed at 0.05. For the 1D analysis, the family-wise error for all clusters was respected using a Bonferroni correction to account for the number of DOFs and muscle. On the other hand, the p-values reported for the function indices (0D analysis) are the ones obtained from a Holm-Bonferroni correction, to maintain the power of the analysis, despite running the tests for four indices.

3.2.3 Results

The sex had no significant effect on the joint power, while the load had a significant effect on the power of the glenohumeral elevation ($p < 0.05$; Figure 34). The glenohumeral plane of elevation and axial rotation had power peaks higher than those calculated for the elevation. These peaks occurred close to the transition from the compression to the extension phase (Figure 34). The net joint power was mainly the result of the anterior deltoid, biceps and latissimus dorsi fiber powers, followed by the infraspinatus and supraspinatus, two rotator cuff muscles (Figure 35). No major effects of sex, load, nor their interaction were observed on the fibers power.

All glenohumeral DOF had a minimal strut-like behavior with no significant effect of sex or load ($p > 0.05$; Figure 36). The spring-like behavior was not a main function for any of the DOF; however, it was usually more present in the glenohumeral axial rotation, irrespective of the load or sex ($p > 0.05$). The load affected the elevation damper ($p = 0.012$) and motor ($p = 0.035$) behaviors. Both men and women relied on their glenohumeral plane of elevation and elevation as prime motors. For the 6 kg lifting task, women relied more on

their plane of elevation to drive the motion with a motor index of $66 \pm 15\%$, whereas men preferred their glenohumeral elevation ($68 \pm 23\%$). For the 12 kg task, women did not change their power strategy (glenohumeral plane motor index: $60 \pm 16\%$), while men moved the box by using both their plane of elevation ($48 \pm 20\%$) and elevation ($46 \pm 28\%$) as motors. The damping action was ensured by the glenohumeral axial rotation for women and men during the 6 kg trial. However, as the load increased, so did the damping action of the two other DOFs.

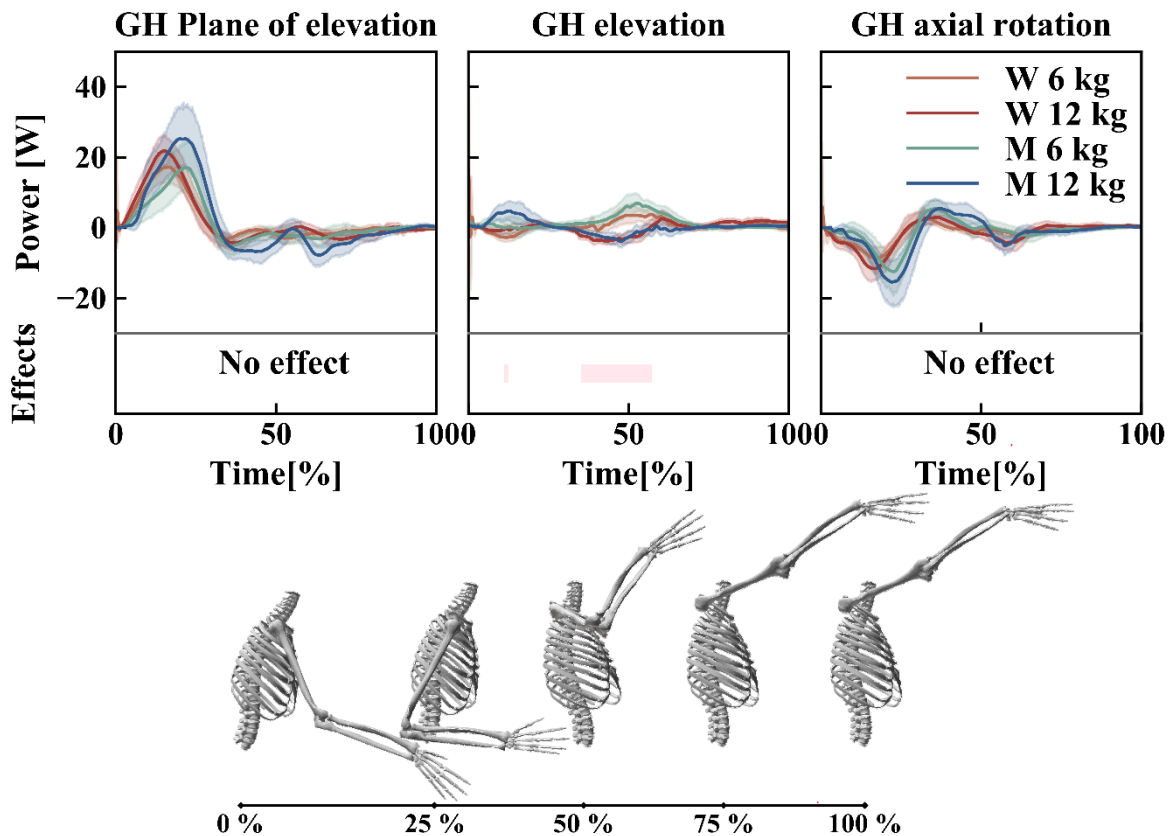


Figure 34. Glenohumeral joint power generated by women (W) and men (M) during the box (6 or 12 kg) lifting tasks: solid line: mean value, hue: 95 % confidence interval. In the bottom part of the graphs, pink bands correspond to the load effect.

Most muscles had a mainly strut-like behavior, with rotator cuff muscles showcasing the highest values (on average 90%). The biceps had, almost, no strut-like but a spring-like behavior irrespective of the trial, followed by the posterior deltoid (Figure 37). Following the strut-like behavior, the muscles had either a damper or a motor-like tendencies, except for the bicep's fibers. The clavicular head of the pectoralis major had a motor-like behavior for all trials. The load also had an effect on the damping behavior of the latissimus dorsi and subscapularis ($p < 0.015$), on the spring behavior of the posterior deltoid and the infraspinatus ($p < 0.015$) and the strut behavior of the posterior deltoid, subscapularis and biceps ($p < 0.015$).

An effect of the interaction sex-load was only observed on the biceps strut behavior ($p < 0.015$).

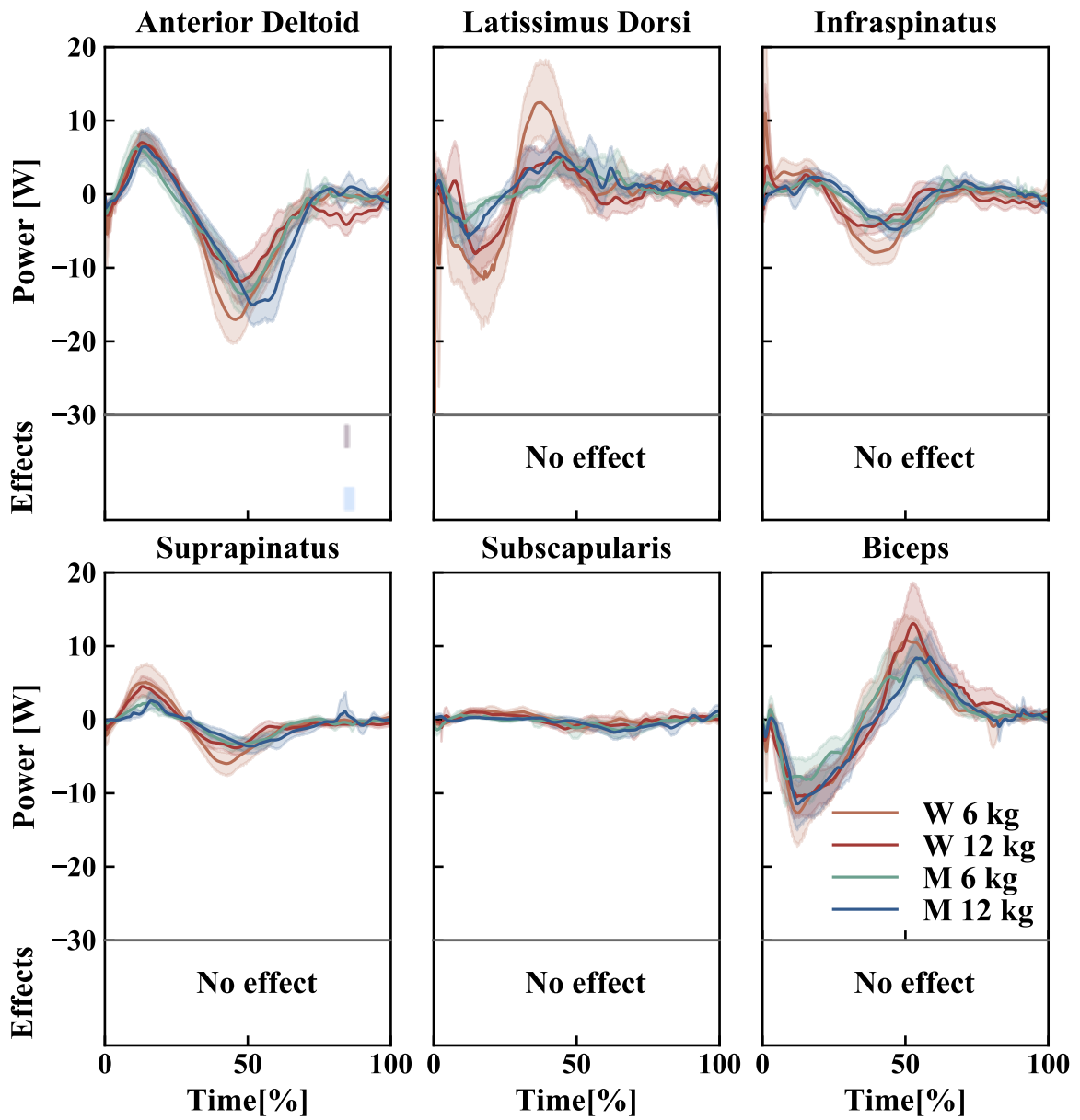


Figure 35. Power generated by muscle fibres during the box (6 and 12 kg) lifting tasks for women (W) and men (M); solid line: mean value, hue: 95 % confidence interval, blue bands: sex effect, purple bands: sex-load effect.

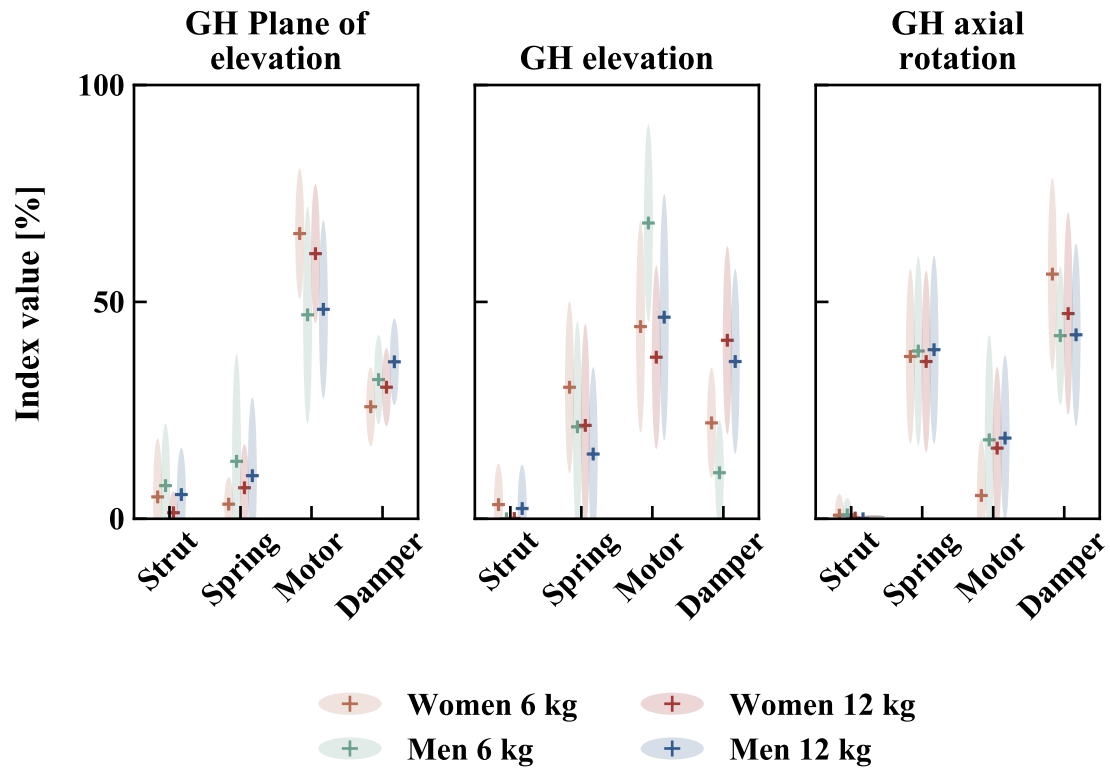


Figure 36. Mean values of the four joint indices with a load of 6 and 12 kg for women and men.

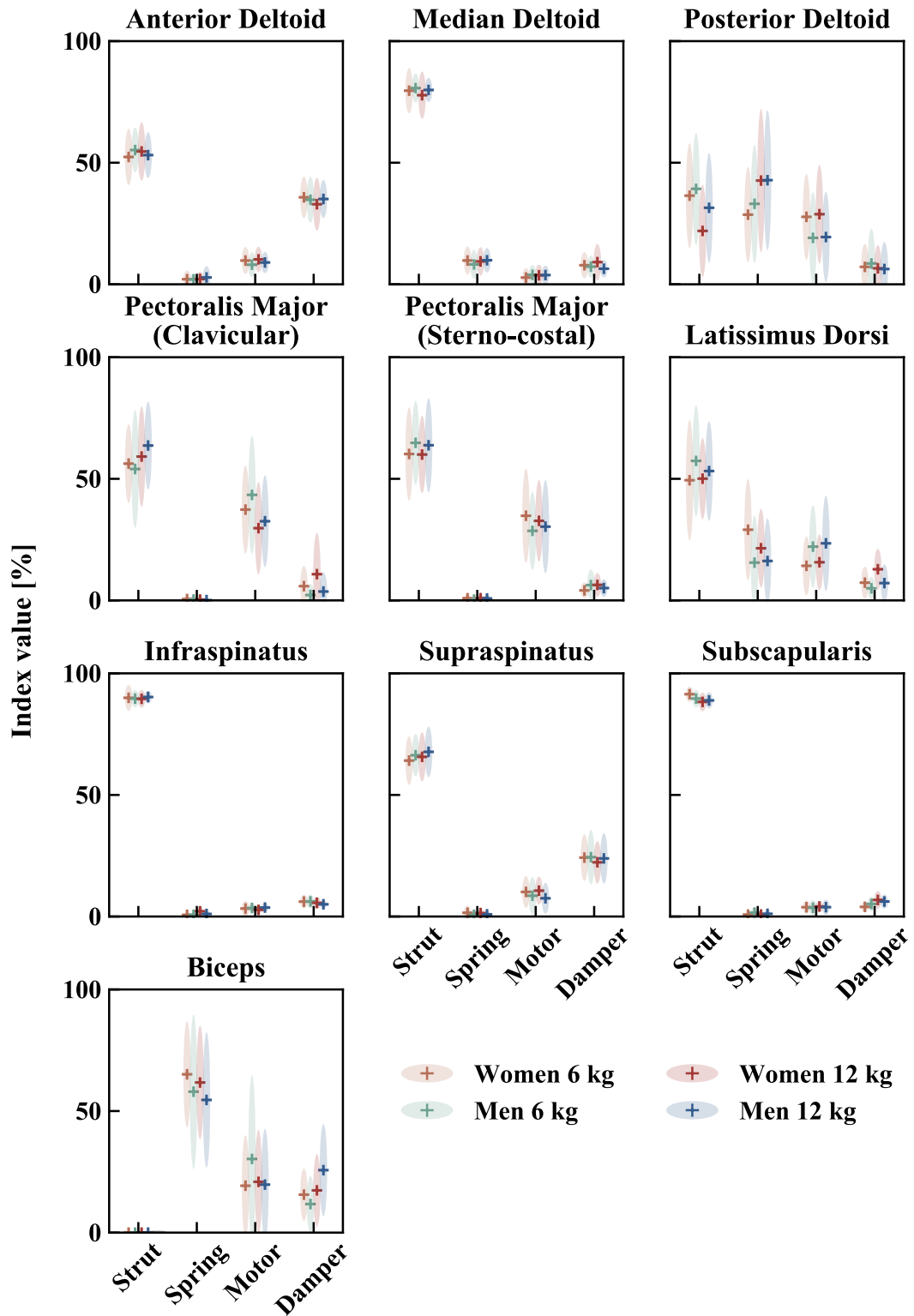


Figure 37. Mean values of the four muscle fiber indices with a load of 6 or 12 kg for women and men.

3.2.4 Discussion

We implemented an analysis of the glenohumeral joint DOF and its muscle fibers based on their mechanical energy to improve our understanding of the glenohumeral joint functions during a lifting task. The predicted behavioral indices provided evidence supporting our hypotheses regarding glenohumeral DOF and muscle functions. The limited strut indices of the glenohumeral joint highlighted its large range of motion, whereas the large strut behavior of muscle fibers, particularly the rotator cuff, emphasized their stabilizing function. Finally, the predicted indices highlighted the sensitivity of kinematic and activation strategies to load and sex.

3.2.4.1 *Glenohumeral joint: a design for a wide range of motion*

The complexity of the glenohumeral joint morphology has evolved to ensure a large range of motion (Larson, 2009). With thoracohumeral elevation, the scapula is reoriented to maintain congruency with the humeral head, and the humerus is externally rotated to avoid impingement (Ludewig et al., 2009; Stokdijk et al., 2003). The effect of the scapula orientation can be observed in the power evolution of the glenohumeral DOFs. While the task involved mainly a change in potential energy of the box (thoracohumeral elevation) ([supplementary data](#), Figure 40), the power of the glenohumeral elevation was smaller than the other DOFs. Additionally, the occurrence of power peaks close to the transition between pulling and pushing the box pointed out a strategy where participants relied on a sudden increase in the box momentum to drive its elevation, confirmed by the change in box vertical velocity. Women, who exhibit less upper body strength than men (Janssen et al., 2000), had a steeper increase of the box vertical velocity at this transition ([supplementary data](#), Figure 41). This could potentially explain the increased risk of injury for women, as the upper-arm velocity was correlated with shoulder complaints (Balogh et al., 2019).

The design of the glenohumeral joint to cater to both mobility and stability can be observed in its DOF strut coefficients. The box handling task did not reach extreme upper limb positions yet was highly demanding of the shoulder. However, the strut index remained relatively low, suggesting that the glenohumeral joint has a high compliancy, which would facilitate the upper limb motor control and movement regulation. This is coherent with the glenohumeral joint architecture that is optimal for large and precise displacements (Arias-Martorell, 2019). This optimization impacted strongly the orientation of the scapula, which has been linked to the throwing function of the upper limb, and enabled the use of elastic energy stored during external rotation to increase the power generated for high-speed throwing (Roach et al., 2013). This could possibly explain the high spring index observed for the humeral axial rotation. Besides its spring function, the axial rotation behaved mainly as a damper, which could point out functions of the passive structures (shoulder capsule and

ligaments) that would behave mostly as elastic components, stiffening with the glenohumeral axial rotation (Burkart and Debski, 2002; Wilk et al., 1997). As the load increased, this passive damping was probably no longer enough, thus the increase in the other DOFs input to the damping, and possibly glenohumeral stability, at the expense of the elevation's motor behavior, and the box vertical velocity.

3.2.4.2 Adaptations to load within the joint

The main motor behavior was ensured by the glenohumeral elevation and plane of elevation. Women opted to use their glenohumeral plane of elevation to drive the movement. While their strategy did not change between loads, men adapted theirs as the load increased, distributing the motor load more equally between the actuators of the glenohumeral elevation and plane of elevation. Participants have been reported to increase the use of their lower limbs with load increase, with men relying on their hip vertical displacement more than women (Martinez et al., 2020a). The 12 kg task might have been taxing for both men and women's glenohumeral joint. For men, however, relying on their lower limb, they decreased the motor demand on the glenohumeral elevation, favoring stability. Women, on the other hand, might have already strained their shoulder for the 6 kg task, which led them to seek assistance from their elbow for the 12 kg one (Martinez et al., 2019). This observed adaptation could possibly shed a light on neural control schemes that could start within the same structure (glenohumeral), before seeking neighboring ones (distal joints). This points out the importance of the coupling of a local and global kinematic analysis to gain a deeper understanding of the human motion.

3.2.4.3 Fiber power adaptation to load

Unlike joint power, the fiber powers did not have any significant increase with the load, despite the significant muscle activation increase shown in Bouffard et al. (2019). This power invariance pointed out a possible decrease in the fiber contraction velocity as the load increased. This could be a direct effect of the decrease of the glenohumeral range of motion with the load (Martinez et al., 2019). This decrease could also be linked to the change in compliance of the muscle-tendon unit. As the load increased from 6 to 12 kg, the stiffness of the tendon might have increased (Raiteri et al., 2018), impacting the fiber compliance, which is reported to affect its power generation and efficiency (Fenwick et al., 2017). This potential adaptation strategy would decrease injury risk at higher loads. As women have more compliant tendons compared to men (Kubo et al., 2003), this could account in part for women's higher injury rate, particularly as they rely more on speed to drive the box.

3.2.4.4 *Fiber function between actuation and stability*

The highest strut like behavior in muscles was showcased by the infraspinatus and subscapularis. This was consistent with their architecture, having relatively short fibers and large physiological cross-sectional areas, which enables them to generate large forces over a short range of deformation (Gobbi, 2017). Overall, most of the muscles displayed a strut-like behavior for the studied task, which implies a high fiber force with a minimal length change, which supports our initial hypothesis. Unlike most upper limb muscles, the biceps had a main spring-like behavior, storing and releasing energy. This behavior is consistent with its architecture, as slender muscles with long tendons are reported to be favorably designed for energy saving (Biewener, 2009). However, mechanical energy storage remains costly from a chemical energy perspective.

The muscle ability to quickly actuate a joint depends on the speed and the type of contraction. As reported by Tillin et al. (2018) and Aagard et al. (2018), the change in fiber velocity per degree of joint rotation is different depending on the type of contraction. They showed that muscles would more efficiently generate a higher torque during concentric activations at higher speeds (Tillin et al., 2018). This might explain the significant decrease in the motor function of the clavicular head of the pectoralis major as the load increased, since the contraction velocity decreased, limiting the fiber force potential. This could also explain why women chose to approach the box to their trunk, as it gave them higher potential for a concentric explosive contraction. However, an explosive contraction without sufficient muscle strength and control, particularly for higher loads, might increase injury risk (Davies and Matheson, 2001). This might explain why the damper behavior of some muscles increased with the load, as this function should help in the stabilization of the humeral head. The effect of the load on the strut, spring and damper behavior further points to the complexity of the glenohumeral joint stabilization, as it involves more than just the rotator cuff muscles (Lee and An, 2002; Yanagawa et al., 2008).

3.2.4.5 *Energetic approaches to complement the upper limb understanding*

The musculoskeletal structure is a transducer that converts chemical energy into mechanical work (Wilkie, 1975). Accordingly, energetic approaches could potentially offer a complementary and insightful understanding to the classical biomechanical analysis of forces and kinematics (Guo et al., 2003; Siegel et al., 2004). Similarly, within our study, we could gain insight into the intricate functions of the different glenohumeral joint DOF, without the need to analyze unidirectional movements (Hawkes et al., 2019). The use of the four function indices enabled a fair analysis of the different muscles within their physiological abilities. Indeed, while the infraspinatus and subscapularis had low power magnitude, their role in glenohumeral stability was emphasized by their strut index. This

reinforces our understanding of the stabilizing potential of the rotator cuff muscles, particularly as their characteristics are still not well understood (Sangwan et al., 2015). These indices could also be used in the development of ergonomic work strategies that go beyond the joint repartition (Martinez et al., 2020a) of the task.

Our study had some limitations. We chose to normalize the shelves height to the participants to reduce bias against women. For an energetic approach, this led to differences in the potential energy of the box. However, it was expected that the gender-related differences would only be exacerbated in a working environment. The use of an energetic approach is also limited by the power magnitude sensitivity to the scapula kinematic errors, particularly those related to the soft tissue artefact (Blache et al., 2016). As for the indices' definition, the main limitation relied in the need of a compression and extension phases within the studied trial. While this could be relatively easy to define for cyclic tasks: such as handcycling, it is less straightforward for the majority of the upper limb tasks. Finally, the strut index is defined relatively to a given length that could change the overall distribution of the muscle functions. Unlike in Lai et al. (2019), there is no specific known behavior of the upper limb tendons or muscles. Accordingly, we decided to use the fiber optimal length to make the strut index dimensionless. This choice should circumvent introducing any task, participant or muscle induced bias to the study. In the future, more research needs to be done to find an optimal parameter for normalizing the upper limb strut index.

The implemented index-based approach enabled a more comprehensive understanding of the upper limb motor control strategies during a box handling task and a summarized insight in the function of the various muscles. The indices highlighted particularities of the glenohumeral joint (large range of motion) and its muscles (stabilizing function), as well as sex-dependent adaptation strategies to load, supporting our initial hypotheses. This approach might improve our understanding of the upper limb by offering additional insight into its motor control strategies, its components functional alterations related to pathologies or its adaptations to external parameters.

3.2.5 Supplementary material

3.2.5.1 Data collection

Forty participants (20 women; 23.12 ± 3.1 years; 173.5 ± 9.5 cm; 68.1 ± 12.7) took part in this study. They did not suffer from any significant disability related to their upper limbs or backs. The participants first performed a static trial to anthropometrically scale the musculoskeletal model. Then, they moved a box from a shelf at hip level to a shelf at eye level. The shelves heights were adjusted to the height of each participant. The participants performed three lifts for each mass (6 and 12 kg). The order of the lifts was randomized. A

30 s rest period between lifts was given for recovery with increased time if needed. Assuming symmetry between the right and left side during this task, only the right side was analyzed. A 6-degree-of-freedom force sensor (Sensix, Poitiers, France) was mounted on the right handle of the box to measure the contact forces between the box and the participant's hand. A threshold of 5 N was used to detect the start and end of each trial. Following the recommendations of Jackson et al. (2012), 34 reflective markers were used to track the trunk and upper limb kinematics (Figure 38). Eight markers positions on the box corners were used to track the box kinematics.

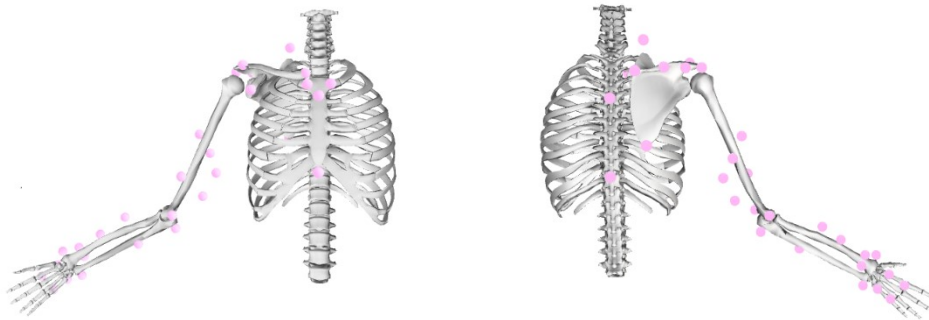


Figure 38. The position of the markers used to track the trunk and upper limb kinematics.

3.2.5.2 *Neuro-musculoskeletal model*

To personalize the neuro-musculoskeletal model, the various parameters involved in the activation and contraction dynamics were calibrated using experimental EMG, namely:

- The two recursive coefficients of the second-order differential system that relates the excitation to the neural activation
- The shape factor that related the neural activation to the muscle activation
- The fiber optimal length
- The tendon slack length
- The isometric maximal force.

One trial per participant lifting a 6 kg load was used for calibration. The calibration aimed to find musculo-tendon parameters that simultaneously minimized the inverse dynamic torques tracking quadratic error and the ratio of the glenohumeral joint shear to compressive contact forces, while driving the model using the experimental EMG. A penalty was used to avoid normalized fiber length outside the physiological range throughout the calibration trial. This objective function enabled the respect of the glenohumeral joint non-dislocation constraint without the need to explicitly include it in the muscle force prediction algorithm (Assila et al., 2020).

The calibrated models were then used to predict muscle forces through an EMG-informed algorithm (Figure 39). The optimization scheme adjusted the available experimental EMG envelopes and synthesized the excitations that were not measured experimentally. The adjusted and synthesized excitations minimized three terms: 1- inverse dynamics joint moments tracking error, 2- experimental envelopes tracking error, 3- the sum of squared excitations for all lines of actions. The weights used for the various terms were chosen to achieve a good balance between joint moments and excitations tracking (Sartori et al., 2014). At the contraction dynamics stage, the muscle-tendon equilibrium is accounted for by solving the equality of the tendon and fiber forces with the fiber length as parameter. The root of this equation is found using Brent's method (Brent, 1973).

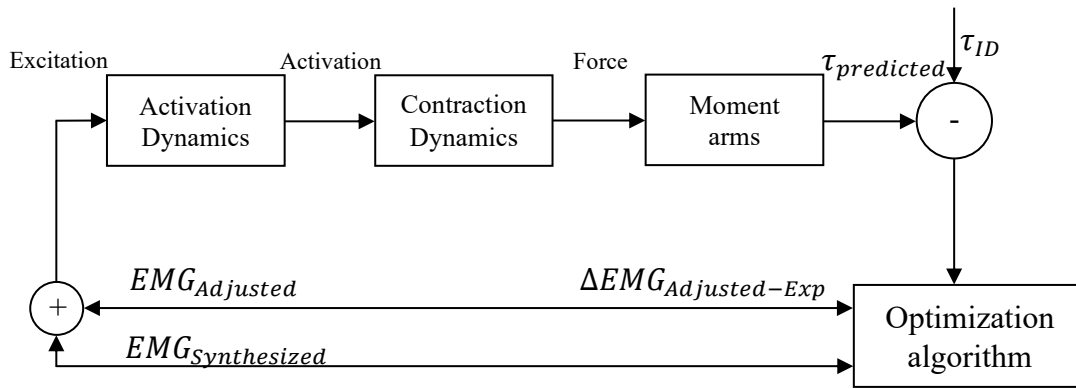


Figure 39. Overview of the muscle force prediction algorithm. τ_{ID} is the moment obtained from inverse dynamics that the algorithm tries to track, $EMG_{Adjusted}$ is the adjusted excitation of the muscles that had experimental data, whereas $EMG_{Synthesized}$ is the excitation of the muscles that had no experimental data.

3.2.5.3 Function indices

The function indices calculation was based on the formulae presented in (Lai et al., 2019; Qiao and Jindrich, 2016). The strut index is the ratio of the mechanical work generated by the entity during the box lifting task to the sum of the force norm generated. Accordingly, the index can be defined as follows:

$$I_{strut,DOF} = \max \left(1 - \frac{(t_{end} - t_{beg}) \int_{t_{start}}^{t_{end}} |P_{DOF}| dt}{\int_{t_{start}}^{t_{end}} |M_{DOF}| dt}, 0 \right) \times 100\%$$

$$I_{strut,muscle} = \max \left(1 - \frac{(t_{end} - t_{beg}) \int_{t_{start}}^{t_{end}} |P_{muscle}| dt}{l_{opt} \int_{t_{start}}^{t_{end}} |F_{muscle}| dt}, 0 \right) \times 100\%$$

with P_{DOF} and P_{muscle} the mechanical powers of the DOF and the fiber, respectively; M_{DOF} the DOF moment and F_{muscle} the fiber force. The optimal length of the fiber (l_{opt}) was used to obtain a dimensionless index. The lifting task started at t_{beg} and finished at t_{end} .

The other indices were calculated similarly for both the glenohumeral DOFs and muscles. They were calculated as follows:

$$I_{spring} = \frac{2 \cdot \min(|W_{com}^-|, |W_{ext}^+|)}{|W_{tot}^+| + |W_{tot}^-|} \times (100\% - I_{strut})$$

$$I_{motor} = \frac{|W_{tot}^+| - \min(|W_{com}^-|, |W_{ext}^+|)}{|W_{tot}^+| + |W_{tot}^-|} \times (100\% - I_{strut})$$

$$I_{damper} = \frac{|W_{tot}^-| - \min(|W_{com}^-|, |W_{ext}^+|)}{|W_{tot}^+| + |W_{tot}^-|} \times (100\% - I_{strut})$$

where $|W_{tot}^+|, |W_{tot}^-|$ were respectively the total positive and negative works generated by the entity. $|W_{com}^-|$ and $|W_{ext}^+|$ were respectively the negative work during the compression phase and the positive work during the extension phase.

3.2.5.4 Energetic assessment

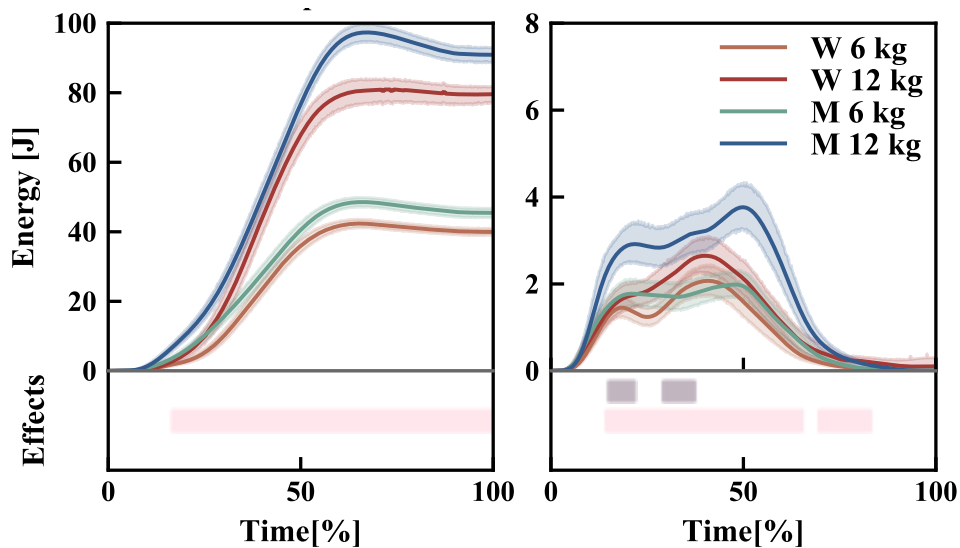


Figure 40. **Left:** potential energy of the box with reference at hip level solid line, **right:** Kinetic energy of the box with the box state at $t=0$ as reference value: mean value, hue: 95 % confidence interval, pink bands: load effect, purple bands: sex-load effect.

Note: The difference in potential energy between men and women was due to the height of the shelves that has been normalized to participants height (women: 167.7 ± 7.1 cm, men: 179.3 ± 7.9 cm).

3.2.5.5 Box velocity

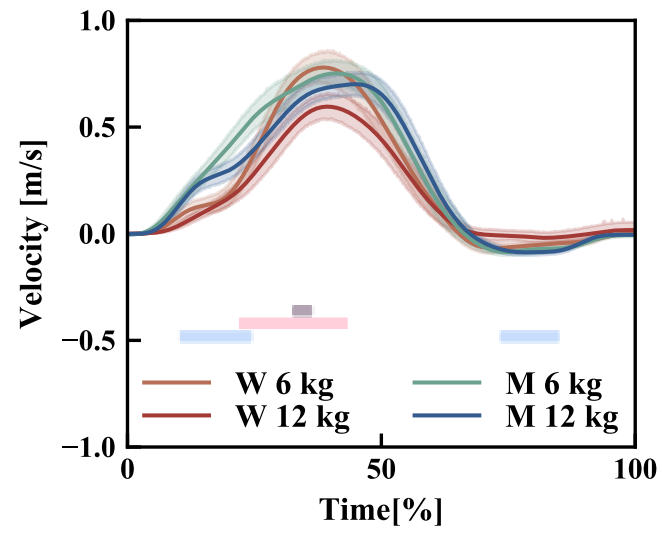


Figure 41. Vertical velocity of the box (6 or 12 kg) for women (W) and men (M): solid line: mean value, hue: 95 % confidence interval, blue bands: sex effect, pink bands: load effect, purple bands: sex-load effect.

3.3 Approche informée par EMG pour l'étude de la propulsion en fauteuil roulant manuel

3.3.1 Introduction

Les usagers du fauteuil roulant manuel développent des lésions au niveau de l'épaule et plus particulièrement au niveau de la coiffe des rotateurs (Arnet et al., 2021). La charge importante appliquée sur l'articulation gléno-humérale lors de la propulsion pourrait expliquer en partie ces lésions (Bayley et al., 1987; Dubowsky et al., 2009). Dans une analyse quasi-statique, van der Helm et Veeger (1996) ont prédit des forces de réaction gléno-humérale allant jusqu'à 1900 N chez des participants sains sur un fauteuil roulant monté sur un ergomètre. Ils ont aussi conclu que les forces de réaction dépendaient de la position de la main en propulsion. En implémentant une analyse dynamique, Veeger et al. (2002) ont prédit des forces de réaction maximale allant de 800 à 1400 N selon la vitesse de propulsion et la résistance au roulement imposées par l'ergomètre. Enfin, lors de la propulsion sur tapis roulant, Arnet et al. (2012) et Leving et al. (2018) ont prédit des forces maximales allant de 900 à 2000 N. Ces études ont analysé la propulsion sur ergomètre ou tapis ce qui impose une vitesse constante et diminue l'effet du tronc sur la vitesse de propulsion (Fritsch et al., 2022). Aussi, afin de résoudre le problème de redondance musculaire, la plupart de ces études (Arnet et al., 2012; van der Helm and Veeger, 1996; Veeger et al., 2002) ont implémenté une approche par optimisation statique avec un critère de minimisation de la contrainte musculaire. Toutefois, celle-ci sous-estime les forces des muscles antagonistes (Kian et al., 2019) et la co-contraction musculaire (section 3.1) nécessaire à la stabilité gléno-humérale. Comme l'amplitude de la force de réaction est en partie due au besoin de stabiliser l'articulation gléno-humérale (van der Helm and Veeger, 1996), l'optimisation statique sous-estimera probablement les forces de réaction gléno-humérale. Enfin, aucune de ces études n'a présenté la direction de la force de réaction, malgré son importance dans la stabilité gléno-humérale (Lippitt and Matsen, 1993). Westerhoff et al. (2011) ont mesuré les composantes des forces de réaction *in-vivo* au moyen de prothèses instrumentées lors de la propulsion de participants sains sur un tapis roulant. Ils ont conclu que les forces de réaction augmentaient avec la vitesse, mais qu'elles ne dépassaient pas les amplitudes des forces observées lors de tâches de la vie quotidienne. Cependant, les prothèses instrumentées des participants ont certainement modifié les lignes d'actions et les tensions musculaires (Goetti et al., 2021). Il est donc difficile de conclure de la validité de ces résultats chez des usagers qui n'ont pas eu d'arthroplastie.

L'objectif principal de cette étude est alors d'implémenter la méthode informée par EMG présentée dans la section 3.1.2 pour prédire des forces de réaction gléno-humérale lors

de la propulsion en fauteuil roulant, qui tiennent compte du rôle de la contraction musculaire dans la stabilité gléno-humérale. Un objectif secondaire était d'évaluer le potentiel des muscles à contribuer à la stabilité gléno-humérale.

3.3.2 Méthodes

3.3.2.1 Collecte de données

Une instrumentation similaire à celle utilisée dans l'article n°1 (section 2.1.2.3) a été utilisée. La cinématique de trois participants lors d'une tâche de propulsion sur une ligne droite et une surface plane a été enregistrée. Ces trois participants (Tableau XV) ont été choisis pour représenter des contraintes fonctionnelles variées qui dépendent du niveau de leurs blessures médullaires : un participant sain (S), un paraplégique (P) et un tétraplégique (T). Les participants se sont propulsés à une vitesse confortable en utilisant leur propre fauteuil roulant, sauf pour le participant S pour qui un fauteuil a été fourni. Le participant S a eu du temps pour se familiariser avec la propulsion du fauteuil avant le début de la collecte. Afin d'enregistrer des cycles de propulsion en régime permanent, les participants commençaient et terminaient leur propulsion à l'extérieur du champ des caméras. Ceci a été confirmé par l'évaluation de la vitesse de propulsion qui s'est avérée constante lors de l'analyse des données. Huit essais ont été enregistrés pour chaque participant.

Tableau XV. Détails des participants

Participant	Âge	Masse (kg)	Taille (cm)	Diagnostique
T	39	88.9	178	Tétraplégie (C6-C7)
P	29	80.9	192	Paraplégie (T4)
S	28	68.8	180	Sain

3.3.2.2 Analyse de données

Le traitement des données est similaire à celui présenté dans l'article n°1 (section 2.1.2.6). Les cycles de propulsion ont été identifiés et normalisés dans le temps. Leur début a été défini comme l'instant où le couple de rotation de la roue instrumentée dépassait 0.5 N.m. Pour chaque participant, la fin de la phase de poussée a été synchronisée pour ses différents cycles.

Un modèle multi-corps rigides similaire à celui présenté dans l'article n°2 a été utilisé (section 3.1.2.2). Pour pouvoir le personnaliser pour les trois participants, l'étape de

calibration présentée dans la section 3.1.2.2 a été adaptée pour tenir compte des contraintes particulières à cette étude :

La première contrainte est la variation de la force musculaire maximale du muscle selon le niveau de lésion de la moelle de l'utilisateur. Comme ce niveau définit l'innervation du muscle, et par conséquent, le nombre d'unités motrices qui peuvent être recrutées lors d'une contraction volontaire, il influence la force isométrique maximale qu'un muscle peut générer. Cependant, comme deux lésions ne sont jamais identiques, le taux d'innervation suite au traumatisme, ainsi que le nombre de nouveaux conduits neuraux créés après la lésion sont différents d'un participant à l'autre (Raineteau and Schwab, 2001). Afin d'améliorer la convergence lors de la calibration, sans pour autant augmenter l'espace de solutions possibles, nous avons appliqué un coefficient réducteur à la force isométrique maximale des muscles partiellement innervés. Pour définir la valeur de ce coefficient, nous avons utilisé la fréquence médiane des signaux EMG enregistrés lors des contractions isométriques maximales. En effet, les fréquences médianes et moyennes des signaux EMG sont plus faibles chez les blessés médullaires quel que soit le niveau d'activation (Balbinot et al., 2021; Thomas et al., 2014; Zijdwind and Thomas, 2003). De ce fait, nous avons utilisé le rapport de la fréquence médiane du muscle chez un participant tétraplégique sur la moyenne des fréquences médianes des groupes sain et paraplégique. Ce rapport a permis de mettre à l'échelle la force isométrique maximale du muscle avant de commencer l'étape de calibration.

La seconde contrainte est liée aux disparités cinétique et électromyographique entre les deux phases du cycle de propulsion. En effet, la force externe de contact main-main courante est présente uniquement dans la phase de poussée, tandis qu'en phase de récupération, l'utilisateur doit uniquement ramener son bras pour la prochaine poussée. Par conséquent, les couples articulaires en phase de poussée sont plus importants que ceux en phase de récupération. D'un autre côté, la phase de récupération est généralement plus longue que la phase de poussée. Comme la fonction-objectif minimise l'erreur quadratique moyenne sur la prédiction des couples articulaires issus de la dynamique inverse, elle ne peut exprimer ces différences. Aussi, comme les muscles impliqués dans la phase de récupération (extenseurs) sont différents de ceux responsables de la poussée (fléchisseurs) (Mulroy et al., 2004; Qi et al., 2012; Rankin et al., 2011; Rincon et al., 2005), on s'attend à une moins bonne calibration des muscles extenseurs. Pour remédier à cette limite, la calibration a été divisée en deux : une première calibration sur la phase de récupération a permis de calibrer les muscles principalement actifs sur cette phase. Le modèle partiellement calibré a été recalibré en utilisant tout le cycle de propulsion, et en permettant aux paramètres des muscles déjà calibrés de varier entre 0.97 à 1.03 de leurs valeurs issues de la première calibration. La

deuxième étape de calibration permet de maintenir l'équilibre musculaire, nécessaire à la stabilité entre tous les muscles.

À la suite de la calibration, les forces musculaires ont été prédites par une approche *EMG-assisted* similaire à celle présentée dans la section 3.1.2.2. Les correspondances entre les couples articulaires des trois degrés de liberté de l'articulation gléno-humérale prédits par approche *EMG-assisted* et par dynamique inverse et les excitations musculaires prédites par approche *EMG-assisted* et celles mesurées ont été évaluées en utilisant l'erreur quadratique moyenne (RMSE) et le coefficient de corrélation de Pearson (R). Les forces de réaction gléno-humérale appliquées sur la glénoïde ont été calculées et exprimées dans son repère. Ce repère correspond au repère anatomique de la glénoïde qui permet de décomposer la force de réaction en 3 composantes : antéro-postérieure (x), supéro-inférieure (y) et normale (z, Figure 45) (Lee and Lee, 2010). Afin d'évaluer le risque d'instabilité gléno-humérale tout au long du cycle de propulsion, le rapport de la composante tangentielle sur la composante normale a été comparé aux limites de dislocation identifiées par des études cadavériques (Lippitt and Matsen, 1993). Enfin, afin d'évaluer la contribution de chaque muscle à la stabilité gléno-humérale, un rapport, similaire à celui défini pour la force de réaction, a été calculé pour chaque force musculaire :

$$r_{\text{antérieur/postérieur}} = \frac{F_{\text{antérieur/postérieur}}}{|F_{\text{normale}}|}, \quad r_{\text{supérieur/inférieur}} = \frac{F_{\text{supérieur/inférieur}}}{|F_{\text{normale}}|} \quad (3.2)$$

avec $F_{\text{antérieur/postérieur}}$, $F_{\text{supérieur/inférieur}}$, F_{normale} les composantes de la force musculaire dans le repère de la glénoïde. Si ce rapport est supérieur à 1, le muscle peut potentiellement déstabiliser l'articulation gléno-humérale (Ackland and Pandy, 2009).

3.3.3 Résultats

L'approche *EMG-assisted* appliquée sur les modèles calibrés a prédit les couples articulaires de l'articulation gléno-humérale avec une grande précision avec une moyenne sur l'erreur quadratique de 0.86 N.m et un coefficient de corrélation moyen de 0.96 (Figure 42). Les excitations musculaires expérimentales ont été suivies avec une précision modérée, avec une moyenne sur l'erreur quadratique de 2 % de la contraction maximale volontaire et un coefficient de corrélation moyen de 0.74 (Figure 43). L'évolution de l'amplitude de la force de réaction gléno-humérale dans le temps était différente entre les participants avec une amplitude maximale (1419 N) observée chez le participant sain (Figure 44). Le risque d'instabilité gléno-humérale a été le plus élevé chez ce même participant, suivi par le participant tétraplégique (Figure 45). Enfin, lors du geste de propulsion, les muscles avec le plus grand potentiel déstabilisateur étaient les deltoïdes antérieur et médian, le pectoral, le triceps et le biceps (Figure 46).

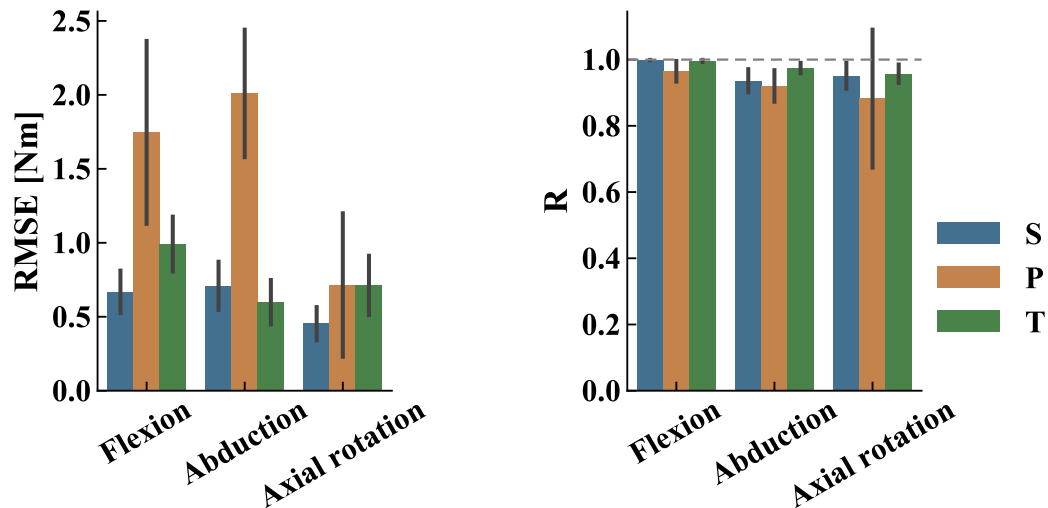


Figure 42 Fidélité du suivi des couples articulaires par approche *EMG-assisted* exprimée par l'erreur quadratique moyenne (à gauche) et le coefficient de corrélation (à droite) pour les trois participants : sain (S, bleu), paraplégique (P, orange) et tétraplégique (T, vert). Les barres représentent la moyenne sur les cycles de propulsion et les lignes noires verticales représentent l'écart-type.

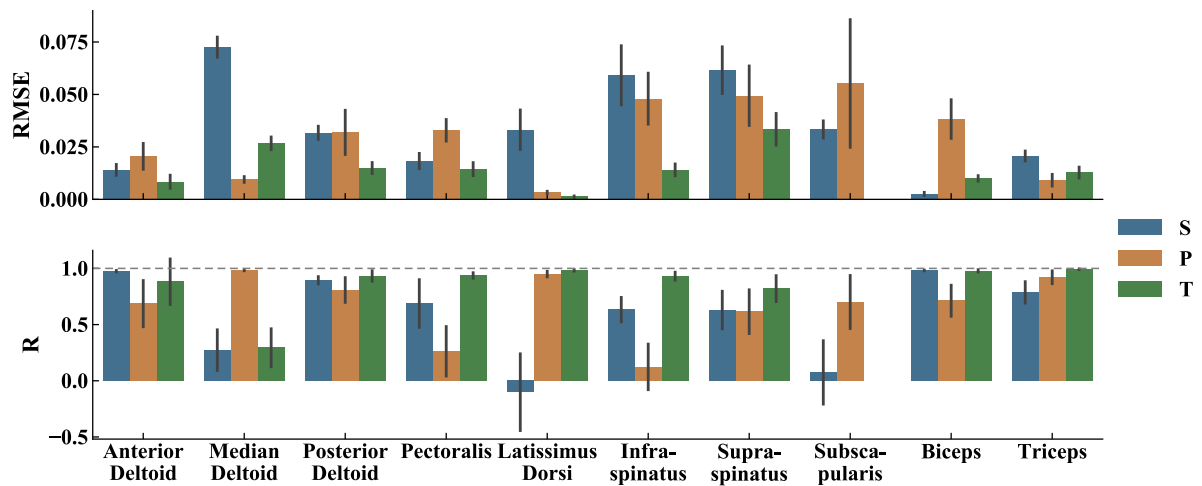


Figure 43 L'erreur quadratique moyenne (RMSE) sur les excitations musculaires ajustées par approche *EMG-assisted* (en haut) et leur coefficient de corrélation (en bas) pour les trois participants : sain (S, bleu), paraplégique (P, orange) et tétraplégique (T, vert). Les barres représentent la moyenne sur les cycles de propulsion et les lignes noires verticales représentent l'écart-type.

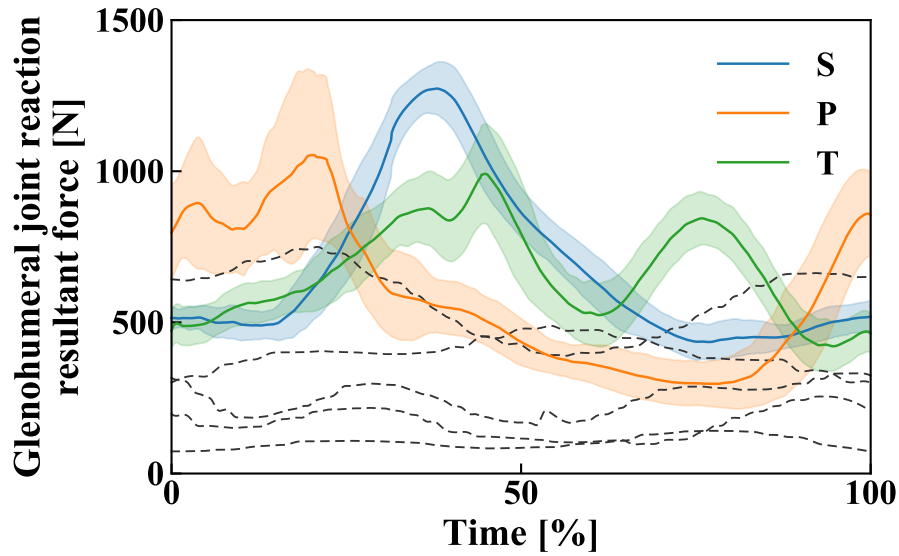


Figure 44 Résultante de la force de réaction gléno-humérale pour les trois participants : sain (S, bleu), paraplégique (P, orange) et tétraplégique (T, vert). Les lignes solides et les bandes transparentes représentent respectivement la moyenne et l'écart-type. Les mesures expérimentales *in-vivo* de Westerhoff (2011) pour cinq participants ont aussi été tracées (5 lignes grises pointillées). Ces mesures ont été prises lors d'une propulsion sur une pente ascendante de 2° à une vitesse de 0.56 m/s. Les valeurs ont été extraites en utilisant le logiciel [Engauge Digitizer](#).

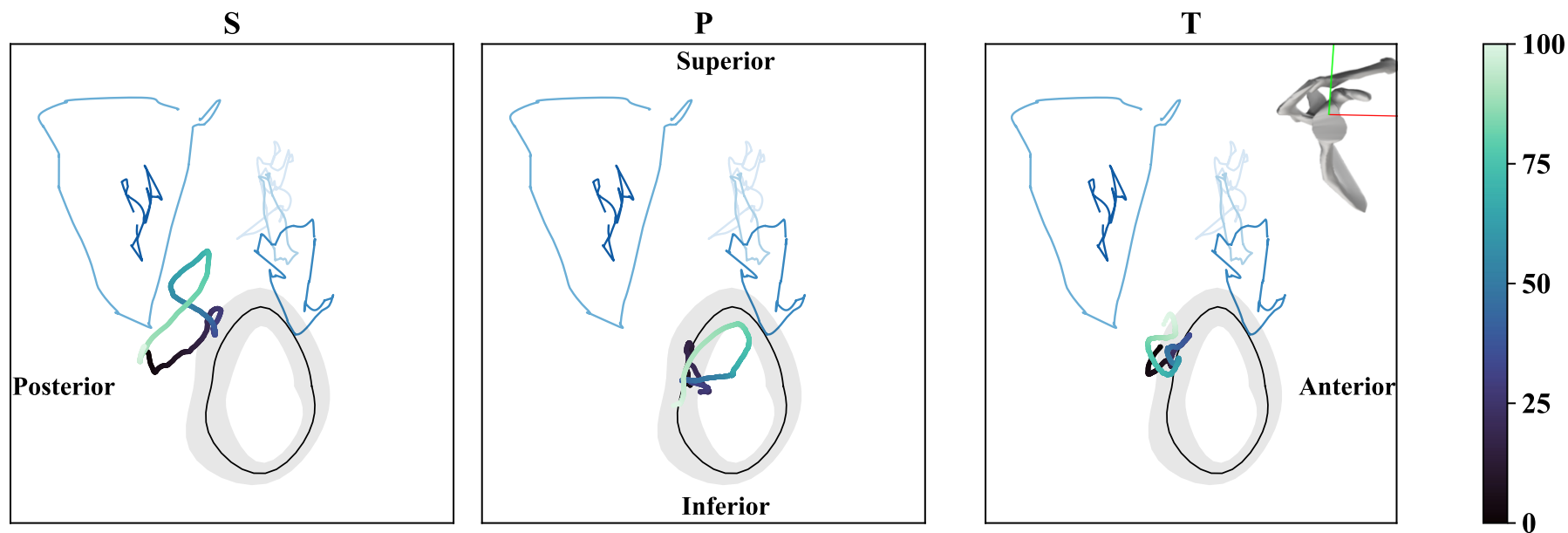


Figure 45 Ligne en gradient de couleur : Ratio de la force de réaction de réaction gléno-humérale (composantes transverses sur la composante normale). L'évolution de la couleur représente le cycle de propulsion (sombre : 0 % et clair : 100%). Chacune des colonnes représente un participant (S : sain, P : paraplégique et T : tétraplégique). Les limites de dislocations identifiées par les mesures cadavériques de Lippitt et Matsen (1993) sont représentées par la ligne noire solide (moyenne) et la zone grisée qui l'entoure (± 1 écart-type). Les résultats sont comparés aux mesures *in-vivo* de Westerhoff (2011) pour cinq participants avec une prothèse instrumentée (5 lignes bleues). Un schéma de la scapula (en haut à droite) précise les directions antéro-postérieure (rouge) et supéro-inférieure (vert).

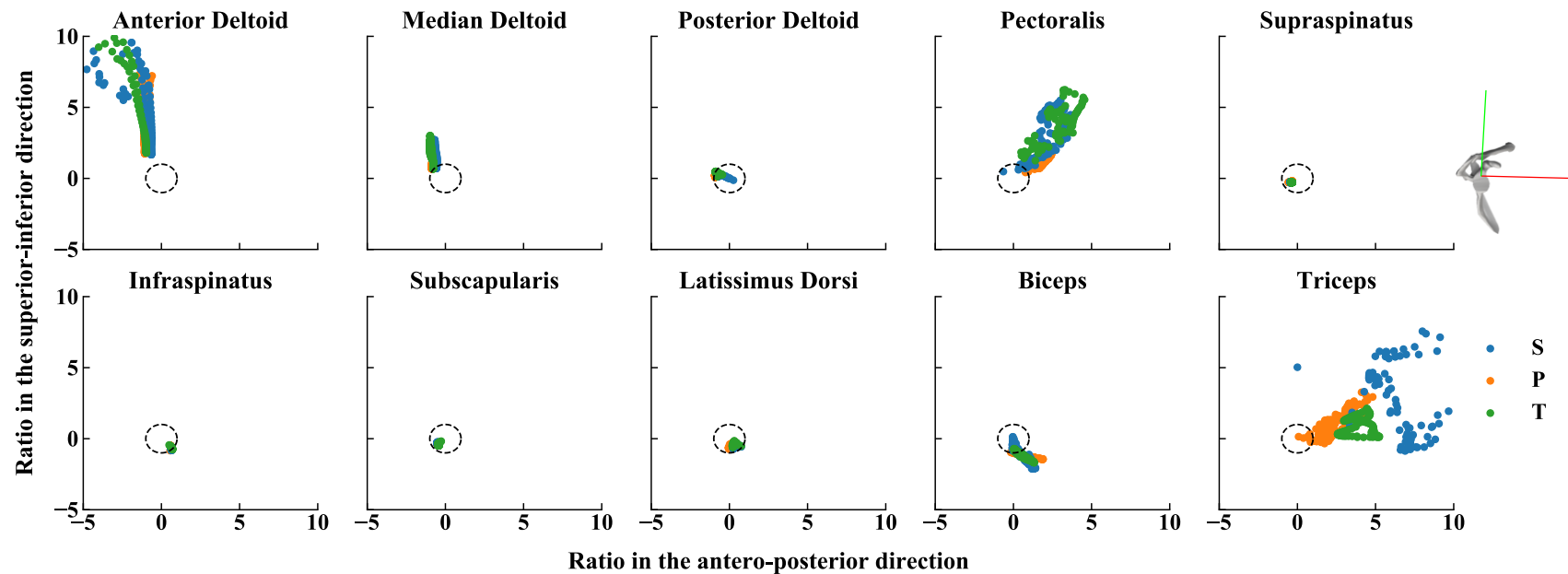


Figure 46 Moyenne des ratios de stabilité des muscles de l'articulation gléno-humérale pour les trois participants (sain (S, bleu), paraplégique (P, orange) et tétraplégique (T, vert)) sur un cycle complet de propulsion. Un schéma de la scapula (à droite) décrit les directions. Le cercle noir unitaire définit les limites au-dessus desquelles le muscle aura tendance à déstabiliser l'articulation gléno-humérale. Pour le pectoral et le grand dorsal, les points représentent les données pour toutes les lignes d'action.

3.3.4 Discussion

Dans le cadre de cette étude, nous avons implémenté une approche *EMG-assisted* pour résoudre la redondance musculaire et étudier la stabilité gléno-humérale lors de la propulsion en fauteuil roulant pour trois participants avec des contraintes fonctionnelles variées.

3.3.4.1 Forces de réaction gléno-humérale

Le modèle neuromusculaire calibré et informé par EMG a fourni des estimations des forces de réaction gléno-humérale d'ordre de grandeur similaire à celles rapportées dans la littérature. Comme la résistance au roulement et les conditions de propulsion (sur sol, ergomètre ou tapis roulant) sont différentes, il est difficile d'établir une comparaison précise. En effet, plusieurs paramètres de propulsion varient selon les conditions de propulsion (de Klerk et al., 2020) ; avec notamment un moment de rotation de la roue plus important sur le sol. En effet, nous avons prédit des forces entre 400 et 1500 N, qui sont légèrement supérieures aux résultats de Veeger et al. (2002) avec une force maximale de 800 à 1400 N et Leving et al. (2018) avec une force maximale de 900 N. Nos résultats sont supérieurs aux mesures expérimentales de Westerhoff et al. (2011) (Figure 44). Cependant, les résultats de Westerhoff et al. (2011) ont été rapportés pour une vitesse de 0.56 m/s inférieure aux vitesses choisies par les participants de notre étude (S : 1.25 ± 0.10 m/s, P : 1.35 ± 0.15 m/s, T : 1.20 ± 0.08 m/s). Cette différence est cohérente avec les résultats de Westerhoff et al. (2011), Veeger et al. (2002) et van Drongelen et al. (2005), qui soulignent que les forces de réaction augmentent avec la vitesse de propulsion. Il est aussi à noter que dans l'étude de Leving et al. (2018), bien que la valeur moyenne de la force maximale fût de 900 N, la valeur maximale mesurée pour un des participant était de 2300 N, ce qui souligne la grande variabilité qui peut être observée lors de la propulsion.

De façon similaire aux mesures de Westerhoff et al. (2011), l'évolution de la force de réaction gléno-humérale au cours du cycle de propulsion dépendait de l'utilisateur. En effet, comme le patron de propulsion n'est pas similaire entre les participants (Figure 47), la position de leur main n'est pas identique tout au long du cycle. Comme l'amplitude de la force de réaction gléno-humérale dépend de cette position (van der Helm and Veeger, 1996), nos résultats semblent cohérents. Il est intéressant à noter que l'amplitude maximale a été observée chez le participant sain. Cette observation n'est pas cohérente avec l'étude de van Drongelen et al. (2005), qui a conclu que les forces de contact étaient supérieures chez les participants tétraplégiques pour trois activités différentes confondues. Cependant, dans cette étude, la vitesse de propulsion imposée par un tapis roulant était similaire pour les trois types de participants (sains, paraplégiques et tétraplégiques). Aussi, tous les participants ont utilisé un unique fauteuil roulant qui n'était pas configuré pour leur anthropométrie. L'étude de van

Drongelen et al. (2005) a aussi implémenté une approche par optimisation statique qui sous-estime les forces musculaires nécessaires à la stabilité de l'articulation gléno-humérale.

Nous avons observé que l'amplitude maximale de la force de réaction a été atteinte près de la fin de la phase de poussée (S : 31.5 %, P : 22.3 %, T : 44.3 %). Comme cette phase de transition nécessiterait la stabilisation du membre supérieur qui n'est plus en contact avec la roue et qui change de direction de mouvement, nous pensons qu'une grande partie de la force de réaction gléno-humérale répond à ce besoin de stabilité. Cela pourrait expliquer les différences entre nos résultats et ceux de l'étude de van Drongelen et al. (2005). Enfin, comme les moments articulaires sont plus importants quand l'angle de lâcher est plus grand (Requejo et al., 2015), il est possible que les différences d'amplitude de force maximale entre les participants soit reliées à la cinématique à la fin de la phase de poussée. Cependant, comme cet angle dépend à la fois de la cinématique du membre supérieur et de la flexion du tronc, des études statistiques sont nécessaires pour comprendre l'effet de la flexion du tronc sur la force de réaction gléno-humérale avec le niveau de la lésion médullaire comme facteur, avant de pouvoir conclure.

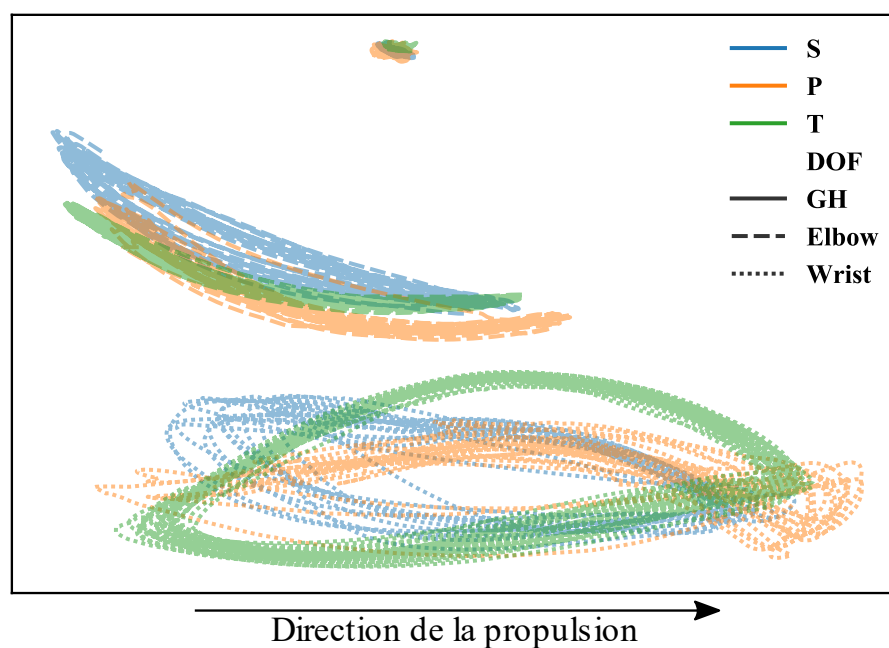


Figure 47 Les patrons de propulsion des trois participants (sain (S, bleu), paraplégique (P, orange) et tétraplégique (T, vert)). Les différents types de traits correspondent aux trajectoires des centres des articulations gléno-humérale (GH), olécranienne (Elbow) et celle du poignet (Wrist). Les trajectoires sont exprimées dans le repère parent de la roue. Les distances entre les centres articulaires ont été normalisées par rapport aux longueurs anthropométriques du membre supérieur pour pouvoir comparer les trajectoires entre les trois participants.

3.3.4.2 Stabilité gléno-humérale

Si la propulsion en fauteuil roulant semble être une activité déstabilisante pour l'articulation gléno-humérale, le participant sain semble être le plus à risque d'instabilité, suivi par le participant tétraplégique. Le participant sain était un usager novice, et son fauteuil roulant n'était pas optimisé pour son anthropométrie. Ceci peut expliquer en partie son risque de dislocation. En effet, bien qu'il se propulsât avec un patron semi-circulaire, son geste n'était pas continu, avec des changements de trajectoires avant et après la phase de poussée (Figure 47). À notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à l'évolution de la direction de la force de réaction avec l'expertise. Cependant, dans une étude qui a évalué le changement de la technique de propulsion chez des novices suite à un protocole d'entraînement, l'amplitude de la force de réaction ainsi que son évolution lors d'un cycle de propulsion semblaient être modifiées (Leving et al., 2018).

Les ratios prédits dans cette étude restaient bien inférieurs à ceux calculés à partir des mesures expérimentales de Westerhoff et al. (2011). Les forces de réaction gléno-humérale pointent vers la zone supéro-postérieure de la glénoïde. Cette direction coïncide avec la direction allant du centre de la glène vers l'unité musculo-tendineuse du supra-épineux (Figure 48). L'humérus pourrait donc appliquer une force de compression sur le tendon supra-épineux, ce qui semble cohérent avec le risque de lésions plus élevé observé pour ce tendon (Akbar et al., 2010; Arnet et al., 2021). En effet, la combinaison de chargement en tension (contraction musculaire) et en compression (tête humérale) serait particulièrement nuisible au tendon (Cook and Purdam, 2012; Soslowsky et al., 2002). Les muscles qui pourraient modifier la direction de cette force et maintenir la tête humérale en place, sont le biceps et le grand dorsal (Figure 46). Le rôle du biceps comme abaisseur de la tête humérale a déjà été démontré (Kido et al., 2000; Landin et al., 2017). Le grand dorsal semble aussi jouer un rôle dans la stabilité des mouvements d'élévation humérale (Hawkes et al., 2019). En outre, son utilisation comme lambeau musculaire greffé pour des reconstructions semble compromettre la stabilité gléno-humérale (Smith, 2014), ce qui suggère qu'il peut jouer un rôle stabilisateur. La direction de la force appliquée par le grand dorsal peut aussi expliquer en partie pourquoi la faiblesse des adducteurs de l'épaule est un prédicteur de douleurs chez les usagers de fauteuil roulant (Mulroy et al., 2015; Walford et al., 2019). En effet, même s'il est bien aligné pour stabiliser l'articulation gléno-humérale, si sa force est faible, elle ne sera pas suffisante. Si les ratios musculaires expriment le potentiel stabilisateur direct (ratio < 1) ou indirect (en contrant l'effet d'autres muscles déstabilisateurs) d'un muscle, c'est l'équilibre entre les amplitudes des forces musculaires qui permettra d'exprimer ce potentiel. Ceci pourrait alors expliquer l'importance de l'équilibre musculaire pour les usagers de fauteuil roulant en propulsion (Burnham et al., 1993). En effet, à l'exception de la coiffe, les muscles semblent tous déstabiliser

l'articulation (ratio > 1). La force de réaction gléno-humérale ne peut pointer alors vers le centre de la glénoïde que si la somme des forces musculaires s'équilibre. D'ailleurs, bien que les trois participants eussent des ratios de forces musculaires semblables, les ratios de leur force de réaction étaient différents.

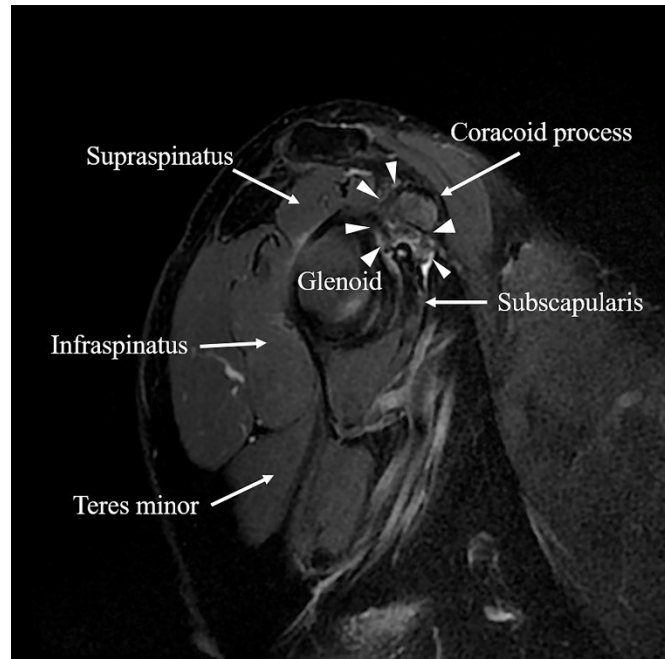


Figure 48. Coupe sagittale oblique de l'épaule par résonance magnétique. Le muscle supra-épineux se trouve dans la zone supéro-postérieure de la glénoïde. Figure extraite de (Hagiwara et al., 2018) avec une licence [CC BY NC ND](#).

3.3.4.3 Limites

L'une des limites de cette étude est la validation des résultats de la calibration du modèle. En effet, si le modèle a réussi à suivre les couples articulaires et les excitations expérimentales, il n'est pas évident que les paramètres optimisés représentent ceux du participant. Comme nous avons calibré le modèle neuro-musculo-squelettique pour trois participants avec des diagnostics différents, nous pouvons discuter qualitativement des paramètres neuro-musculaires issus de l'étape de la calibration. Peu d'études caractérisent les changements des paramètres neuro-musculaires des muscles partiellement innervés après une lésion de la moelle épinière. Cependant, les muscles faiblement innervés sont atrophiés. Cette atrophie est accompagnée d'une transformation de la structure musculaire vers un nouvel état avec fibres rapides prédominantes (Biering-Sørensen et al., 2009). Ainsi, pour des muscles partiellement innervés, on s'attend à une diminution de la force isométrique maximale et à une réponse plus rapide du muscle à l'excitation musculaire. Cependant, aucune tendance n'a été observée entre les résultats des participants sain et paraplégique et ceux du participant tétraplégique (Figure 49). Encore plus surprenant est le renforcement de certains muscles partiellement innervés après calibration pour le sujet tétraplégique, par

exemple la grand dorsal (Figure 49). Comme nous n'avons pas d'informations sur les participants avant leurs lésions et comme ils ont des conditions de vie différentes (activités physiques, protocole thérapeutique), il est difficile de conclure si ces observations sont cohérentes ou pas. Plus d'études seraient alors nécessaires pour identifier si la calibration permet en effet de générer un modèle plus fidèle au participant, ou simplement un modèle numériquement optimal pour l'étude d'une tâche donnée. Pour ceci, il faudrait probablement simplifier l'étude en s'intéressant à des mouvements moins complexes comme la flexion du coude, pour laquelle le problème de redondance musculaire est plus simple. En effectuant des mesures lors de contractions isométriques et dynamiques, des informations telles que le délai électromécanique, la linéarité entre l'excitation et le couple mesuré pourrait générer un ensemble de données plus complet pour valider les résultats de la calibration. Une autre limite de notre étude est que la calibration ne permettait pas de modifier la forme de la courbe force-longueur. Or, suite à une lésion de la moelle, la force de la fibre musculaire diminue à cause de la diminution du nombre de ponts actine-myosine possibles (Frontera et al., 2006). On s'attend alors à un changement potentiel de la dynamique de contraction, et donc une variation de la forme de la courbe force-longueur. Cependant, l'espace de solution du problème de calibration est déjà très large, et nous ne pensons pas que l'ajout d'un autre paramètre améliorerait forcément les prédictions. Une autre limite de l'étude est le nombre de participant. Cependant, comme nous avons choisi d'étudier une propulsion sur le sol à vitesse confortable en utilisant le fauteuil propre à chaque participant, le geste de propulsion était variable entre eux, et le processus de calibration a dû être optimisé pour chacun des trois. Compte-tenu de cette contrainte et de notre objectif d'étude, l'étude de trois participants avec des diagnostics différents nous semblait pertinente pour une première approche.

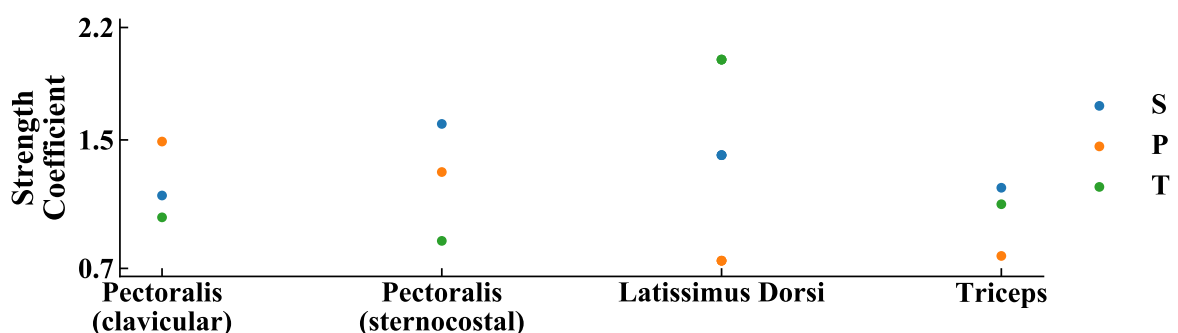


Figure 49 Variation de la force isométrique maximale après calibration pour les trois participants (sain (S, bleu), paraplégique (P, orange) et tétraplégique (T, vert)). Le *Strength coefficient* est le facteur appliqué à la force isométrique du modèle générique. Par exemple, une valeur de 1 signifie que la force reste inchangée. Les muscles présentés ont une innervation réduite chez le participant tétraplégique.

3.3.5 Conclusion

Dans le cadre de cette étude, nous avons étudié la stabilité gléno-humérale lors de la propulsion en fauteuil roulant. Ceci a permis de souligner le risque de dislocation associé à cette activité, tout en expliquant certains des prédictors de risque de lésions identifiés dans la littérature. Particulièrement, nous avons souligné le rôle des muscles adducteurs dans la stabilité, ce qui indiquerait le besoin de les renforcer chez les usagers de fauteuil roulant manuel. Nous avons aussi présenté un mécanisme potentiel d'usure du tendon du muscle supra-épineux associé à la direction de la force appliquée par l'humérus. Ces résultats soulignent l'importance de l'équilibre musculaire dans la préservation de l'épaule chez les usagers de fauteuil roulant manuel.

Chapitre 4 : Simulateur hybride de l'épaule avec muscles tridimensionnels actifs

4.1 Article n°4

La modélisation en multi-corps rigides nous a permis d'évaluer l'équilibre musculaire nécessaire pour la stabilité gléno-humérale lors de la propulsion en fauteuil roulant. Cependant, si notre analyse nous a permis de prévoir la charge imposée à la coiffe par le geste de propulsion, elle ne nous a pas permis de prédire des pathomécanismes des tendons de la coiffe des rotateurs. Afin d'améliorer notre compréhension de la relation entre le geste de propulsion et le développement de lésions, cet article s'est intéressé au développement d'un modèle éléments-finis de l'épaule avec des muscles tridimensionnels actifs. La loi d'activation musculaire implémentée a été d'abord validée qualitativement en analysant le comportement musculaire en traction et compression et lors de la présence d'une charge transverse. Le modèle a ensuite simulé un geste de propulsion en fauteuil roulant à partir de données expérimentales. Ceci nous a permis d'établir un lien entre les déformations de l'unité musculo-tendineuse du supra-épineux et le développement de tendinoses.

Cet article a été coécrit par Najoua Assila, Sonia Duprey et Mickaël Begon. La contribution principale de cet article revient à Najoua Assila. Elle a adapté le modèle éléments-finis passif de l'épaule précédemment développé par la même équipe de recherche (Hoffmann et al., 2020). Elle a effectué la collecte de données, simulé les différentes études, et développé les codes pour analyser les données. Elle par la suite écrit l'article, guidée par les conseils et les remarques des coauteurs.

Finite element model of the shoulder complex with active rotator cuff muscles: application to wheelchair propulsion⁴

Najoua Assila, Mickaël Begon and Sonia Duprey

Abstract: The rotator cuff is essential for the healthy function of the glenohumeral joint. As it is continuously strained during daily tasks, particularly for manual wheelchair users who rely on their upper limbs for ambulation, the rotator cuff, particularly the supraspinatus, is prone to injury. Finite-element models enable us to evaluate these structure strains to enhance our understanding of their pathomechanisms. Nevertheless, few shoulder models include three-dimensional activated muscles. This study aimed to develop a finite element model of the shoulder with active three-dimensional rotator cuff muscles to study wheelchair propulsion. This model was driven by the bones' kinematics extracted from a rigid body model and experimental muscle excitations, and it accounted for the physiological contacts between soft tissues and bones. Qualitatively, the muscle constitutive law reproduced reasonably well the classical force-length curve and the behavior of the muscle when subjected to a transversal loading. The analysis of the deformation and fiber stretch of the supraspinatus muscle-tendon unit seems to indicate that this tendon might develop tendinosis due to the multiaxial loading imposed by the kinematics of propulsion. We concluded that the developed finite-element model is a promising tool for understanding pathomechanisms of the rotator cuff for various dynamic tasks.

Keywords: rotator cuff; glenohumeral joint; finite-element model; wheelchair; active muscles

Article to be submitted in IEEE Transactions on Biomedical Engineering

This research was undertaken thanks, in part to funding from the Canada First Research Excellence Fund through the TransMedTech Institute. This study was carried out within the framework of the Associated International Laboratory EVASYM.

4.1.1 Introduction

The shoulder function is described as the “perfect compromise between stability and mobility” (Veeger and van der Helm, 2007). As the glenohumeral joint skeletal structure is inherently unstable due to the minimal congruency between the humeral head and the glenoid, muscles and particularly the rotator cuff, play a very important role in this compromise (Culham and Peat, 1993). Thus, when the upper extremity is subjected to repeated or heavy loading, the rotator cuff muscles are particularly strained, which can lead to injury. For instance, manual wheelchair users, who rely on their upper extremities for both mobility and daily activities, have a greater prevalence of rotator cuff injuries compared to the able-bodied population, particularly for the supraspinatus tendon (Akbar et al., 2010; Arnet et al., 2021; Morrow et al., 2014). In a sample of 10 wheelchair users, Morrow et al. (2014) observed that this tendon was mostly torn at the anterior portion of the insertion site in the intrasubstance or articular region, while in a larger group (n=44), Jahanian et al. (2022) reported a higher prevalence of tears in the insertion zone, at the bursal region in the anterior and middle portions of the tendon. A better understanding of the rotator cuff loading and strain during a given task might help understanding the higher prevalence and specificity of the lesion location for manual wheelchair users.

As finite-element models are based on continuum mechanics, they offer an interesting tool to model shoulder complex mobility and evaluate strain distribution within soft tissues. In their review about the finite-element models of the shoulder, Zheng et al. (2017) concluded that there is a need for dynamic comprehensive models that account for soft tissue interactions. As boundary conditions greatly influence the results of a finite-element simulation, the model should account for physiological constraints and loading (Speirs et al., 2007). To this aim, various models have relied on force and kinematics extracted from a rigid multi-body model (Navacchia et al., 2016; Wei et al., 2019; Zhang et al., 2017; Zheng et al., 2020). Nevertheless, in these models, the muscle forces were applied either through one-dimensional connector elements (Navacchia et al., 2019) or as external vector loads. In the former case, the strain within the muscle volume could not be obtained, while in the latter, the influence of the activated state on the muscle volume was not considered. As muscles contain mostly water, they are quasi-incompressible structures. Thus, their contraction in the fibre direction increases their cross-section area (Randhawa and Wakeling, 2015). These interactions between the contractile elements and the extracellular matrix can alter muscle force generation (Roberts et al., 2019). Considering muscle contractility within the muscle volume is thus necessary to account for the effect of the contact with adjacent muscles on the muscle longitudinal force (Siebert et al., 2014; Stelletta et al., 2017b), as well as the transmission of forces through connective tissue (Purslow, 2020).

To model muscle contraction, some studies associated one-dimensional elements governed by the Hill muscle model with isotropic three-dimensional hexahedral elements (Mo et al., 2018; Stelletta et al., 2017b). Meshing soft tissue volumes accurately with hexahedral meshes is however difficult to implement (Blemker, 2017), particularly as the element edges should align with fiber trajectories. The second approach is to include the contraction in the continuous constitutive law. In such models, activation is governed by force-length relationships (Blemker et al., 2005; Webb et al., 2014), by the Hatze model of stimulation (Hatze, 1978; Röhrle et al., 2017) or by calcium concentration (Walker et al., 2005; Y. Zhang et al., 2020). The use of the force-length relation can be criticized as the relationship is not continuous in length and time (Rassier et al., 1999). The Hatze and calcium concentration models describe equivalent activation dynamics (Rockenfeller and Günther, 2018). While the latter has been mostly implemented to study cardiac muscle, it has the advantage of expressing the physiology behind muscle excitation. As cardiac and skeletal muscles have overall similar contraction mechanisms (Adams and Schwartz, 1980), this law could be an alternative approach to model skeletal muscles.

This study aimed to develop a subject-specific model of the glenohumeral joint with active three-dimensional muscles. The model skeletal motion and its muscle activation were driven by kinematics extracted from a rigid body model and experimental excitations, respectively. As a proof of concept, this model was implemented to evaluate rotator cuff strains during wheelchair propulsion.

4.1.2 Methods

4.1.2.1 Finite-element model construction

A finite-element model of the left shoulder of a 32-year-old participant (mass: 80 kg, height: 1.72 m) with no history of shoulder pathology was used. The details of the construction of the model can be found in Hoffmann et al. (2020). Briefly, the model included the clavicle, scapula, and humerus, as well as the supraspinatus, infraspinatus, subscapularis, and deltoid muscles and tendons. As the bones were considered rigid structures, only their surface was meshed using triangular shells. The muscle and tendon geometries were discretized using tetrahedral elements for the volume, with an additional surrounding surface mesh representing the fasciae. To define the muscles fibers and tendon collagen fibers trajectories, we simulated a Laplacian flow within the structure volume (Choi and Blemker, 2013; Quental et al., 2016b; Webb et al., 2014). The simulation results agreed qualitatively with cadaveric observations from Ward et al. (2006).

4.1.2.2 Constitutive Laws

Muscles were modeled as hyperelastic, nearly-incompressible, anisotropic structures (Blemker, 2017; Webb et al., 2014). Structurally, they were considered as an extracellular isotropic matrix reinforced with fibers. Accordingly, the strain-energy function was defined as a combination of an isotropic and an anisotropic component (Blemker et al., 2005; Lemos et al., 2005; Röhrle et al., 2017). The isotropic energy function was a function of the two first principal invariants of the deformation tensor, while the anisotropic energy was a function of the fiber stretch (λ). For modeling the isotropic component, we used a nearly incompressible Ogden model (Mo et al., 2018). The fiber passive behavior was modeled using a nearly-incompressible Holzapfel-Gasser-Ogden model (Holzapfel and Ogden, 2009). To account for the contractile behavior of the muscle, an activation model that describes the relationship between the calcium ion concentration and the tissue tension was implemented (Guccione and McCulloch, 1993). This model expresses the chemical equilibrium during muscle contraction at a given sarcomere length as follows:

$$\tau = \frac{[Ca^{2+}]^n}{[Ca^{2+}]^n + [Ca_{50}^{2+}]^n} \tau_{max} \quad (4.1)$$

where τ is the active fiber stress, τ_{max} is the maximum isometric tension at maximum calcium concentration, $[Ca^{2+}]$ is the calcium concentration, $[Ca_{50}^{2+}]$ is the calcium concentration at $\tau_{max}/2$, and n represents the Hill coefficient. As the calcium ions concentration is correlated with the neural excitation intensity (van Zandwijk et al., 1996), and since we only need their relative value to drive this law, we used experimental normalized neural excitation as an input to this model. To account for the length dependency of the sarcomere calcium sensitivity, $[Ca_{50}^{2+}]$ was expressed as a function of the element length:

$$[Ca_{50}^{2+}] = \frac{[Ca_{max}^{2+}]}{[e^{b(\lambda L - l_0)} - 1]^{1/2}} \quad (4.2)$$

where b is a shape coefficient, $[Ca_{max}^{2+}]$ is the maximum intracellular calcium concentration, L is the optimal element length, l_0 is a minimal element length, that was adjusted to express that both the sarcomere and the muscle cannot generate an active force below a given length (Gordon et al., 1966).

The tendons had a similar material law to the muscles, but with no active component. The supraspinatus and infraspinatus tendon fusion is a zone where the fibers of both tendons are interwoven with fibers from the coracohumeral ligament (Clark and Harryman, 1992). Unable to discern its different components, we simplified it by using only the isotropic component of the material law used for the tendons. The fascia surrounding the

muscles was modeled as a quasi-incompressible isotropic hyperelastic material using a Yeoh model (Chi et al., 2010). Material laws were implemented using a law from the LS-dyna material library (MAT-295). Passive material constants were calibrated from experimental data (Chi et al., 2010; Winters et al., 2011). τ_{max} was calibrated so that the muscle, when fully activated, could generate a maximal isometric force coherent with values reported in the literature (Wu et al., 2016). $[Ca_{max}^{2+}]$ was first bounded between 10 and 16 $\mu\text{mol/l}$ (Rockenfeller and Günther, 2017). Then, the parameters b , n , and $[Ca_{max}^{2+}]$ were adjusted to achieve an electromechanical delay of 20 ms (Cavanagh and Komi, 1979; Go et al., 2018; Thelen, 2003), while having $[Ca_{50}^{2+}]$ values coherent with *in-vitro* data (Konhilas et al., 2002).

4.1.2.3 Investigation of activation law

As we did not implement a Hill-type law to activate the muscle, we decided to simulate isometric contractions at various muscle length to obtain and evaluate the force-length curve generated with the implemented muscle constitutive law (Figure 50-A). A simplified cylindrical muscle was first stretched, and its passive force was evaluated. Then, the muscle was shortened or stretched from 50 to 150% of its initial length at rest. Constrained at this new length, the muscle was fully activated. The muscle initial length was supposed to be the state at which its elements were at their optimal length. To reduce calculation time, only a quarter of the cylinder was simulated with imposed planar symmetries. The muscle's active force was evaluated by subtracting the passive force from the total force measured at the muscle extremities. The force-length curve was normalized to the initial length and force at no stretch. It was compared qualitatively to the active force-length curve of the Hill-model that is classically used to express uniaxial muscle behavior. The chosen implementation of this model combines experimental data from (Gordon et al., 1966) and an exponential function for the active and passive forces, respectively (Lloyd and Besier, 2003).

Accounting for the interaction between transversal and longitudinal load is one of the motives behind modeling muscles as three-dimensional structures (Siebert et al., 2014). Thus, we evaluated the effect of applying a transverse load on the longitudinal muscle force during a maximal isometric contraction (Figure 50-B). A load was applied transversally on a simplified muscle, after which the muscle was fully activated. To avoid stress concentration, the load was applied through a rigid cylinder of 4 mm radius. The magnitude of the force ranged from 6 to 24% of the maximal isometric force of the muscle (F_{iso}). The variation of the muscle force due to the applied load was expressed as a percentage of the unloaded maximal isometric force:

$$\Delta F = \frac{F_{loaded} - F_{iso}}{F_{iso}} \cdot 100 \quad (4.3)$$

where F_{loaded} is the loaded muscle longitudinal force.

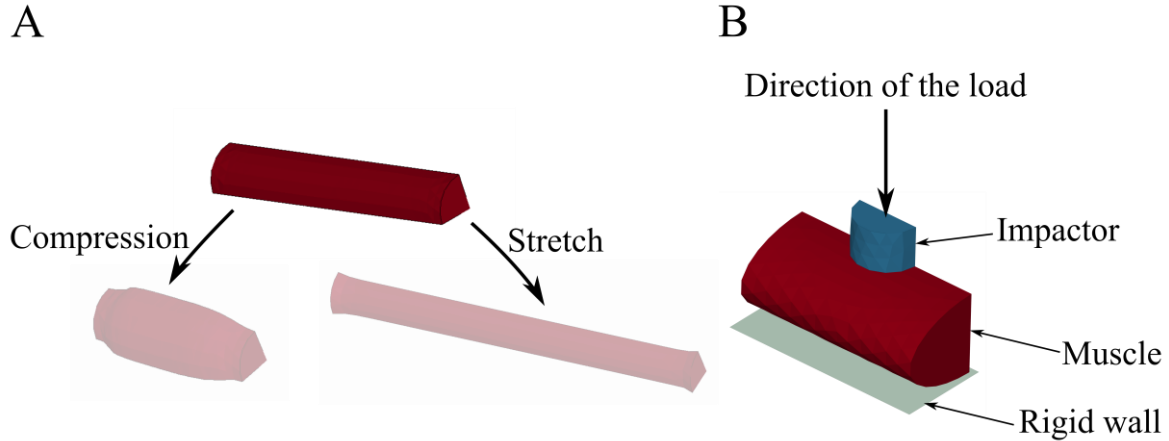


Figure 50 FEM simulation on simplified muscle structure to evaluate **A)** the force-length relationship and **B)** the effect of a transversal load on the muscle longitudinal force.

4.1.2.4 Manual wheelchair propulsion data and boundary conditions

The research protocol was approved by the Sainte-Justine University Hospital Center Ethics Committee (MP-21-2020-2533). Muscle electromyography (EMG) and marker-based motion capture were collected during wheelchair propulsion for the participant presented previously (section 4.1.2.1). The trunk and right upper limb were tracked using 38 reflective skin markers at 250 Hz. Muscle activity was recorded using surface EMG electrodes for the deltoid muscles and indwelling electrodes for the supraspinatus, infraspinatus, and subscapularis. EMG signals were collected at 2000 Hz. An instrumented wheel was mounted on the right side of the wheelchair to measure the force applied by the right hand.

A static pose was first recorded to anthropometrically scale a rigid multi-body model (Wu et al., 2016). Then, the participant propelled himself using a manual wheelchair at a comfortable speed over a level surface. The kinematics of the spherical glenohumeral and acromioclavicular joints were predicted using inverse kinematics in Opensim (Delp et al., 2007). The EMG raw signals were first processed using a fourth-order bandpass filter (20 to 500 Hz and 600 Hz for intra-muscular), then full wave rectified. The envelopes were extracted using a 4 Hz low-pass filter, then normalized to previously recorded maximal voluntary contractions (MVC) (Dal Maso et al., 2016). During the MVCs, the participant gradually increased his activation before maintaining a plateau for 3 seconds under verbal encouragement. The MVCs were 1 min apart unless the participant required more rest time. Propulsion cycles were identified using the instrumented wheel rotation torque. A propulsion

cycle was defined between two successive instants when the instrumented wheel torque was higher than 0.5 Nm. One cycle was chosen randomly to be simulated with the finite-element model.

To impose physiological boundary conditions to the muscle-tendon units, the kinematics of the scapula and humeral kinematics were imposed from the predictions of the inverse kinematics using the rigid body model. The propulsion cycle was simulated with passive muscles, then with activated muscles. For the latter, the normalized EMG envelopes were used to activate the muscles. As the deltoid had an experimental signal for each head (anterior, median and posterior), but was only modelled as one part in the finite-element model, its activation input was the mean of the three signals. Frictionless contacts were modelled between the different structures to avoid penetrations. The penalty coefficients between the structures were adjusted to minimize the sum of the contact energies of the dependent and independent surfaces.

4.1.2.5 Model evaluation

To evaluate the effect of activation on the model outputs, we assessed the distance between the muscles' lines of action predicted from the passive and active simulations. Each rotator cuff muscle had six lines of action that passed through the centroids of the muscle sequential cross-sections (Jensen and Davy, 1975). The coordinates of the points of each line were evaluated throughout the propulsion cycle. To compare the active and passive simulations, the Euclidian distance between the points of the two models' lines of action were calculated. Additionally, the distribution of fiber stretch and stress were evaluated and compared qualitatively. The stretch was expressed in reference to the initial element length. As EMG signals during wheelchair propulsion were expected to be low (Louis and Gorce, 2010; Rincon et al., 2005), we also evaluated these parameters for simulated maximal isometric contractions of each rotator cuff muscle, where each muscle was gradually activated with the bones constrained to their initial positions.

4.1.3 Results

4.1.3.1 Activation law

The active force-length relationship obtained through simulation predicted reasonably well the Hill-model curve, particularly for muscle shortening (Figure 51-A). When the muscle was stretched, the simulated active force decreased slower. The muscle passive force was initially higher than the experimental data ($\lambda < 1.4$), but the passive stiffness increased slower for the simulated data as the stretch increased. Additionally, the maximum isometric muscle force occurred at a shorter normalized length ($\lambda \approx 0.9$). Finally,

the application of a transversal load to the muscle structure reduced the longitudinal force that the muscle could generate when fully activated (Figure 51-B).

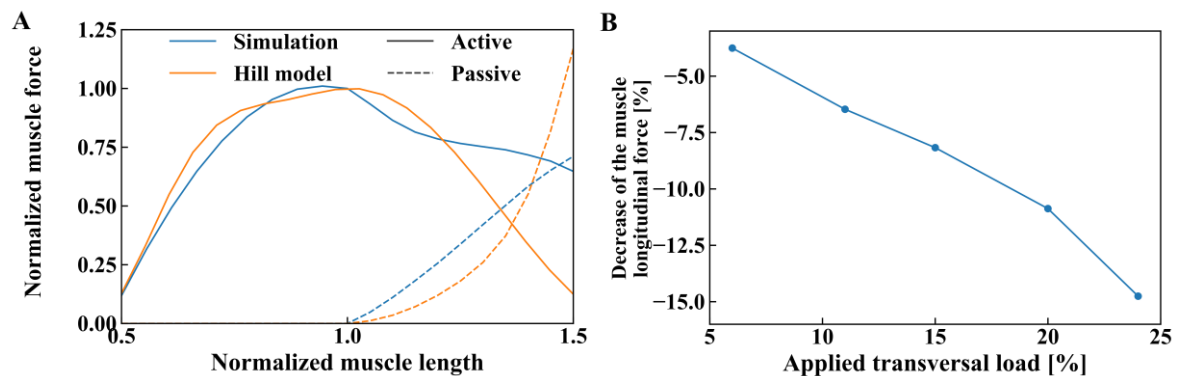


Figure 51 **A**) Force-length relationship through finite-element simulation (blue) and fitted Hill-model curve from the open access CEINMS toolbox (Pizzolato et al., 2015). **B**) Decrease of the muscle longitudinal force when a transversal load is applied. The load and the force decrease are expressed as a percentage of the maximal isometric force of the unloaded muscle.

4.1.3.2 Wheelchair propulsion

The predicted bone kinematics and muscle deformation at the start and middle of the push and recovery phases are illustrated in Figure 52. Muscle fibers were more stretched near the tendon-muscle junction (Figure 53-A). However, the amplitude of the stretch within the fiber was not reflected on the global muscle-tendon unit stretch (Figure 53-B). While, for the infraspinatus and subscapularis, the stretch increased throughout the fiber directions similarly between cranial and caudal parts, the increase for supraspinatus was different between the anterior and posterior sections. This distribution difference was also observed for the active and passive fiber stresses as well as the Von Mises stresses (Appendix 4.1.6 – Figure 57). Finally, while the infraspinatus and subscapularis were mainly stretched or shortened, the supraspinatus muscle-tendon unit appeared to be variably twisted during the propulsion cycle (Figure 54).

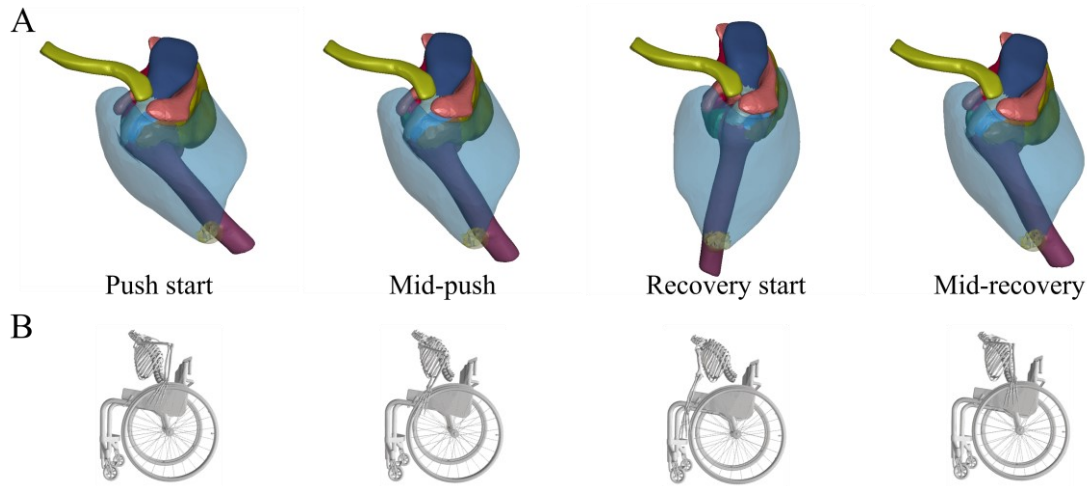


Figure 52 **A)** Finite-element simulation output for the activated shoulder model during a wheelchair propulsion cycle at the push and recovery start, and in the middle of these phases, with **B)** a schematic of the wheelchair user.

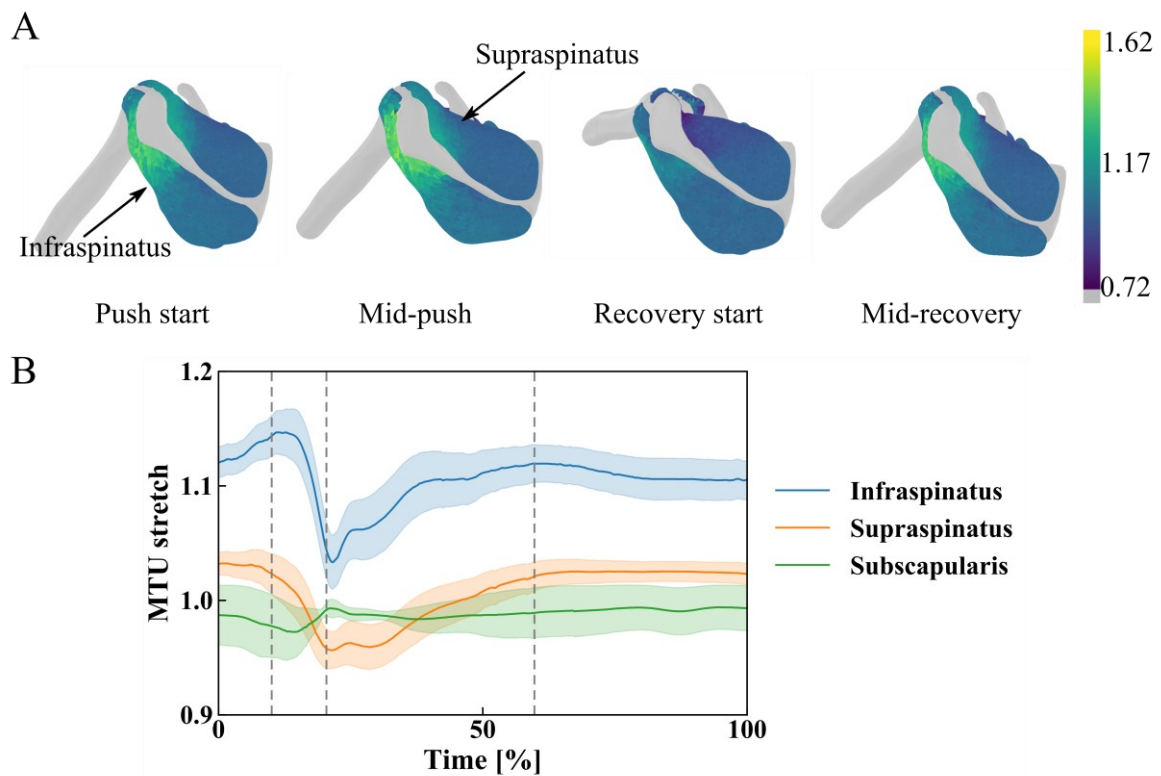


Figure 53 **A)** Fiber stretch distribution for the infraspinatus and supraspinatus muscles at four instances of the propulsion cycle. **B)** Whole muscle-tendon unit (MTU) stretch throughout the propulsion cycle for the three rotator cuff muscles. The solid line and the transparent corridor represent the mean stretch between the six lines of action and their standard deviation, respectively. The vertical dashed lines indicate, in order, the time of mid-push, recovery start and mid-recovery.

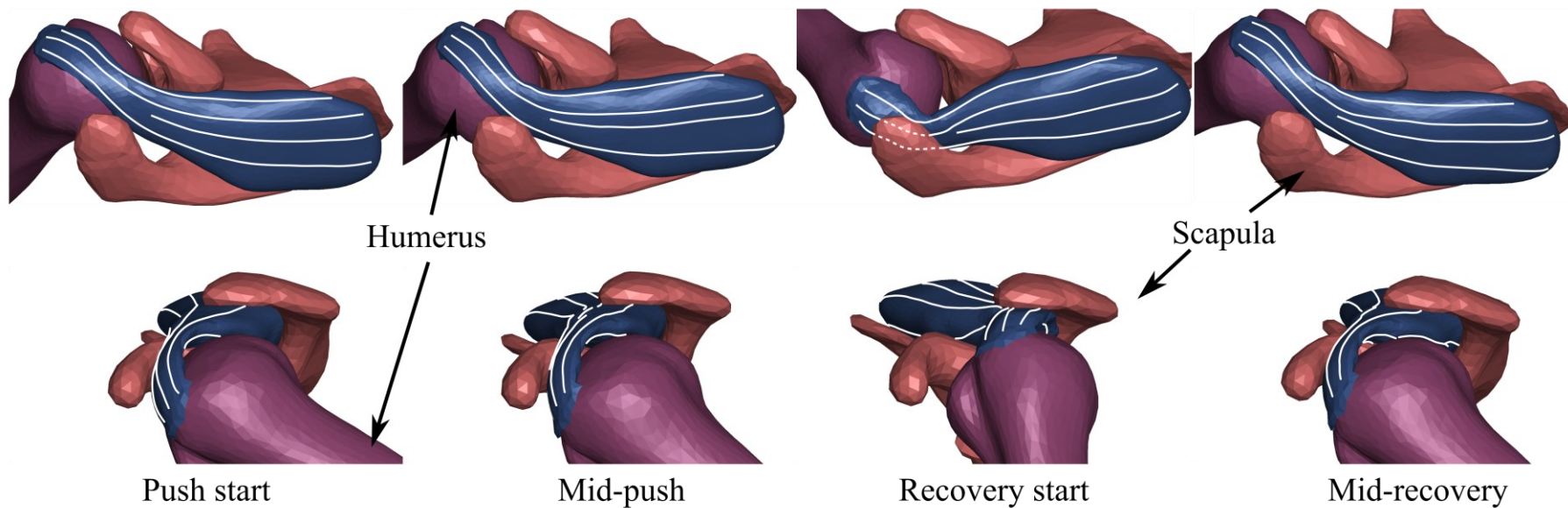


Figure 54 Supraspinatus muscle-tendon unit (blue) at different steps of the propulsion cycle from top and left side views (rows). The reader can refer to Figure 52 for a complete representation of the bones configuration. The white lines within the muscle-tendon unit volume represent some of the fibers' directions. The supraspinatus seems to be twisted in different directions throughout the cycle.

4.1.3.3 Comparison between the active and passive models

The activation of the muscles did not significantly alter the rotator cuff lines of action nor the muscle-tendon units' envelopes position throughout the propulsion cycle (Figure 55). Similarly, minimal differences were observed in the stretch, passive fiber, and Von Mises stresses (Appendix 4.1.6 – Figure 58).

During isometric maximal voluntary contractions, activation minimally altered the model outputs for activation levels up to 25%. At higher activations, the position of the lines of action significantly changed (Figure 56). **Figure 56 A)** Distance between the rotator cuff lines of action at various levels of isometric contraction and the lines of the passive model (mean of 6 lines of action \pm standard deviation: solid line \pm transparent band). Each line shows the difference at a given activation level (color) from origin to insertion (horizontal axis from left to right). **B)** Schematic of the distance between the muscle envelopes (top) as well as the fiber stretch (bottom). Particularly, for the supraspinatus and subscapularis, the differences were observed throughout the line. Additionally, the variability of the distance increased with the activation. The differences in the deformation of the tendon-muscle volume shape between the muscle-tendon unit volumes were larger at the tendon-muscle junction. Finally, as the activation increased, the tendons of the activated model were more stretched, which led to a concentration of the passive fiber stress in these structures, as well as an increase in the Von Mises stresses.

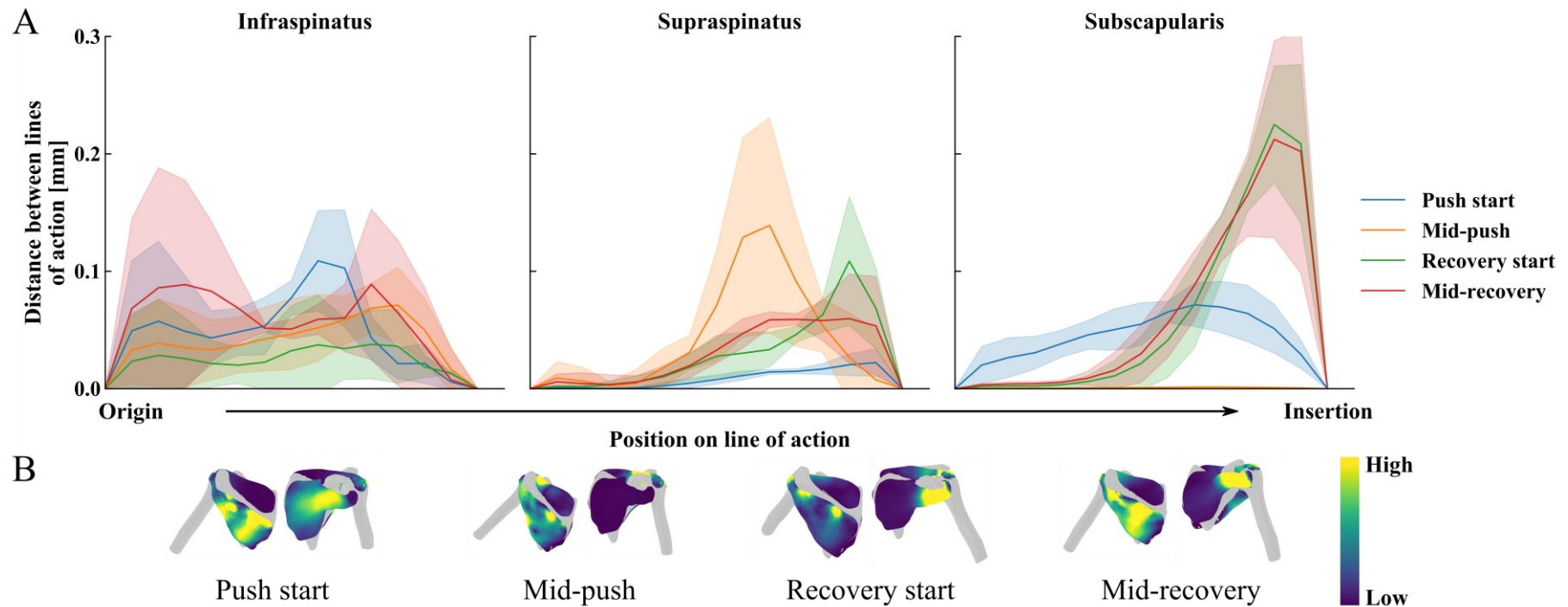


Figure 55 **A**) Distance between the rotator cuff lines of action predicted by the active and passive models (mean of 6 lines of action \pm standard deviation: solid line \pm transparent band). Each line shows the difference at a given state (color) from origin to insertion (horizontal axis from left to right). **B**) Schematic of the differences between the muscle envelopes between the models. At each presented time event, the schematics show the posterior view with the infraspinatus and supraspinatus (left) and anterior view with the subscapularis muscle (right) view of the model. These views explain the shape of the curves in **A**. For instance, in **A**, the subscapularis difference is highest near its insertion at the start and mid-recovery, which is coherent with the yellow-colored area on its schematic in **B**.

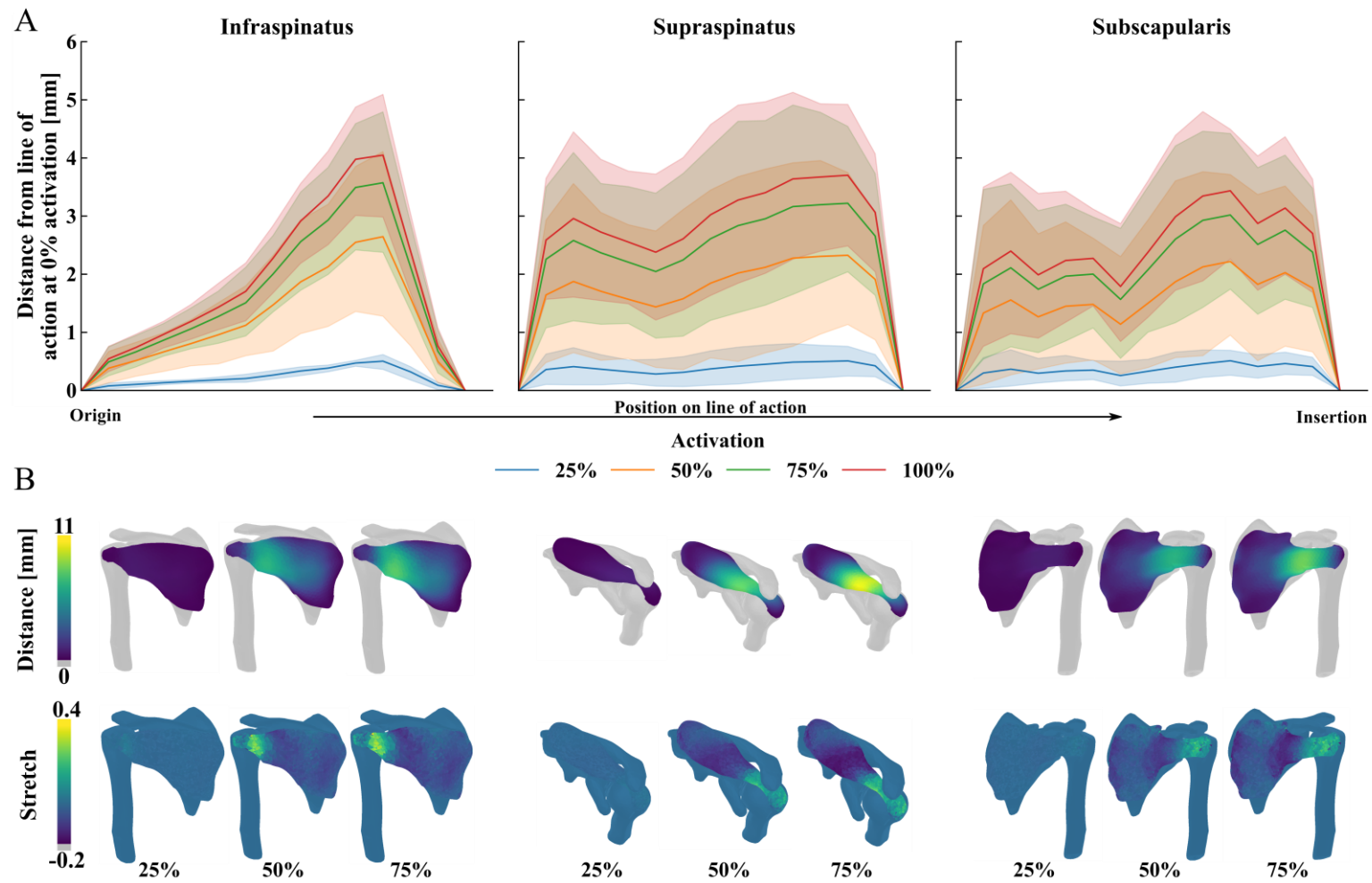


Figure 56 **A**) Distance between the rotator cuff lines of action at various levels of isometric contraction and the lines of the passive model (mean of 6 lines of action \pm standard deviation: solid line \pm transparent band). Each line shows the difference at a given activation level (color) from origin to insertion (horizontal axis from left to right). **B**) Schematic of the distance between the muscle envelopes (top) as well as the fiber stretch (bottom).

4.1.4 Discussion

In this study, we presented a model of the shoulder with three-dimensional activated rotator cuff muscles. The muscle constitutive law was qualitatively evaluated to check if it follows the expected physiological behavior, before it was implemented to model the rotator cuff during wheelchair propulsion and maximal isometric voluntary contractions. Qualitatively, the muscle constitutive law predicted reasonably well the force-length relationship and the effect of transversal loading on the muscle's force. Additionally, the analysis of the supraspinatus during a wheelchair propulsion cycle seems to indicate that its tendon might develop tendinosis due to the multiaxial loading imposed by the kinematics of propulsion.

4.1.4.1 Qualitative validation

The scaling of the active force from the element level to the muscle level depends on the equilibrium between passive fiber and extracellular matrix constraints and the activation. As the muscle is stretched, the potentials related to the isotropic extracellular matrix and its incompressibility increase their contribution to the muscle force (Wakeling et al., 2020). Additionally, unlike in muscle compression, the passive components of the muscle assist the active one in resisting lengthening. In this study, the simulation of muscle shortening predicted with high accuracy the Hill-model curve. On the other hand, the simulation of muscle stretching was less accurate. Accordingly, our passive constitutive law components could be further optimized to yield better results. Indeed, implementing passive parameters is not straightforward as the passive modulus depends on the muscle (Prado et al., 2005), its size-scale (fiber, bundle, muscle) (Ward et al., 2020), age (Noonan et al., 2020), and on neuromuscular pathologies (Lieber et al., 2003). Thus, in the presence of *in-vivo* data, it would be recommended to adjust the parameters to account for the model's size and origin.

The simulated active force-length curve reached a maximum force for a slightly shortened muscle (Figure 51-A). In the constitutive law, optimal length was defined at the element level. For the muscle optimal length to coincide with the muscle length, all elements should be under the same constraints. However, as the contractions were isometric, the extracellular matrix would distribute the stress gradually from the muscle constrained edges towards its center, and elements reached equilibrium at slightly different stretches. Indeed, Moo et al. (2017) observed that sarcomere lengths non-uniformities during muscle activation led to an experimental force ranging from 65 to 116% of the theoretical isometric force. Additionally, through simulation, Wakeling et al. (2020) concluded that a muscle cannot contract with all its fiber at their optimal length, as its most energetically favorable state occurs with a small expansion in the transverse direction. This relation between the

transverse loading and the longitudinal force was further observed in the decrease of the longitudinal force when the muscle was subjected to increasing transverse loading (Figure 51-B), as previously reported for short muscles at low pennation angles (Siebert et al., 2014; Sleboda and Roberts, 2020). Unlike other models (Randhawa and Wakeling, 2015; Siebert et al., 2018), the activation law did not explicitly link the longitudinal amplitude to the transverse loading. Nevertheless, through the isotropic component of the deformation energy, it is possible to have the model decreasing the longitudinal muscle force while lifting the external load (Ryan et al., 2020). Unlike Siebert et al. (2014), we did not observe a significant change in the load lifting height with its amplitude. However, this might be explained by our implementation of a simplified muscle volume, particularly as the relative deformation in the transversal section can vary between muscles and with muscle stress asymmetries (Randhawa and Wakeling, 2015; Ryan et al., 2020; Wakeling et al., 2020).

4.1.4.2 *Wheelchair propulsion*

Throughout the propulsion cycle, the rotator cuff muscles length variation was minimal, which is coherent with their architecture that is optimized to generate large forces rather than for excursion (Ward et al., 2006). On the other hand, the local stretch was more important, with notably higher stretches observed near the myotendinous junction, which was coherent with the observation that sarcomeres stretch more near the distal myotendinous junction (Moo et al., 2016). These high stretches at the tendon could lead to microscopic tears due to the collagen fibrils sliding (Screen et al., 2004; Thompson et al., 2017; Wu et al., 2022). For the supraspinatus, the stretch was different between its anterior and posterior parts during most of the cycle, as the tendon deformed to account for the contact with the scapula. These differences in stretch, and subsequently in stress could in part explain the higher prevalence of supraspinatus lesions. Indeed, the posterior and anterior portions of the supraspinatus vary in elasticity and ultimate failure load (Itoi et al., 1995; Matsushashi et al., 2014). Additionally, as they can move independently from one another (Fallon et al., 2002), the subsequent shear stress in the extracellular matrix could lead to delamination, as observed between the articular and bursal sides of the tendon during abduction (Inoue et al., 2013). This could partially explain the presence of lesions in the middle portions of the tendon (Jahanian et al., 2022). Moreover, the repetitive compression and bending of the anterior part (Figure 54) was linked to a compromised vascularization (Åström, 2000; Gobbi, 2017). The latter was correlated with rotator cuff degeneration (Hegedus et al., 2010), which could explain the higher prevalence of anterior lesions in manual wheelchair users (Jahanian et al., 2022; Morrow et al., 2014).

Finally, the compressive load may lead to water depletion from the tendon (Docking et al., 2013), which would reduce the tendon thickness, as observed on a group of manual

wheelchair users after they performed a fatiguing protocol (Bossuyt et al., 2019). With repetitive complex loading of the supraspinatus tendon, the loss of water might provoke an increase in proteoglycans in the tendon extracellular matrix, which is a characteristic process in tendinopathy (Cook and Purdam, 2012; Parkinson et al., 2010). Indeed, one of the supraspinatus tendon characteristics is the presence of large proteoglycan accumulate that might help lubricating the tendon to facilitate its collagen fibers sliding (Berenson et al., 1996). With increased bending and twisting, the tendon changes its structure, which is initially optimized for tensile stress, by increasing accumulation of large proteoglycan aggrecan (Vogel, 2004). This change leads to a decrease in the type 1 collagen synthesis which is the main constituent of the tendon fibrils (Attia et al., 2012). As the thickness of the supraspinatus tendon is not higher for wheelchair users with rotator cuff tendinopathy (Fournier Belley et al., 2017), nor does it increase after intense propulsion tasks (Collinger et al., 2010; Gil-Agudo et al., 2016; Leclerc et al., 2021), this activity might not generate tendon inflammation. Thus, the change in the tendon structure is most probably not accompanied with inflammation, which might point out that supraspinatus tendinopathy might be more of a tendinosis due to the repeated tendon stretch and twisting that was observed in the simulation (Bass, 2012). Tendinosis treatment aims to break the cycle of injury and can take from 6 weeks to 6 months to allow the synthesis of new healthy collagen (Khan et al., 2000). This might explain the high prevalence of injury for manual wheelchair users who are constantly propelling themselves, with an average of 90 bouts per day (Sonenblum et al., 2012), not allowing the tendon to heal properly. As the tendon cellular damage seems to be inevitable for this population, continuous eccentric strengthening exercises, massages, stretching, and an adjusted diet might help decrease pain and increase the tendon strength (Bass, 2012).

4.1.4.3 Is activation necessary?

While comparing the simulation output of a propulsion cycle from the passive and active models, minimal differences were observed. This observation raises the question of the importance of activation in finite element models of the rotator cuff muscles. Similar to previous studies (Louis and Gorce, 2010; Rincon et al., 2005), the experimental EMG signal was below 30% throughout the propulsion cycle. At this level, and since the fibers stretches were imposed in part by the skeletal kinematics, the active stress was inferior to the passive stresses (Appendix 4.1.6–Figure 57). Thus, its contribution to the equations of dynamics was relatively minimal. This was further confirmed in the isometric maximal contraction simulations, where indeed significant differences were not observed at 25% contraction but increased significantly for higher activation levels (Figure 56). Similarly, no significant differences were observed in the rotator cuff muscle moment arms obtained from a passive (Hoffmann et al., 2020) and an active (Webb et al., 2014) shoulder model. Thus, for studies

that evaluate rotator cuff muscle trajectories and moment arms during low activation tasks, a passive model can be sufficient. However, for higher activation tasks, the muscle constitutive law should account for its activation, as it significantly modifies the muscle shape and its local stretch distribution. Thus, implementing the activated model to study wheelchair propulsion during more demanding tasks such as curb or incline ascents (Lalumiere et al., 2013; Qi, 2013) might enhance our understanding of rotator cuff pathomechanisms related with daily mobility. Finally, since most muscle trajectories in rigid body models are extracted from cadaveric data, it would be interesting to evaluate the effect of activation on their predicted muscle and joint reaction forces, as moment arms are expected to change significantly with the increased muscle activation.

This study had several limitations. First, despite our model increased complexity, it included several simplifications. Indeed, the passive structures (ligaments, labrum and joint capsule) were not modeled, nor were the different sides and parts of the muscles and tendons differentiated (Ward et al., 2006). Additionally, the glenohumeral joint translations were constrained, and the soft tissue viscoelasticity was neglected. Nevertheless, the presented model can be modulated in the future to increase its complexity, depending on the purpose of its implementation. Secondly, a limit relatively common for finite-element simulation was the long calculation time, where a 2.48 s simulation required about 52 hours, for both the passive and active models, using a mobile workstation with 4 Intel® i7-8750H 2.20 GHz processors. Finally, while the qualitative validation of the constitutive law was promising, the shoulder model results were not directly validated. For future studies, simpler tasks, such as sub-maximal isometric activation at various shoulder positions, could be simulated to compare simulation strains and displacements to ones obtained from MRI (Blemker, 2017).

4.1.5 Conclusion

This study aimed to implement a finite element model of the shoulder with three-dimensional activated muscles. The activation law was able to reasonably predict physiological behavior of the muscles. Through the analysis of the supraspinatus tendon deformation during a manual wheelchair propulsion cycle, we could offer possible explanations for the localization and prevalence of tendon tears for wheelchair users. This model can be implemented in the future to improve our understanding of rotator cuff pathomechanisms at various tasks.

4.1.6 Appendix

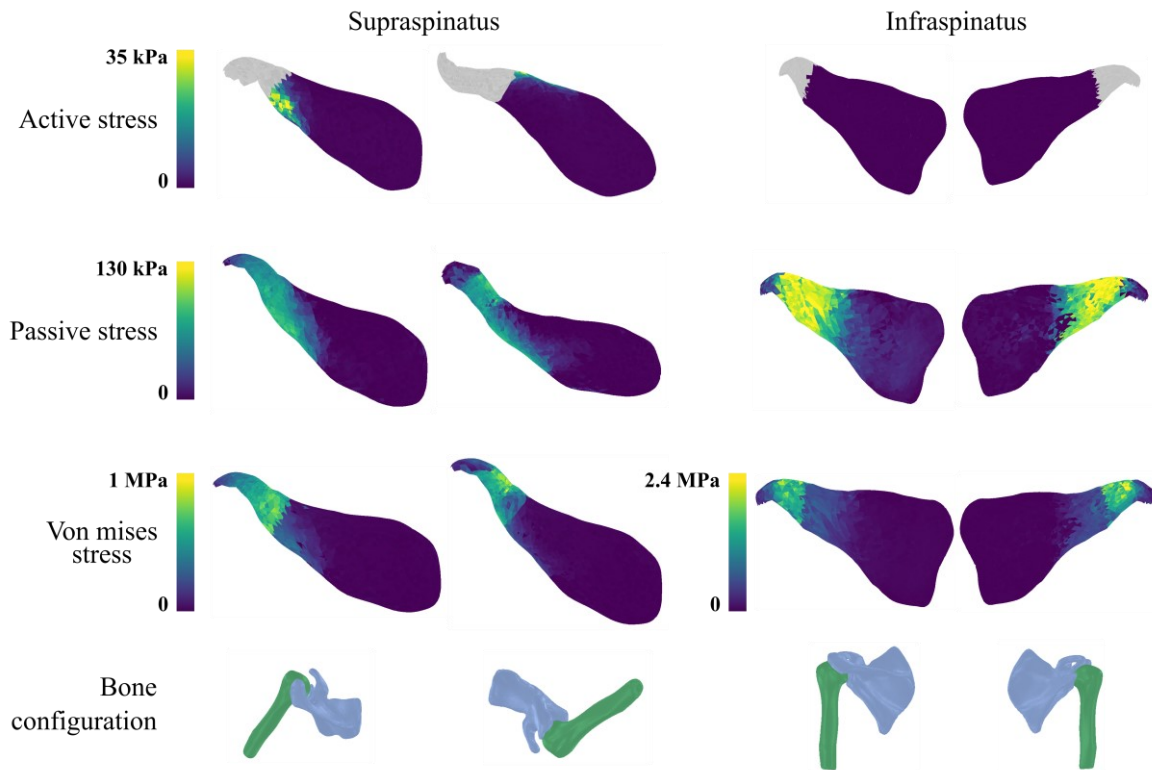


Figure 57 Different stresses distribution for the supraspinatus (top view: left and bottom view: right) and the infraspinatus (posterior view: left and anterior view: right) muscle-tendon units at the push start. The bottom row represents the humerus (green) and the scapula (blue) associated with the view from which the muscles are represented. For the top two rows, both muscles share the same stress scale.

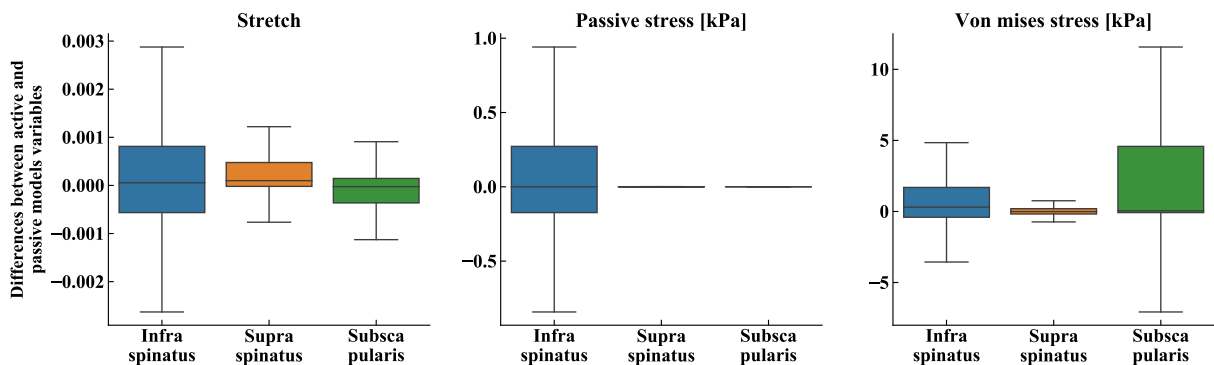


Figure 58 Differences between the active and passive models' stretch, passive stress and von mises stress. The median value is indicated by the horizontal line; the boxes represent the interquartile range of the data ($IQR = [Q1, Q3]$); and the whiskers display the data within $[Q1 - 1.5 \times IQR, Q3 + 1.5 \times IQR]$.

Chapitre 5 : Discussion générale

Cette thèse avait pour objectif d'améliorer notre compréhension des pathomécanismes de l'épaule associés à la propulsion en fauteuil roulant manuel. L'approche multidisciplinaire de ce travail de thèse a contribué au développement d'outils de modélisation musculo-squelettique et à la validation de recommandations cliniques spécifiques à la propulsion sur dévers.

Dans ce chapitre, nous ferons tout d'abord une synthèse des contributions et résultats de la thèse (section 5.1). Par la suite, nous discuterons plus en détails des pathomécanismes de l'épaule associés à la propulsion en fauteuil roulant (section 5.2) et de l'importance de la calibration neuro-musculo-squelettique (section 5.3). Malgré les avancées permises par cette thèse, certaines limites doivent être discutées et de nombreux progrès restent à réaliser pour offrir des solutions tangibles aux usagers de fauteuil roulant manuel. C'est pourquoi, nous résumerons les limites générales de cette thèse (section 5.5) et conclurons sur les perspectives de recherches futures (section 5.6).

5.1 Synthèse des principaux résultats

Nos contributions ont permis d'exprimer le rôle de la co-contraction musculaire dans la stabilité gléno-humérale et de développer des simulations de pointe pour décrire les distributions des contraintes au sein des tissus mous à partir de données classiques de capture du mouvement. Plus particulièrement, dans le [Chapitre 2](#), nous avons évalué les adaptations de la technique de propulsion des usagers face à un dévers, ce qui nous a permis de souligner l'importance de la technique du bras en haut de la pente ainsi que de la cinématique du tronc dans l'exécution réussie de cette habileté. Nous avons proposé des pathomécanismes potentiels de blessures associées à ce type de propulsion, qui restent à valider sur une plus grande population. Aussi, en soulignant la différence entre une habileté exécutée et une habileté réussie, nous avons montré l'importance de programmes d'entraînement aux compétences en fauteuil roulant qui incluent des indications, pour la posture, la cinématique et le contrôle musculaire, spécifiques à chaque pathologie. Malgré le caractère exploratoire de cette étude, ses résultats devraient contribuer à sensibiliser les cliniciens, les aides-soignants et les usagers à l'importance de la formation et de l'exploration des modifications du fauteuil roulant et des dispositifs de positionnement pour réduire le risque de blessure.

Dans le [troisième chapitre](#), nous avons traité deux questions, à savoir la calibration des paramètres neuro-musculo-squelettiques nécessaires à la modélisation multi-corps rigides et la prédiction de forces musculaires physiologiquement plus plausibles pour exprimer la complexité des muscles qui actionnent l'articulation gléno-humérale tout en la stabilisant. Nous avons conclu que les forces prédites par une méthode informée par

électromyographie (EMG) étaient davantage représentatives de la co-contraction musculaire nécessaire à la stabilité gléno-humérale que celles prédites par optimisation statique avec un critère de minimisation des activations musculaires. En implémentant ces forces musculaires physiologiquement plus plausibles dans le calcul d'indice de fonctions musculaires, nous avons conclu que tous les muscles contribuaient à la stabilité gléno-humérale et que leur contribution augmentait avec l'augmentation de la charge imposée à cette articulation. L'implémentation de l'approche informée par EMG pour l'analyse du geste de propulsion a permis de souligner le risque de dislocation associé à cette activité, tout en expliquant l'importance des muscles adducteurs dans la stabilité articulaire. Nous avons aussi mis en évidence le rôle de la calibration du modèle neuro-musculo-squelettique dans la prédiction des forces de réaction gléno-humérale qui respectaient les contraintes de non-dislocation. En effet, la calibration semblait permettre de tenir compte implicitement de l'équilibre musculaire scapulo-huméral nécessaire à la stabilité articulaire. Cependant, en essayant de calibrer un modèle générique pour des blessés médullaires, il n'était pas évident de conclure si le modèle calibré était en effet un modèle fidèle aux paramètres neuro-musculo-squelettiques du participant.

Enfin, l'étude, présentée dans le [chapitre 4](#), a permis de développer un modèle en éléments-finis de l'épaule. L'innovation de ce modèle sur un plan numérique consiste dans l'implémentation d'une loi qui exprime la physiologie de la dynamique d'activation pour activer les muscles tridimensionnels de la coiffe des rotateurs. Cette loi permettait de prédire raisonnablement le comportement physiologique des muscles, à savoir la courbe force-longueur et l'effet d'une charge transversale sur la force longitudinale du muscle. En utilisant la cinématique articulaire et les excitations expérimentales enregistrées lors d'un cycle de propulsion pour définir les conditions aux limites de ce modèle en éléments-finis, nous avons évalué la déformation de l'unité musculo-tendineuse du supra-épineux. Ceci nous a permis de proposer des explications potentielles pour la localisation et la prévalence des déchirures tendineuses chez les utilisateurs de fauteuil roulant manuel. Ce modèle pourra être mis en œuvre à l'avenir pour améliorer notre compréhension des pathomécanismes de la coiffe des rotateurs lors de diverses tâches.

5.2 Pathomécanismes de l'épaule associés à la propulsion en fauteuil roulant

Par ce travail de thèse, nous avons essayé de compléter la compréhension actuelle des pathomécanismes de l'épaule associés à la propulsion en fauteuil roulant manuel. À partir des lacunes identifiées dans la littérature (section 1.4), nous avons proposé des approches d'analyse qui nous ont permis d'identifier des pathomécanismes potentiels.

La première étude (section 2.1) a traité de la propulsion sur dévers. Ce type de propulsion a rarement été étudié (4 études selon la revue systématique de (Rouvier et al., 2022)) malgré l'omniprésence de trottoirs en pente pour évacuer l'eau. De plus, les différences entre les membres du côté du haut et du bas de la pente n'ont jamais été rapportées (Rouvier et al., 2022). Le peu d'études, qui ont traité de cette habileté, ont rapporté des résultats moyennés sur tous les participants (Richter et al., 2007; Sauret et al., 2013), malgré la grande variabilité observée. En effet, sur 26 participants, Richter et al. (2007) ont rapporté des moments de rotation de la roue en bas de la pente allant de 1.5 à 10.8 Nm et une cadence de poussée de 44 à 99 poussées/min. Cette variabilité pointe vers des adaptations de la technique de propulsion variables entre les participants. D'ailleurs, la classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé (World Health Organization, 2001) reconnaît l'effet des différences interindividuelles sur les résultats des interventions pour le handicap. Ces différences peuvent aussi influencer le rythme d'apprentissage moteur ainsi que la capacité de l'utilisateur à optimiser ses habiletés motrices (Busquets et al., 2011; Kostrubiec et al., 2012; Vegter et al., 2014). Par conséquent, dans notre étude, nous avons opté pour une approche exploratrice par laquelle nous avons pu identifier les adaptations de chaque participant et les relier au risque d'apparition de douleurs. La variabilité de ces adaptations a fait ressortir la différence entre l'exécution d'une habileté et sa réussite. En effet, bien qu'aucun des participants n'ait cité spontanément la propulsion sur dévers comme habileté difficile en milieu urbain et qu'ils aient tous réussi à parcourir la plateforme inclinée latéralement, leurs techniques ne se valaient pas en termes de dépense énergétique et de risque de lésions. Aussi, leurs résultats du test d'habiletés en fauteuil roulant manuel étaient variables (de 41 à 89 %). Ces observations ont souligné l'importance de l'enseignement des habiletés en fauteuil roulant lors de la phase de réhabilitation. Cependant, il est intéressant de noter que les participants ont rapporté des durées de formation en habiletés variables (Tableau X), malgré leur passage par le même centre de réadaptation. Cette disparité peut être due à la variation des priorités en termes de réhabilitation selon les contraintes et besoins de chaque patient. Cependant, elle peut aussi être reliée à un enseignement non cadré des habiletés qui mène souvent à des différences entre le patient et le clinicien en ce qui concerne leurs perceptions respectives des instructions et du savoir-faire transmis en réhabilitation (Morgan et al., 2017).

Notre étude a aussi souligné la précarité des usagers tétraplégiques, à cause de leur contrôle musculaire minimal voire inexistant du tronc et de la scapula. Il est important de souligner que dans ce contexte; bien que le terme stabilité scapulaire est souvent utilisé, la problématique est plutôt celle de robustesse, c'est-à-dire la tolérance d'un système aux perturbations en permettant une certaine variabilité du mouvement. En effet, l'utilisateur a besoin de démontrer une résilience par rapport à la variabilité des sollicitations imposées par le geste de propulsion (Hasan, 2005; McQuade et al., 2016). En faisant l'hypothèse que le

fauteuil est bien réglé et outillé en termes d'aide au positionnement, le dernier point d'ancrage de l'utilisateur est son tronc. En début et fin de phase de poussée, le membre supérieur change de direction de mouvement et l'amplitude de la force de contact avec la main courante varie rapidement. La cinématique de la scapula doit s'adapter pour accommoder ces variations, tout en optimisant le transfert d'énergie du tronc au membre supérieur. Concrètement, aucun des participants tétraplégiques n'avait d'instrumentation particulière pour la stabilité du tronc. La scapula devait alors s'adapter simultanément à la variation des forces de contact ainsi que celle de la cinématique du tronc. Pour diminuer l'amplitude de ces perturbations externes, l'utilisateur pourrait avoir besoin de plus de support postural et d'une assistance externe (aide-soignante ou des roues à assistance motorisée). Un entraînement spécifique qui associe des exercices de renforcement musculaire à un retour proprioceptif sur la position de la scapula et le niveau d'activation des muscles sollicités pourrait aussi aider l'utilisateur pour recréer un schéma de contrôle moteur adapté à la position de son tronc et à ses capacités musculaires (Larsen et al., 2014). Enfin, un entraînement fonctionnel qui confronte l'utilisateur aux exigences particulières de la propulsion sur dévers en incluant des vitesses différentes et des conditions variées pourrait améliorer la robustesse du contrôle moteur de la scapula (McQuade et al., 2016). Ce type d'entraînement pourrait, en un premier temps, être intégré sur des simulateurs de propulsion pour améliorer l'apprentissage moteur des habiletés en fauteuil roulant tout en assurant la sécurité de l'utilisateur (Blouin et al., 2015; Genova et al., 2022).

Notre première étude a aussi souligné de manière qualitative la sollicitation en compression du tendon supra-épineux, ce qui pourrait expliquer sa dégradation sur le long terme. Cette observation a été soutenue par les résultats de l'analyse de la stabilité gléno-humérale par modélisation en multi-corps rigides (section 3.3). En effet, la direction de la force de contact gléno-huméral coïncidait avec la direction allant du centre de la glène vers l'unité musculo-tendineuse du supra-épineux. Additionnellement, la direction de cette force se trouvait sur la limite voire à l'extérieur du cône de stabilité gléno-humérale défini par les mesures cadavériques de Lippitt et Matsen (1993). Ceci souligne la contrainte particulièrement déstabilisante imposée par le geste de propulsion. Les muscles les mieux placés pour améliorer la stabilité gléno-humérale étaient le biceps et le grand dorsal. Cette observation rejoint la discussion de la première étude (section 2.1.4.2) qui soulignait le risque de fatigue pour le grand dorsal, compte tenu de ses fonctions multiples. Cette fatigue augmenterait le risque d'instabilité et de lésions des tissus mous, comme signalé par Rodgers et al. (1994).

Enfin, en s'intéressant à la déformation de l'unité musculo-tendineuse du supra-épineux dans un modèle élément-finis lors du geste de propulsion (section 4.1), nous avons observé qu'en plus de la contrainte imposée par la force gléno-humérale, cette unité était

soumise à des sollicitations dans la direction de la fibre ainsi que dans les directions transverses, ce qui augmenterait le risque de dégradation structurelle du tendon supra-épineux.

Les résultats de nos trois études confirment certains des prédicteurs de risque postulés dans la littérature, tout en expliquant leurs mécanismes. Aussi, les trois études semblent souligner que les lésions des tendons de la coiffe sont reliées à la fréquence élevée de leurs sollicitations et non à l'amplitude de la contrainte qui leur est imposée. Les résultats de nos études suggèrent que les pathomécanismes de l'épaule associés à la propulsion en fauteuil roulant sont multifactoriels. Pour retarder l'apparition des lésions, il est alors important d'implémenter un protocole exhaustif qui intègre les réglages du fauteuil roulant pour optimiser la posture, du renforcement musculaire pour renforcer les adducteurs de l'épaule et les muscles stabilisateurs du tronc, des entraînements proprioceptifs pour améliorer la robustesse du contrôle moteur de la scapula et des exercices excentriques pour favoriser la synthèse du collagène des tendons de la coiffe des rotateurs.

5.3 Calibration neuro-musculo-squelettique : entre bio-fidélité et optimisation numérique

Comme cette thèse s'est intéressée à une population pathologique, la problématique de calibration du modèle générique était omniprésente. La littérature a souligné la sensibilité des résultats des modèles multi-corps rigides aux paramètres de dynamiques d'activation et de contraction. Les études sur le membre inférieur se sont limitées à des activités de marche et de course (Ackland et al., 2012; Carbone et al., 2016; Redl et al., 2007; Scovil and Ronsky, 2006). Il est difficile alors d'extrapoler leur résultat pour le membre supérieur. Blache et al. (2019) ont étudié la sensibilité du modèle de l'épaule en flexion et lors d'un geste qui simule le lancer de balle. Ils ont observé une sensibilité qui varie selon la tâche, et ont conclu que la force isométrique maximale et la longueur optimale de la fibre étaient globalement des paramètres importants. Si toutes ces études pointent vers l'importance de l'utilisation d'un modèle calibré, elles ne permettent pas d'identifier des critères pour valider la calibration. Dans nos deux études (sections 3.1 et 3.3), nous avons calibré le modèle pour qu'il puisse générer des paramètres neuro-musculo-squelettiques qui permettent aux muscles de générer les moments articulaires nécessaires à l'exécution de la tâche étudiée tout en favorisant une force de réaction gléno-humérale normale à la glène. Notre confiance dans les résultats de la calibration de la première étude (section 3.1) a augmenté à la suite de trois observations. La première était que le modèle pouvait bien suivre les excitations et couples articulaires pour la tâche pour laquelle il a été calibré. La deuxième observation était que le suivi était assuré aussi pour une charge supérieure (12 kg) qui n'était pas incluse dans le set de données de calibration. Ceci nous a permis de conclure que la calibration n'a pas généré un modèle sur-

ajusté (*over-fitted*). Enfin, la troisième observation était que la calibration prédisait rarement des paramètres sur les bornes de l'espace admissible de solutions (Figure 33). Cette étude nous a permis de conclure que les forces prédites étaient physiologiquement plus plausibles que celles prédites par optimisation statique avec un critère de moindres activations. Cependant, on ne pouvait pas conclure si le modèle calibré au participant était bio-fidèle. Nous différencierons ici un modèle calibré d'un modèle bio-fidèle. Pour le premier, le modèle permet de prédire des forces, musculaires ou de réaction, physiologiquement plus plausibles, tandis que pour le deuxième, les paramètres de calibration seraient bel et bien les paramètres réels du participant. Clairement, le modèle bio-fidèle est aussi un modèle calibré, mais l'inverse n'est pas toujours vrai. Il est important de souligner que la majeure partie de la littérature s'est intéressée à l'identification des modèles calibrés. En l'occurrence, dans leur étude sur la sensibilité de ces modèles à la tâche utilisée pour la calibration, Kian et al. (2021) ont conclu que l'utilisation d'une large gamme de tâches variées était nécessaire pour obtenir des forces de réaction gléno-humérale similaires à celles mesurées par implant instrumenté. Cette recommandation est similaire à celles émises par d'autres études pour améliorer la calibration du modèle (Bélaïse, 2019; Lloyd and Besier, 2003). Cependant, la qualité de la calibration est toujours définie par rapport au suivi des couples articulaires, des excitations musculaires et des forces de réaction. De ce fait, la calibration exprime une optimalité numérique et non la bio-fidélité du modèle. Dans notre deuxième étude (section 3.3), nous avons calibré le modèle pour trois participants avec des capacités fonctionnelles variables. Pour le participant tétraplégique, comme le grand dorsal et le pectoral majeur sont partiellement innervés, ces muscles devraient avoir des forces isométriques maximales plus petites que celles obtenues chez les participants paraplégique et sain. Cependant, la calibration ne semblait pas converger vers cette solution, qui semble pourtant plus physiologique. Ceci nous pousse à considérer que le modèle calibré n'est pas forcément équivalent au modèle bio-fidèle. Cette conclusion est également soutenue par les résultats de l'étude de Davico et al. (2020) qui a étudié la marche pour deux participants jeunes, dont l'un était atteint de paralysie cérébrale. Dans cette étude, les chercheurs ont comparé les résultats d'un modèle non calibré, un modèle calibré et un modèle calibré deux fois avec une étape intermédiaire de correction des forces isométriques maximales par des valeurs issues d'imagerie par résonance magnétique. Malgré leurs différences, les trois modèles présentaient un même niveau de précision dans le suivi des couples articulaires et des excitations musculaires. En plus, les deux modèles calibrés ont prédit des forces de réaction tibio-fémorale semblables. Il est aussi intéressant à noter qu'en sortie du premier modèle calibré, presque aucune des forces isométriques musculaires n'était égale aux forces extraites de l'imagerie médicale.

Les résultats de nos études, ainsi que ceux issues de la littérature, semblent confirmer que les modèles calibrés par méthodes informées par excitations musculaires sont plus

performants d'un point de vue numérique, mais ne représentent pas forcément les paramètres de l'individu. Comme la calibration est exprimée comme un problème de moindres carrés non-linéaires, trois pistes pourraient expliquer la disparité entre le modèle calibré et le modèle bio-fidèle :

- La convergence vers des minima locaux
- L'existence de plusieurs modèles calibrés dont les performances, selon le critère d'optimisation, sont semblables
- Un mauvais choix de la fonction-objectif

Comme nous avons implémenté un algorithme de recuit simulé (*Simulated Annealing*) qui est relativement robuste aux minimums locaux (Goffe et al., 1994), la première proposition semble peu probable. La deuxième solution nécessiterait de diminuer la dimension de l'espace des solutions du problème de calibration. Pour cela, on pourrait diminuer le nombre de paramètres à optimiser, ou augmenter le nombre d'essais inclus dans le set de calibration. La première option est reliée à la définition des lois de dynamiques d'activation et de contraction. Cependant, elle est difficilement envisageable car ces lois sont déjà une simplification des processus physiologiques (section 1.3.1). La deuxième option a déjà été suggérée dans d'autres études (Bélaïse, 2019; Kian et al., 2021; Lloyd and Besier, 2003). Cependant, elle ne peut améliorer le problème d'optimisation que si tous les essais ont un même modèle bio-fidèle. Cependant, le modèle bio-fidèle dépend de la tâche. Par exemple, le délai électromécanique dépend de la fonction du muscle (agoniste ou antagoniste (David et al., 2000)) et du type de contraction (Cavanagh and Komi, 1979). La non-linéarité entre la force et l'excitation musculaire varie aussi avec la phase du cycle de marche (Roberts and Gabaldón, 2008). Ainsi, il faudra choisir des essais qui permettraient d'augmenter le nombre d'états à suivre sans pour autant augmenter le nombre de modèles bio-fidèles nécessaires pour exprimer les mouvements inclus dans les essais. Enfin, si le nombre de muscles sans données expérimentales est grand, il est possible que cette méthode ne puisse jamais permettre de converger vers le modèle bio-fidèle car l'optimisation cherchera toujours à compenser les signaux musculaires manquants. De même, si la fonction-objectif n'inclut pas suffisamment d'objectifs qui permettraient d'expliquer les valeurs des paramètres neuro-musculaires, la convergence ne sera pas assurée. Ce qui nous ramène à la dernière piste qui expliquerait la différence entre modèles calibré et bio-fidèle. Si le suivi des couples articulaires semble nécessaire, il n'est pas suffisant pour converger vers un modèle bio-fidèle. Dans notre première étude (Figure 33), nous avons observé que le changement de la définition de la fonction-objectif modifiait le modèle en sortie de la calibration, ce qui altérerait les résultats de forces musculaires et de réaction (Bennett et al., 2022; Hoang et al., 2019, 2018). Si dans notre étude, nous nous sommes basés sur les

principes de stabilité gléno-humérale pour améliorer la calibration du modèle, il est possible que des objectifs additionnels restent nécessaires pour exprimer les stratégies de recrutement musculaire qui induiraient sur le long terme des modifications des paramètres neuro-musculo-squelettiques. Ceci serait particulièrement important pour le complexe de l'épaule, pour lequel la dyskinésie scapulaire associée à plusieurs de ses pathologies est reliée à la synergie et raideur musculaires et à la redondance motrice (McQuade et al., 2016).

Si l'estimation d'un modèle bio-fidèle pourrait permettre d'étudier plus de pathologies neuro-musculaires, notre analyse semble indiquer que le processus de calibration nécessite d'être amélioré. Aussi, il est très probable que l'effort nécessaire pour augmenter la bio-fidélité du modèle ne vaille pas le gain en sortie du modèle. Ceci est d'autant plus vrai que les lois de dynamiques de contraction et d'activation, ainsi que les modèles multi-corps sont eux même simplifiés. On souligne notamment que la courbe force-longueur ne permet pas d'exprimer des phénomènes physiologiques observables quand le muscle est étiré, que les lignes d'action simplifient les directions des forces musculaires lors d'un mouvement dynamique et que les translations de l'articulation gléno-humérale sont généralement négligées. Sans avoir corrigé ces erreurs issues de la simplification des modèles musculosquelettiques, la probabilité de converger vers un modèle bio-fidèle reste faible même en améliorant le processus de la calibration. Cependant, comme c'est l'utilité des modèles musculo-squelettiques – tous faux par définition – qui définit leur intérêt, la calibration reste une étape importante qui permet de prédire des forces physiologiquement plus plausibles nécessaires à la compréhension de la mobilité humaine.

5.4 Simulateur hybride de l'épaule avec muscles tridimensionnels actifs

D'un point de vue numérique, l'objectif ultime de cette thèse était de développer un simulateur hybride de l'épaule, c'est-à-dire une modélisation qui combine un modèle multi-corps rigides à un modèle éléments-finis pour prédire les champs de déformations et contraintes au sein des tissus mous. Dans la dernière étude (section 4.1), nous avons opté pour piloter le modèle éléments-finis par la cinématique articulaire issue du modèle multi-corps et des données EMG expérimentales. Nous avons pris cette décision car nous avons accès à l'EMG intramusculaire des muscles de la coiffe. Comme les excitations musculaires sont reliées aux activations par un filtre récursif et un facteur de non-linéarité, les activations musculaires pourraient être utilisées plutôt que les excitations en ajustant les valeurs des paramètres de la loi d'activation. Aussi, dans le cas où les excitations expérimentales ne seraient pas disponibles, l'intérêt de l'implémentation d'un simulateur devient plus évident. En effet, dans cette situation, l'algorithme informé par EMG présenté dans la section 3.1

peut être utilisé pour prédire des activations musculaires physiologiquement plus plausibles pour les muscles de la coiffe.

Il est important de souligner que les résultats obtenus par ce simulateur ne peuvent pas être extrapolés pour tous les muscles. En effet, les muscles de la coiffe sont des muscles stabilisateurs, plats et profonds. De ce fait, ce sont des muscles avec des excursions et des déformations transverses minimales. Ainsi, il est possible que pour des muscles longs et superficiels tels que le biceps, des variations de forme et de champ de déformations soient perçues à faible niveau d'activation.

Si le simulateur hybride présenté dans le cadre de cette thèse est une preuve de concept qui nécessite encore plus d'améliorations, il a le bénéfice de pouvoir offrir un outil qui démontrerait le lien de causalité entre certains prédicteurs de douleurs prédits, tels que l'amplitude de la force radiale au niveau de la main courante, la fluidité de la propulsion, ou la cinématique gléno-humérale (Tableau IV (Beirens et al., 2021; Briley et al., 2021; Walford et al., 2019)) dans la littérature et le risque de lésions.

5.5 Limites générales

Les limites particulières à chacune des études présentées dans le cadre de ce travail de thèse ont été traitées dans les différents chapitres. Dans cette section, nous nous intéresserons aux limites plus générales de la thèse.

L'approche informée par données EMG présente des limites liées à la mesure et aux traitements des excitations musculaires expérimentales. Dans le cadre de cette thèse, nous avons pu mesurer le signal EMG des muscles de la coiffe. Ceci a nécessité l'utilisation d'électrodes intramusculaires insérées par des aiguilles. Bien que ce soit une technique à risque très faible, elle reste relativement difficile à implémenter (coût et temps) et n'est parfois pas appréciée par les participants. Aussi, étant donné le caractère invasif de l'EMG intramusculaire, nous avons opté pour ne pas mesurer les excitations des rhomboïdes et du pectoral mineur, des muscles nécessaires pour la calibration des articulations acromio-claviculaire. De plus, les muscles avec des lignes d'actions multiples ont été informés par un unique signal expérimental, ce qui simplifie les stratégies de recrutement musculaire (Park and Yoo, 2014). Une autre limite liée à l'utilisation de l'EMG est la normalisation du signal. Si la normalisation par les contractions volontaires maximales est largement utilisée, certaines études rapportent des EMG normalisés supérieurs à 100 % en propulsion (Requejo et al., 2008). Afin d'éviter la saturation des signaux en propulsion, nous avons évalué la contraction maximale à partir de 15 positions différentes (Dal Maso et al., 2016), ce qui a significativement prolongé la durée de collecte de données. Aussi, il est nécessaire de souligner que cette approche ne garantit pas la mesure des contractions maximales

isométriques pour tous les muscles. En effet, à chaque essai, les activations musculaires dépendront de la stratégie de recrutement musculaire. Enfin, pour des blessées médullaires, il n'est pas clair si la posture assise prolongée en cyphose modifie les longueurs musculaires et tendineuses, ce qui pourrait modifier la portion de la courbe force-longueur sur laquelle opère le muscle en essai de contractions maximales. Ceci dit, plus d'études restent nécessaires pour améliorer la normalisation des signaux EMG, particulièrement chez des usagers de fauteuil roulant.

Comme le nombre de participants ($n=9$) était faible pour l'étude sur la propulsion sur dévers, nous n'avons pas pu extraire des stratégies motrices représentatives des usagers paraplégiques ou tétraplégiques. Le faible nombre de participants est dû en partie à la difficulté de recrutement. En effet, nous avons restreint les participants éligibles en termes d'âge et de durée d'utilisation du fauteuil roulant pour diminuer l'effet de la variabilité de ces paramètres sur les résultats de l'étude. Cependant, en analysant les données de chaque participant, nous avons rapidement aperçu une grande variabilité dans les techniques de propulsion et avons conclu qu'il ne serait pas judicieux de regrouper les participants. Cette variabilité s'explique par les différences des fauteuils et leurs réglages et les disparités entre participants en termes d'anthropométrie et de capacités fonctionnelles. Elle pourrait souligner un besoin d'un nombre important de participants pour pouvoir mener des analyses statistiques pour confirmer nos résultats d'analyse qualitative. Cette variabilité suggère aussi de potentielles erreurs méthodologiques quand les variables d'intérêt sont moyennées sur tous les participants et tous les cycles. Plus d'études sur la variabilité inter-cycles et inter-participants sont nécessaires pour pouvoir justifier l'homogénéité des données. Ceci est d'autant plus critique pour des propulsions autres que celle en ligne droite sur surface plane — qui présente déjà une variabilité dans le temps — et particulièrement quand les participants ont des pathologies, des fauteuils et des durées d'utilisation de fauteuil différentes. Dans le cas où des participants et des cycles peuvent être regroupés, il ne nous semble toujours pas judicieux d'utiliser la moyenne ou la médiane comme estimateur. En effet, les variables cinématiques, cinétiques et électromyographiques varient sur un cycle de propulsion classique. L'utilisation d'analyses statistiques OD (sur des scalaires) peut cacher ou inverser des conclusions scientifiques, ce qui encourage l'utilisation d'analyses statistiques unidimensionnelles dans les futures études (Pataky et al., 2016, 2015).

En ce qui concerne le modèle multi-corps rigide, une des principales limites était l'absence du pelvis et l'hypothèse que le thorax et la colonne vertébrale constituent un corps rigide. L'antéversion du bassin a été associée à l'augmentation de la lordose lombaire, qui induit une cyphose thoracique plus prononcée (Roussouly and Pinheiro-Franco, 2011). Cette dernière a été associée à la bascule antérieure et à l'abduction de la scapula (Kebaetse et al., 1999) ainsi qu'à l'augmentation de l'activation des faisceaux moyen et inférieur du trapèze

(Lee et al., 2016). Ceci suggérerait que la cinématique du tronc a probablement été influencée par ses déformations. Ceci est d'autant plus critique que le modèle générique a été développé pour des participants debout (Wu et al., 2016) et que la position assise augmente l'amplitude des angles intervertébraux (De Carvalho et al., 2010). Aussi, sans marqueurs sur le pelvis, nous ne pouvions pas évaluer l'effet de l'antéversion du pelvis sur la position initiale du tronc. Cependant, comme dans la première étude (section 2.1), nous avons évalué les différences entre la propulsion sur surface plane et sur dévers, sans comparer quantitativement les participants entre eux, nous pensons que ces limites de modélisation ne changeraient pas les conclusions de l'étude.

Une autre limite des études implémentant l'approche informée par EMG est l'utilisation de la moyenne des erreurs quadratiques (RMSE) et du coefficient de corrélation pour étudier la qualité du suivi des couples articulaires et des excitations musculaires par le modèle calibré. Nous avons choisi d'implémenter ces deux paramètres pour pouvoir nous positionner par rapport à la littérature scientifique. En effet, en biomécanique, ces deux paramètres sont les plus communément utilisés probablement pour leur facilité d'implémentation et du fait de leur généralisation par le *Grand Knee Challenge* (Fregly et al., 2012). Cependant, ces deux paramètres ne prennent pas compte de la dépendance temporelle des données. De plus, la RMSE est uniquement robuste pour des erreurs dont la distribution suit une loi normale (Hodson, 2022), tandis que le coefficient de corrélation de Pearson ne peut pas être utilisé pour des données avec des distributions non-normales (Schober et al., 2018). Plusieurs métriques, plus récentes, seraient plus adaptées pour des données temporelles. Par exemple, Sprague et Geers (2004) ont utilisé la corrélation entre les formes des signaux pour développer une métrique qui évalue à la fois les différences d'amplitude et de phase entre les données. Une autre métrique est celle développée par Rhule et al. (2002), qui se base sur l'écart cumulatif entre les données à comparer. Enfin, une métrique a été développée par Gehre et al. (2009) qui combine le déphasage, la différence entre les surfaces en dessous des courbes à comparer, la corrélation et une métrique dite de corridor. Cette dernière est obtenue en définissant deux corridors autour des données à suivre. Les données à l'extérieur du corridor externe sont attribuées un score nul, tandis que celles à l'intérieur du corridor interne sont attribuées un score de 1. Le corridor interne peut être défini comme l'intervalle de confiance des données à suivre, et donc toutes les données du modèle dans cet intervalle sont similaires aux données à suivre. La combinaison de plusieurs métriques rend cette méthode plus robuste. Aussi, un autre avantage de cette approche est que la différence entre les surfaces en dessous des courbes à comparer et la corrélation sont évaluées après la correction du déphasage entre les données. Les quatre paramètres inclus dans la métrique de Gehre et al. (2009) ne sont pas corrélés ce qui indique qu'ils fournissent des informations indépendantes (Vavalle et al., 2013), ce qui semble

signaler que cette métrique fournirait une estimation plus exhaustive du suivi des données électromyographiques et des couples articulaires.

En ce qui concerne la construction du modèle éléments-finis, les volumes musculaires segmentés à partir de l'imagerie par résonance magnétique correspondaient aux volumes quand le participant était allongé. Du fait de la gravité, les volumes en position assise et allongée pourraient ne pas se superposer parfaitement, ce qui a pu influencer les déformations du modèle. Comme nous avons modélisé les muscles de la coiffe, nous avons fait l'hypothèse que l'impact de cette différence de volume pourrait être négligée comme ces muscles sont plats et profonds. Certains systèmes d'imagerie par résonance magnétique en position debout existent (Michael et al., 2008), cependant ils restent peu fréquents. Aussi, comme ce sont des systèmes ouverts, la densité du champ magnétique est réduite, ce qui augmente le temps d'acquisition et/ou diminue la résolution spatiale des acquisitions.

Une autre limite du modèle éléments-finis est liée à la définition des contraintes initiales du modèle. En effet, même au repos, les muscles sont précontraints. En l'occurrence, les sarcomères des muscles infra-épineux et supra-épineux seraient étirés au repos (Ward et al., 2006), ce qui devrait leur permettre de générer une tension passive pour stabiliser l'articulation gléno-humérale (Gobbi, 2017). Cette contrainte musculaire initiale est, à notre connaissance, toujours négligée dans la modélisation musculo-squelettique (multi-corps et éléments finis), ce qui est probablement dû à la difficulté de son estimation *in-vivo*. Comme on a considéré qu'à l'instant initial, les éléments étaient à leur longueur optimale, l'étirement initial du muscle translaterait la courbe de force passive du muscle.

5.6 Perspectives

Des méthodes minimalement invasives utilisant des endoscopes de 350 μm ont permis de mesurer les longueurs de sarcomère *in-vivo* (Llewellyn et al., 2008; Sanchez et al., 2015). Comme le diamètre de ces endoscopes est comparable à celui des aiguilles utilisées pour insérer les électrodes intramusculaires, on pourrait imaginer l'implémentation de ces approches pour estimer l'élongation du sarcomère en position initiale. Comme la variabilité de la longueur des sarcomères au sein d'une même image est plus importante que la variabilité observée entre différents sites du muscle (Adkins et al., 2022), on pourrait estimer que l'élongation du muscle est proportionnelle à la moyenne des élongations sur une mesure, ce qui nous permettrait de corriger la déformation initiale du modèle éléments-finis. Les résultats de cette approche originale, qui à notre connaissance n'a jamais été utilisée pour estimer les contraintes musculaires initiales, pourrait permettre d'améliorer les modèles éléments-finis et multi-corps rigides.

La grande variabilité du geste de propulsion suggère qu'il est important de tenir compte des particularités de chaque participant. Dans le cadre de cette thèse, nous avons essayé d'exprimer l'individualité du schéma d'excitations musculaires en implémentant une méthode informée par EMG. Cette approche pourrait être complétée par l'utilisation d'un modèle spécifique au participant sur le plan anatomique également. Une représentation plus fidèle de l'anatomie du participant devrait améliorer les prédictions de la cinématique articulaire, des bras de levier et des longueurs musculaires (Ding et al., 2019; Gerus et al., 2013). Ceci est particulièrement important pour les usagers de fauteuil roulant qui ont souvent des distributions de masses différentes des sujets normaux à cause des atrophies musculaires et des ostéoporoses observées au niveau des membres inférieurs. Aussi, dans un contexte où les activations issues du modèle multi-corps rigides sont utilisées et pour remédier aux erreurs induites par la variation des directions et longueurs des lignes d'actions avec le niveau d'activation, on pourrait imaginer une boucle où les résultats du modèle éléments-finis mettraient à jour les bras de levier et longueurs musculo-tendineuses utilisées en entrée de l'algorithme informé par EMG. Une approche similaire a été implémentée pour simuler la dégradation d'une prothèse de genou (Zhang et al., 2017). Cependant, l'implémentation d'un tel schéma pour le membre supérieur serait plus complexe. En effet, l'articulation gléno-humérale est équivalente à une liaison sphérique, les bras de levier musculaires seraient calculés par une méthode géométrique. Dans les modèles multi-corps rigides, c'est plutôt la méthode d'excursion des tendons qui est utilisée pour calculer la matrice jacobienne des longueurs. Cette méthode est basée sur le transfert d'énergie entre l'articulation et le muscle. Comme des différences significatives ont été rapportées entre les bras de levier estimés par les deux méthodes (Hughes et al., 1997), il sera important de comprendre leur origine, avant de pouvoir mettre en place ce simulateur, afin d'éviter des dissipations énergétiques.

Comme la propulsion en fauteuil roulant est influencée par la stabilité et la mobilité du tronc (Gagnon et al., 2016; van Dijk et al., 2021), il serait pertinent de développer des modèles qui associeraient le pelvis et un tronc déformable au membre supérieur. Ces segments additionnels pourraient améliorer la cinématique et dynamique articulaires ainsi que les longueurs musculaires. Ils permettraient aussi d'ajouter des muscles nécessaires à la stabilité du tronc, ce qui permettrait de mieux comprendre les contraintes auxquelles sont soumis les usagers tétraplégiques ou hémiplégiques. De plus, une meilleure modélisation du grand dorsal semble être importante pour l'étude du fauteuil roulant, car c'est un muscle critique pour la préservation de la coiffe, qui est apparu de façon récurrente dans nos résultats. Ce muscle est relié au grand fessier controlatéral par le fascia thoraco-lombaire. Cette liaison permet la transmission de force entre les deux muscles (Carvalhais et al., 2013). Elle pourrait alors expliquer en partie pourquoi la propulsion asynchrone est plus économique et appréciée par les usagers quand la cadence de propulsion est élevée (Goosey-

Tolfrey and Kirk, 2003). L'action passive du fascia pourrait être incluse dans le modèle comme un ressort en série avec le grand dorsal.

La stabilité gléno-humérale est régie par le système de contrôle neural qui permet à la proprioception de réguler l'activation musculaire (section 1.2.3). Cependant, l'approche informée par EMG ne permet pas de mettre en évidence l'interaction entre le système sensoriel et le contrôle moteur, ni de comprendre leur interaction. Au niveau de l'unité musculo-tendineuse, le fuseau neuro-musculaire et l'organe tendineux de Golgi détectent les modifications de longueurs et forces musculaires et de vitesses de contraction. En fonction de ces paramètres, ces deux composants régulent les signaux du système nerveux central au niveau de la moelle épinière. Pour tenir compte de ces réflexes, une boucle pourrait être implémentée pour ajuster les excitations musculaires en tenant compte de la variation des forces et longueurs musculaires (H. Zhang et al., 2020). Cette approche permettrait aussi de simuler l'effet du pincement du tendon du supra-épineux en imposant une perturbation constante à la boucle de retour pour ce muscle. Dans le cas de participants blessés médullaires, cette méthode pourrait permettre de modéliser les excitations réflexes des muscles non innervés. Afin de valider cette modélisation, l'algorithme modifié pourra être utilisé pour simuler le réflexe ostéotendineux bicipital à partir des enregistrements des excitations musculaires et de la cinématique du membre supérieur lors de la percussion du tendon du biceps.

D'un point de vue clinique, nos études ont souligné l'importance de la force des muscles adducteurs de l'épaule, de la robustesse scapulaire et de la structure du collagène dans le tendon supra-épineux, ainsi que de l'entraînement aux habiletés en fauteuil roulant. Il serait alors intéressant d'effectuer une étude longitudinale pour évaluer l'évolution des schémas d'excitations musculaire, des forces de réaction et de la technique de propulsion suite à une intervention associant un entraînement aux habiletés en fauteuil roulant à un protocole de renforcement musculaire qui inclue des contractions excentriques de la coiffe des rotateurs et des exercices de proprioception. Aussi, comme l'étude de la propulsion sur dévers a souligné l'importance de l'analyse de la propulsion dans des milieux variés, il est important de faire sortir l'analyse du fauteuil roulant du laboratoire, en utilisant les nouvelles technologies de mesures embarquées pour la capture du mouvement. Notamment, l'utilisation de centrales inertielles permettrait de mesurer la cinématique du membre supérieur et de prédire la cinétique des roues (Feghoul, 2019). Ces mesures moins précises ne pourront pas se substituer aux protocoles de laboratoire, mais elles permettront de qualifier la propulsion quotidienne et d'identifier qualitativement les activités à risque qui pourront alors faire l'objet d'analyses plus développées en milieu de recherche.

Conclusion

L'objectif principal de cette thèse était d'améliorer notre compréhension des pathomécanismes de l'épaule associés à la propulsion en fauteuil roulant manuel. Dans une approche transdisciplinaire, nous avons développé des outils de modélisation musculo-squelettique pour comprendre l'effet de la propulsion sur les structures de l'épaule à différentes échelles. Nous avons aussi analysé la propulsion sur dévers, comme habileté nécessaire aux déplacements en milieu urbain, afin de mettre en avant les adaptations de la technique de propulsion et de valider les recommandations suivies lors de l'enseignement de cette habileté.

L'analyse de la propulsion sur dévers nous a permis de souligner l'importance de l'enseignement des habiletés en fauteuil roulant afin de fournir aux usagers les outils nécessaires pour se propulser d'une manière efficace et sécuritaire, ce qui retarderait l'apparition de lésions au niveau de l'épaule, et leur permettrait de maintenir leur mobilité et autonomie. En analysant les adaptations au niveau du tronc et de l'articulation gléno-humérale, nous avons validé les recommandations du programme d'habiletés en fauteuil roulant, à savoir l'importance de se pencher en arrière et d'utiliser le bras en haut de la pente principalement pour réguler la direction de propulsion. Nous avons aussi proposé des pathomécanismes potentiels de blessures associées à la propulsion sur dévers, qui restent à valider sur une plus grande population. D'un point de vue plus large, l'étude de la propulsion sur dévers a souligné d'une part la grande variabilité du geste de propulsion, surtout quand l'utilisateur est soumis à des perturbations liées à son environnement. D'autre part, elle a mis en évidence l'importance d'étudier des gestes plus représentatifs du quotidien des usagers pour mieux comprendre les pathomécanismes qui leur sont particuliers. Ceci commencerait par des études exploratoires *in-situ* en utilisant des outils de mesures embarquées, qui guideraient les études futures en laboratoire. La connaissance des habiletés les plus exigeantes de l'épaule permettraient de guider les usagers pour choisir d'une manière plus éclairée leur trajets et activités quotidiennes

Nous avons aussi contribué au développement d'outils numériques pour les deux types de modélisation musculo-squelettique. En modélisation multi-corps rigides, nous avons adapté des méthodes informées par EMG aux contraintes particulières de l'articulation gléno-humérale, ce qui nous a permis de calibrer le modèle neuro-musculo-squelettique et de prédire des forces musculaires qui tiennent compte du rôle de la co-contraction musculaire dans la stabilité gléno-humérale. Ces modèles nous ont permis de souligner le caractère déstabilisant du geste de propulsion et d'expliquer l'importance des muscles adducteurs dans la stabilité gléno-humérale. Nous avons aussi souligné la différence entre un modèle calibré et un modèle bio-fidèle, une différence qui ne nie pas l'importance de la calibration des

modèles neuro-musculo-squelettique mais qui nécessite d'analyser les études avec populations pathologiques avec prudence pour éviter des conclusions hâtives.

En modélisation éléments-finis, nous avons implémenté un modèle d'activation musculaire pour développer un simulateur hybride de l'épaule avec muscles tridimensionnels actifs. L'utilisation de ce simulateur pour l'analyse d'un cycle de propulsion, nous a permis de formuler des pathomécanismes possibles qui expliqueraient la localisation et la prévalence des déchirures tendineuses chez les utilisateurs de fauteuil roulant manuel. Ce simulateur hybride représente une preuve de concept. S'il nécessite plus d'améliorations, il a le bénéfice de pouvoir démontrer la causalité entre certains prédicteurs de douleurs prédits dans la littérature et le risque de lésions.

Compte-tenu des pathomécanismes identifiés dans les différentes études, la réadaptation des usagers de fauteuils roulants manuels devrait associer plusieurs approches pour permettre de mitiger les différents facteurs qui mènent à l'apparition de lésions des tissus mous. Outre l'enseignement des habiletés en fauteuil roulant, les usagers devraient renforcer leurs muscles adducteurs pour améliorer la stabilité gléno-humérale. Ils devraient aussi renforcer les muscles stabilisateurs du tronc et/ou utiliser des composants externes pour améliorer la posture selon leurs contraintes fonctionnelles. En implémentant des exercices de proprioception pour le membre supérieur, les usagers devraient pouvoir améliorer la robustesse du contrôle moteur de la scapula. Enfin, des exercices excentriques fréquents qui ciblent le tendon supra-épineux devraient augmenter la synthèse de collagène et diminuer la dégradation de l'architecture du tendon.

Bibliographie

- Aagaard, P., 2018. Spinal and supraspinal control of motor function during maximal eccentric muscle contraction: Effects of resistance training. *Journal of Sport and Health Science* 7, 282–293. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2018.06.003>
- Abrams, R.A., Tsai, A.M., Watson, B., Jamali, A., Lieber, R.L., 2000. Skeletal muscle recovery after tenotomy and 7-day delayed muscle length restoration. *Muscle & Nerve* 23, 707–714. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4598\(200005\)23:5<707::AID-MUS7>3.0.CO;2-T](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4598(200005)23:5<707::AID-MUS7>3.0.CO;2-T)
- Ackland, D.C., Lin, Y.-C., Pandy, M.G., 2012. Sensitivity of model predictions of muscle function to changes in moment arms and muscle–tendon properties: A Monte-Carlo analysis. *Journal of Biomechanics* 45, 1463–1471. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.02.023>
- Ackland, D.C., Pak, P., Richardson, M., Pandy, M.G., 2008. Moment arms of the muscles crossing the anatomical shoulder. *J Anat* 213, 383–390. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2008.00965.x>
- Ackland, D.C., Pandy, M.G., 2009. Lines of action and stabilizing potential of the shoulder musculature. *J. Anat.* 215, 184–197. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2009.01090.x>
- Adams, C.R., Baldwin, M.A., Laz, P.J., Rullkoetter, P.J., Langenderfer, J.E., 2007. Effects of rotator cuff tears on muscle moment arms: A computational study. *Journal of Biomechanics* 40, 3373–3380. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.017>
- Adams, R.J., Schwartz, A., 1980. Comparative Mechanisms for Contraction of Cardiac and Skeletal Muscle. *Chest* 78, 123–139. https://doi.org/10.1378/chest.78.1_Supplement.123
- Adkins, A.N., Fong, R.M., Dewald, J.P.A., Murray, W.M., 2022. Variability of in vivo Sarcomere Length Measures in the Upper Limb Obtained With Second Harmonic Generation Microendoscopy. *Frontiers in Physiology* 12.
- Akbar, M., Balean, G., Brunner, M., Seyler, T., Bruckner, T., Munzinger, J., Grieser, T., Gerner, H., Loew, M., 2010. Prevalence of Rotator Cuff Tear in Paraplegic Patients Compared with Controls. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 92, 23–30. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.01373>
- Alcazar, J., Csapo, R., Ara, I., Alegre, L.M., 2019. On the Shape of the Force-Velocity Relationship in Skeletal Muscles: The Linear, the Hyperbolic, and the Double-Hyperbolic. *Front. Physiol.* 10. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00769>
- Algood, S.D., Cooper, R.A., Fitzgerald, S.G., Cooper, R., Boninger, M.L., 2004. Impact of a pushrim-activated power-assisted wheelchair on the metabolic demands, stroke frequency, and range of motion among subjects with tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 85, 1865–1871. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.04.043>
- Alkhateeb, A.M., Daher, N.S., Forrester, B.J., Martin, B.D., Jaber, H.M., 2021. Effects of adjustments to wheelchair seat to back support angle on head, neck, and shoulder postures in subjects with cerebral palsy. *Assistive Technology* 33, 326–332. <https://doi.org/10.1080/10400435.2019.1641167>

- Alm, M., Saraste, H., Norrbrink, C., 2008. Shoulder pain in persons with thoracic spinal cord injury: prevalence and characteristics. *J Rehabil Med* 40, 277–283. <https://doi.org/10.2340/16501977-0173>
- Ambrosio, F., Boninger, M.L., Souza, A.L., Fitzgerald, S.G., Koontz, A., Cooper, R.A., 2005. Biomechanics and Strength of Manual Wheelchair Users. *The Journal of Spinal Cord Medicine* 28, 407–414. <https://doi.org/10.1080/10790268.2005.11753840>
- Ambrósio, J., Quental, C., Pilarczyk, B., Folgado, J., Monteiro, J., 2011. Multibody biomechanical models of the upper limb. *Procedia IUTAM* 2, 4–17. <https://doi.org/10.1016/j.piutam.2011.04.002>
- Amsters, D., Nitz, J., 2006. The consequences of increasing age and duration of injury upon the wheelchair posture of men with tetraplegia. *International Journal of Rehabilitation Research* 29, 347–349. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e328010f540>
- Arias-Martorell, J., 2019. The morphology and evolutionary history of the glenohumeral joint of hominoids: A review. *Ecology and Evolution* 9, 703–722. <https://doi.org/10.1002/ece3.4392>
- Arnet, U., van Drongelen, S., Scheel-Sailer, A., van der Woude, L.H.V., Veeger, D.H.E.J., 2012. Shoulder load during synchronous handcycling and handrim wheelchair propulsion in persons with paraplegia. *J Rehabil Med* 44, 222–228. <https://doi.org/10.2340/16501977-0929>
- Arnet, U., Vries, W.H. de, Eriks-Hoogland, I., Wisianowsky, C., Woude, L.H.V. van der, Veeger, D.H.E.J., Group, M.B. for the S.S., 2021. MRI evaluation of shoulder pathologies in wheelchair users with spinal cord injury and the relation to shoulder pain. *The Journal of Spinal Cord Medicine* 0, 1–14. <https://doi.org/10.1080/10790268.2021.1881238>
- Arslan, Y.Z., Jinha, A., Kaya, M., Herzog, W., 2012. Prediction of muscle forces using static optimization for different contractile conditions. *J. Mech. Med. Biol.* 13, 1350022. <https://doi.org/10.1142/S021951941350022X>
- Assila, N., Pizzolato, C., Martinez, R., Lloyd, D.G., Begon, M., 2020. EMG-Assisted Algorithm to Account for Shoulder Muscles Co-Contraction in Overhead Manual Handling. *Applied Sciences* 10, 3522. <https://doi.org/10.3390/app10103522>
- Astier, M., Faupin, A., Sauret, C., Bascou, J., 2019. Case study: biomechanical analysis of trunk stability in two modes of propulsion of manual wheelchair during start and stabilized speed. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 22, S175–S176. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714230>
- Åström, M., 2000. Laser Doppler flowmetry in the assessment of tendon blood flow. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 10, 365–367. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2000.010006365.x>
- Attia, M., Scott, A., Duchesnay, A., Carpentier, G., Soslowsky, L.J., Huynh, M.B., Van Kuppevelt, T.H., Gossard, C., Courty, J., Tassoni, M.-C., Martelly, I., 2012. Alterations of overused supraspinatus tendon: A possible role of glycosaminoglycans and HARP/pleiotrophin in early tendon pathology. *Journal of Orthopaedic Research* 30, 61–71. <https://doi.org/10.1002/jor.21479>

- Aurbach, M., Špička, J., Süß, F., Vychytil, J., Havelková, L., Ryba, T., Dendorfer, S., 2020. Torus obstacle method as a wrapping approach of the deltoid muscle group for humeral abduction in musculoskeletal simulation. *Journal of Biomechanics* 109864. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109864>
- Bachasson, D., Singh, A., Shah, S.B., Lane, J.G., Ward, S.R., 2015. The role of the peripheral and central nervous systems in rotator cuff disease. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 24, 1322–1335. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.04.004>
- Balbinot, G., Li, G., Wiest, M.J., Pakosh, M., Furlan, J.C., Kalsi-Ryan, S., Zariffa, J., 2021. Properties of the surface electromyogram following traumatic spinal cord injury: a scoping review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 18, 105. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00888-2>
- Ballinger, D.A., Rintala, D.H., Hart, K.A., 2000. The relation of shoulder pain and range-of-motion problems to functional limitations, disability, and perceived health of men with spinal cord injury: a multifaceted longitudinal study. *Arch Phys Med Rehabil* 81, 1575–1581. <https://doi.org/10.1053/apmr.2000.18216>
- Balogh, I., Arvidsson, I., Björk, J., Hansson, G.-Å., Ohlsson, K., Skerfving, S., Nordander, C., 2019. Work-related neck and upper limb disorders – quantitative exposure–response relationships adjusted for personal characteristics and psychosocial conditions. *BMC Musculoskeletal Disorders* 20, 139. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2491-6>
- Barbetta, D.C., Lopes, A.C.G., Chagas, F.N.M.R., Soares, P.T., Casaro, F.M., Poletto, M.F., de Carvalho Paiva Ribeiro, Y.H., Ogashawara, T.O., 2016. Predictors of musculoskeletal pain in the upper extremities of individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord* 54, 145–149. <https://doi.org/10.1038/sc.2015.126>
- Barrett, R.S., Besier, T.F., Lloyd, D.G., 2007. Individual muscle contributions to the swing phase of gait: An EMG-based forward dynamics modelling approach. *Simulation Modelling Practice and Theory* 15, 1146–1155. <https://doi.org/10.1016/j.simpat.2007.07.005>
- Bartoo, M.L., Linke, W.A., Pollack, G.H., 1997. Basis of passive tension and stiffness in isolated rabbit myofibrils. *American Journal of Physiology-Cell Physiology* 273, C266–C276. <https://doi.org/10.1152/ajpcell.1997.273.1.C266>
- Baskin, R., Paolini, P., 1967. Volume change and pressure development in muscle during contraction. *American Journal of Physiology-Legacy Content* 213, 1025–1030. <https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1967.213.4.1025>
- Bass, E., 2012. Tendinopathy: Why the Difference Between Tendinitis and Tendinosis Matters. *Int J Ther Massage Bodywork* 5, 14–17.
- Bayley, J.C., Cochran, T.P., Sledge, C.B., 1987. The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *JBSJ* 69, 676.
- Beirens, B.J.H., Bossuyt, F.M., Arnet, U., van der Woude, L.H.V., de Vries, W.H.K., 2021. Shoulder Pain Is Associated With Rate of Rise and Jerk of the Applied Forces During Wheelchair Propulsion in Individuals With Paraplegic Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 102, 856–864. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2020.10.114>

- Bélaïse, C., 2019. Estimation des forces musculaires du membre supérieur humain par optimisation dynamique en utilisant une méthode directe de tir multiple. Université de Montréal, Montréal, Canada.
- Belytschko, T., Schoeberle, D.F., 1975. On the Unconditional Stability of an Implicit Algorithm for Nonlinear Structural Dynamics. *Journal of Applied Mechanics* 42, 865–869. <https://doi.org/10.1115/1.3423721>
- Bennett, K.J., Pizzolato, C., Martelli, S., Bahl, J.S., Sivakumar, A., Atkins, G.J., Solomon, L.B., Thewlis, D., 2022. EMG-Informed Neuromusculoskeletal Models Accurately Predict Knee Loading Measured Using Instrumented Implants. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 69, 2268–2275. <https://doi.org/10.1109/TBME.2022.3141067>
- Berenson, M.C., Blevins, F.T., Plaas, A.H.K., Vogel, K.G., 1996. Proteoglycans of human rotator cuff tendons. *Journal of Orthopaedic Research* 14, 518–525. <https://doi.org/10.1002/jor.1100140404>
- Bergmann, G., Graichen, F., Bender, A., Kääh, M., Rohlmann, A., Westerhoff, P., 2007. In vivo glenohumeral contact forces—Measurements in the first patient 7 months postoperatively. *J. Biomech.* 40, 2139–2149. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.037>
- Betts, J.G., Young, K., Wise, J., Johnson, E., Poe, B., Kruse, D.H., Korol, O., Johnson, J., Womble, M., DeSaix, P., 2013. *Anatomy and Physiology*, OpenStax. ed, OpenStax. Houston, Texas.
- Biering-Sørensen, B., Kristensen, I.B., Kjær, M., Biering-Sørensen, F., 2009. Muscle after spinal cord injury. *Muscle & Nerve* 40, 499–519. <https://doi.org/10.1002/mus.21391>
- Biewener, A.A., 2016. Locomotion as an emergent property of muscle contractile dynamics. *J Exp Biol* 219, 285–294. <https://doi.org/10.1242/jeb.123935>
- Biewener, A.A., 2009. Muscle and Tendon Energy Storage, in: Binder, M.D., Hirokawa, N., Windhorst, U. (Eds.), *Encyclopedia of Neuroscience*. Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 2492–2496. https://doi.org/10.1007/978-3-540-29678-2_3657
- Blache, Y., Begon, M., 2018. Influence of Shoulder Kinematic Estimate on Joint and Muscle Mechanics Predicted by Musculoskeletal Model. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 65, 715–722. <https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2716186>
- Blache, Y., Begon, M., Michaud, B., Desmoulins, L., Allard, P., Dal Maso, F., 2017. Muscle function in glenohumeral joint stability during lifting task. *PLoS One* 12, e0189406. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189406>
- Blache, Y., Dumas, R., Lundberg, A., Begon, M., 2016. Main component of soft tissue artifact of the upper-limbs with respect to different functional, daily life and sports movements. *J. Biomech.* <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.10.019>
- Blache, Y., Michaud, B., Rogowski, I., Monteil, K., Begon, M., 2019. Sensitivity of Shoulder Musculoskeletal Model Predictions to Muscle–Tendon Properties. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 66, 1309–1317. <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2872833>
- Błaszczyszyn, M., Borysiuk, Z., Piechota, K., Kręcisz, K., Zmarzły, D., 2021. Wavelet coherence as a measure of trunk stabilizer muscle activation in wheelchair fencers.

BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation 13, 140.
<https://doi.org/10.1186/s13102-021-00369-y>

Blemker, S.S., 2017. Chapter 17 - Three-Dimensional Modeling of Active Muscle Tissue: The Why, The How, and The Future, in: Payan, Y., Ohayon, J. (Eds.), *Biomechanics of Living Organs, Translational Epigenetics*. Academic Press, Oxford, pp. 361–375. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-804009-6.00017-1>

Blemker, S.S., Pinsky, P.M., Delp, S.L., 2005. A 3D model of muscle reveals the causes of nonuniform strains in the biceps brachii. *J. Biomech.* 38, 657–665. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.04.009>

Blouin, M., Lalumière, M., Gagnon, D.H., Chénier, F., Aissaoui, R., 2015. Characterization of the Immediate Effect of a Training Session on a Manual Wheelchair Simulator With Haptic Biofeedback: Towards More Effective Propulsion. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 23, 104–115. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2330837>

Bolcos, P.O., Mononen, M.E., Mohammadi, A., Ebrahimi, M., Tanaka, M.S., Samaan, M.A., Souza, R.B., Li, X., Suomalainen, J.-S., Jurvelin, J.S., Töyräs, J., Korhonen, R.K., 2018. Comparison between kinetic and kinetic-kinematic driven knee joint finite element models. *Sci Rep* 8, 17351. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-35628-5>

Boninger, M.L., Baldwin, M., Cooper, R.A., Koontz, A., Chan, L., 2000. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 81, 608–613. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(00\)90043-1](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(00)90043-1)

Boninger, M.L., Dicianno, B.E., Cooper, R.A., Towers, J.D., Koontz, A.M., Souza, A.L., 2003. Shoulder magnetic resonance imaging abnormalities, wheelchair propulsion, and gender. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 84, 1615–1620. [https://doi.org/10.1053/S0003-9993\(03\)00282-X](https://doi.org/10.1053/S0003-9993(03)00282-X)

Boninger, M.L., Souza, A.L., Cooper, R.A., Fitzgerald, S.G., Koontz, A.M., Fay, B.T., 2002. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 83, 718–723. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.32455>

Boninger, M.L., Towers, J.D., Cooper, R.A., Dicianno, B.E., Munin, M.C., 2001. Shoulder imaging abnormalities in individuals with paraplegia. *J Rehabil Res Dev* 38, 401–408.

Bossuyt, F.M., Boninger, M.L., Cools, A., Hogaboom, N., Eriks-Hoogland, I., Arnet, U., 2019. Changes in supraspinatus and biceps tendon thickness: influence of fatiguing propulsion in wheelchair users with spinal cord injury. *Spinal Cord* 1–10. <https://doi.org/10.1038/s41393-019-0376-z>

Bouffard, J., Martinez, R., Plamondon, A., Côté, J.N., Begon, M., 2019. Sex differences in glenohumeral muscle activation and coactivation during a box lifting task. *Ergonomics* 1–12. <https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1640396>

Brent, R.P., 1973. Some Efficient Algorithms for Solving Systems of Nonlinear Equations. *SIAM J. Numer. Anal.* 10, 327–344. <https://doi.org/10.1137/0710031>

Briley, S.J., Vegter, R.J.K., Goosey-Tolfrey, V.L., Mason, B.S., 2021. The longitudinal relationship between shoulder pain and altered wheelchair propulsion

- biomechanics of manual wheelchair users. *Journal of Biomechanics* 126, 110626. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110626>
- Brose, S.W., Boninger, M.L., Fullerton, B., McCann, T., Collinger, J.L., Impink, B.G., Dyson-Hudson, T.A., 2008. Shoulder Ultrasound Abnormalities, Physical Examination Findings, and Pain in Manual Wheelchair Users With Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89, 2086–2093. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.05.015>
- Brown, I.E., Liinamaa, T.L., Loeb, G.E., 1996. Relationships between range of motion, Lo, and passive force in five strap-like muscles of the feline hind limb. *Journal of Morphology* 230, 69–77. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4687\(199610\)230:1<69::AID-JMOR6>3.0.CO;2-I](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4687(199610)230:1<69::AID-JMOR6>3.0.CO;2-I)
- Brubaker, C.E., McLaurin, C.A., McClay, I.S., 1986. Effects of side slope on wheelchair performance. *J Rehabil Res Dev* 23, 55–58.
- Buchanan, T.S., Lloyd, D.G., Manal, K., Besier, T.F., 2004. Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements from Measurements of Neural Command. *J. Appl. Biomech.* 20, 367–395. <https://doi.org/10.1123/jab.20.4.367>
- Buchanan, T.S., Shreeve, D.A., 1996. An Evaluation of Optimization Techniques for the Prediction of Muscle Activation Patterns During Isometric Tasks. *J. Biomech. Eng.* 118, 565–574. <https://doi.org/10.1115/1.2796044>
- Büchler, P., Ramaniraka, N.A., Rakotomanana, L.R., Iannotti, J.P., Farron, A., 2002. A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clin. Biomech.* 17, 630–639. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00106-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00106-7)
- Buckley, S.M., Bhambhani, Y.N., 1998. The Effects of Wheelchair Camber on Physiological and Perceptual Responses in Younger and Older Men. *Adapted Physical Activity Quarterly* 15, 15–24. <https://doi.org/10.1123/apaq.15.1.15>
- Burkart, A.C., Debski, R.E., 2002. Anatomy and Function of the Glenohumeral Ligaments in Anterior Shoulder Instability. *Clinical Orthopaedics and Related Research®* 400, 32.
- Burnham, R.S., May, L., Nelson, E., Steadward, R., Reid, D.C., 1993. Shoulder pain in wheelchair athletes: The role of muscle imbalance. *Am J Sports Med* 21, 238–242. <https://doi.org/10.1177/036354659302100213>
- Busquets, A., Marina, M., Iruiria, A., Ranz, D., Angulo-Barroso, R.M., 2011. High bar swing performance in novice adults: effects of practice and talent. *Res Q Exerc Sport* 82, 9–20. <https://doi.org/10.1080/02701367.2011.10599717>
- Carbone, V., van der Krogt, M.M., Koopman, H.F.J.M., Verdonschot, N., 2016. Sensitivity of subject-specific models to Hill muscle–tendon model parameters in simulations of gait. *Journal of Biomechanics* 49, 1953–1960. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.04.008>
- Carpenter, J.E., Blasier, R.B., Pellizzon, G.G., 1998. The Effects of Muscle Fatigue on Shoulder Joint Position Sense. *Am J Sports Med* 26, 262–265. <https://doi.org/10.1177/03635465980260021701>

- Carvalhais, V.O. do C., Ocarino, J. de M., Araújo, V.L., Souza, T.R., Silva, P.L.P., Fonseca, S.T., 2013. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: An in vivo experiment. *Journal of Biomechanics* 46, 1003–1007. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.11.044>
- Cavanagh, P.R., Komi, P.V., 1979. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Europ. J. Appl. Physiol.* 42, 159–163. <https://doi.org/10.1007/BF00431022>
- Charles, J.P., Suintaxi, F., Anderst, W.J., 2019. In vivo human lower limb muscle architecture dataset obtained using diffusion tensor imaging. *PLoS One* 14, e0223531. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223531>
- Charlton, I.W., Johnson, G.R., 2006. A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint. *Proc. Inst. Mech. Eng. H* 220, 801–812. <https://doi.org/10.1243/09544119JEIM147>
- Chaves, E.S., Boninger, M.L., Cooper, R., Fitzgerald, S.G., Gray, D.B., Cooper, R.A., 2004. Assessing the influence of wheelchair technology on perception of participation in spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85, 1854–1858. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.03.033>
- Chénier, F., Aissaoui, R., 2014. Effect of Wheelchair Frame Material on Users' Mechanical Work and Transmitted Vibration. *Biomed Res Int* 2014, 609369. <https://doi.org/10.1155/2014/609369>
- Chénier, F., Aissaoui, R., Gauthier, C., Gagnon, D.H., 2017a. Wheelchair pushrim kinetics measurement: A method to cancel inaccuracies due to pushrim weight and wheel camber. *Medical Engineering & Physics* 40, 75–86. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.12.002>
- Chénier, F., Malbequi, J., Gagnon, D.H., 2017b. Proposing a new index to quantify instantaneous symmetry during manual wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics* 51, 137–141. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.069>
- Cherubini, M., Melchiorri, G., 2012. Descriptive study about congruence in wheelchair prescription. *Eur J Phys Rehabil Med* 48, 217–222.
- Chi, S.-W., Hodgson, J., Chen, J.-S., Reggie Edgerton, V., Shin, D.D., Roiz, R.A., Sinha, S., 2010. Finite element modeling reveals complex strain mechanics in the aponeuroses of contracting skeletal muscle. *Journal of Biomechanics* 43, 1243–1250. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.005>
- Choi, H.F., Blemker, S.S., 2013. Skeletal Muscle Fascicle Arrangements Can Be Reconstructed Using a Laplacian Vector Field Simulation. *PLOS ONE* 8, e77576. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0077576>
- Cholewicki, J., McGill, S.M., Norman, R.W., 1995. 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, 321–331. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00065-C](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00065-C)
- Chow, J.W., Levy, C.E., 2011. Wheelchair propulsion biomechanics and wheelers' quality of life: an exploratory review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 6, 365–377. <https://doi.org/10.3109/17483107.2010.525290>

- Clark, J.M., Harryman, D.T. 2nd, 1992. Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. *Gross and microscopic anatomy. JBJS* 74, 713–725.
- Cloud, B.A., Zhao, K.D., Ellingson, A.M., Nassr, A., Windebank, A.J., An, K.-N., 2017. Increased Seat Dump Angle in a Manual Wheelchair Is Associated With Changes in Thoracolumbar Lordosis and Scapular Kinematics During Propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 98, 2021–2027.e2. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.02.014>
- Collinger, J.L., Boninger, M.L., Koontz, A.M., Price, R., Sisto, S.A., Tolerico, M.L., Cooper, R.A., 2008. Shoulder Biomechanics During the Push Phase of Wheelchair Propulsion: A Multisite Study of Persons With Paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89, 667–676. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.09.052>
- Collinger, J.L., Impink, B.G., Ozawa, H., Boninger, M.L., 2010. Effect of an Intense Wheelchair Propulsion Task on Quantitative Ultrasound of Shoulder Tendons. *PM&R* 2, 920–925. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.06.007>
- Cook, J.L., Purdam, C., 2012. Is compressive load a factor in the development of tendinopathy? *Br J Sports Med* 46, 163–168. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090414>
- Cools, A.M.J., Struyf, F., De Mey, K., Maenhout, A., Castelein, B., Cagnie, B., 2014. Rehabilitation of scapular dyskinesis: from the office worker to the elite overhead athlete. *Br J Sports Med* 48, 692–697. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092148>
- Cooper, R.A., 1996. A perspective on the ultralight wheelchair revolution. *TAD* 5, 383–392. <https://doi.org/10.3233/TAD-1996-53-419>
- Cooper, R.A., De Luigi, A.J., 2014. Adaptive Sports Technology and Biomechanics: Wheelchairs. *PM&R* 6, S31–S39. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.05.020>
- Cooper, R.A., Teodorski, E.E., Sporer, M.L., Collins, D.M., 2011. Manual Wheelchair Propulsion Over Cross-Sloped Surfaces: A Literature Review. *Assistive Technology* 23, 42–51. <https://doi.org/10.1080/10400435.2010.541408>
- Corfman, T.A., Cooper, R.A., Boninger, M.L., Koontz, A.M., Fitzgerald, S.G., 2003. Range of motion and stroke frequency differences between manual wheelchair propulsion and pushrim-activated power-assisted wheelchair propulsion. *J Spinal Cord Med* 26, 135–140. <https://doi.org/10.1080/10790268.2003.11753673>
- Culham, E., Peat, M., 1993. Functional Anatomy of the Shoulder Complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 18, 342–350. <https://doi.org/10.2519/jospt.1993.18.1.342>
- Curtis, K.A., Drysdale, G.A., Lanza, R.D., Kolber, M., Vitolo, R.S., West, R., 1999. Shoulder pain in wheelchair users with tetraplegia and paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 80, 453–457. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90285-X](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90285-X)
- Curtis, K.A., Roach, K.E., Applegate, E.B., Amar, T., Benbow, C.S., Genecco, T.D., Gualano, J., 1995a. Reliability and validity of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI). *Paraplegia* 33, 595–601. <https://doi.org/10.1038/sc.1995.126>
- Curtis, K.A., Roach, K.E., Applegate, E.B., Amar, T., Benbow, C.S., Genecco, T.D., Gualano, J., 1995b. Development of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI). *Paraplegia* 33, 290–293. <https://doi.org/10.1038/sc.1995.65>

- da Silva Bertolaccini, G., Sandnes, F.E., Medola, F.O., Gjøvaag, T., 2022. Effect of Manual Wheelchair Type on Mobility Performance, Cardiorespiratory Responses, and Perceived Exertion. *Rehabilitation Research and Practice* 2022, e5554571. <https://doi.org/10.1155/2022/5554571>
- Dal Maso, F., Marion, P., Begon, M., 2016. Optimal Combinations of Isometric Normalization Tests for the Production of Maximum Voluntary Activation of the Shoulder Muscles. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 97, 1542-1551.e2. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.12.024>
- Dal Maso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A., Allard, P., Begon, M., 2015. Glenohumeral translations during range-of-motion movements, activities of daily living, and sports activities in healthy participants. *Clinical Biomechanics* 30, 1002–1007. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.06.016>
- Dal Maso, F., Raison, M., Lundberg, A., Arndt, A., Begon, M., 2014. Coupling between 3D displacements and rotations at the glenohumeral joint during dynamic tasks in healthy participants. *Clin. Biomech.* 29, 1048–1055. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.08.006>
- Dallmeijer, A.J., van der Woude, L.H.V., (DirkJan) Veeger, H.E.J., Hollander, A.P., 1998. Effectiveness of force application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 77, 213–221.
- Dalyan, M., Cardenas, D.D., Gerard, B., 1999. Upper extremity pain after spinal cord injury. *Spinal Cord* 37, 191–195. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100802>
- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S.T., Surma, E., de Zee, M., 2006. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory, SIMS* 2004 14, 1100–1111. <https://doi.org/10.1016/j.simpat.2006.09.001>
- Danos, N., Holt, N.C., Sawicki, G.S., Azizi, E., 2016. Modeling age-related changes in muscle-tendon dynamics during cyclical contractions in the rat gastrocnemius. *J Appl Physiol* (1985) 121, 1004–1012. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00396.2016>
- Davico, G., Pizzolato, C., Lloyd, D.G., Obst, S.J., Walsh, H.P.J., Carty, C.P., 2020. Increasing level of neuromusculoskeletal model personalisation to investigate joint contact forces in cerebral palsy: A twin case study. *Clinical Biomechanics* 72, 141–149. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.12.011>
- David, G., Magarey, M.E., Jones, M.A., Dvir, Z., Türker, K.S., Sharpe, M., 2000. EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. *Clinical Biomechanics* 15, 95–102. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00052-2](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00052-2)
- Davies, G.J., Matheson, J.W., 2001. Shoulder Plyometrics. *Sports Medicine and Arthroscopy Review* 9, 1–18.
- De Carvalho, D.E., Soave, D., Ross, K., Callaghan, J.P., 2010. Lumbar Spine and Pelvic Posture Between Standing and Sitting: A Radiologic Investigation Including Reliability and Repeatability of the Lumbar Lordosis Measure. *Journal of*

Manipulative and Physiological Therapeutics 33, 48–55.
<https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2009.11.008>

de Groot, S., Veeger, H.E.J., Hollander, A.P., van der Woude, L.H.V., 2002. Consequence of feedback-based learning of an effective hand rim wheelchair force production on mechanical efficiency. *Clinical Biomechanics* 17, 219–226.
[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00005-0](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00005-0)

de Klerk, R., Velhorst, V., Veeger, D. (H. E.J.), van der Woude, L.H.V., Vegter, R.J.K., 2020. Physiological and biomechanical comparison of overground, treadmill, and ergometer handrim wheelchair propulsion in able-bodied subjects under standardized conditions. *J NeuroEngineering Rehabil* 17, 136.
<https://doi.org/10.1186/s12984-020-00767-2>

Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G., 2007. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54, 1940–1950. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>

Demieville, H.N., Partridge, L.D., 1980. Probability of peripheral interaction between motor units and implications for motor control. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology* 238, R119–R137.
<https://doi.org/10.1152/ajpregu.1980.238.1.R119>

Desroches, G., Aissaoui, R., Bourbonnais, D., 2006. Effect of system tilt and seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair propulsion. *JRRD* 43, 871. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2005.12.0178>

Desroches, G., Dumas, R., Pradon, D., Vaslin, P., Lepoutre, F.-X., Chèze, L., 2010. Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion. *Clin Biomech* 25, 299–306. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.12.011>

Dickerson, C.R., Chaffin, D.B., Hughes, R.E., 2007. A mathematical musculoskeletal shoulder model for proactive ergonomic analysis. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 10, 389–400. <https://doi.org/10.1080/10255840701592727>

Dickinson, M.H., Farley, C.T., Full, R.J., Koehl, M. a. R., Kram, R., Lehman, S., 2000. How Animals Move: An Integrative View. *Science* 288, 100–106.
<https://doi.org/10.1126/science.288.5463.100>

Dieruf, K., Ewer, L., Boninger, D., 2008. The Natural-Fit Handrim: Factors Related To Improvement In Symptoms And Function In Wheelchair Users. *The Journal of Spinal Cord Medicine* 31, 578–585. <https://doi.org/10.1080/10790268.2008.11754605>

DiGiovine, C., Rosen, L., Berner, T., Betz, K., Roesler, T., Schmeler, M., 2012. RESNA Position on the Application of Ultralight Manual Wheelchairs.

Digiovine, C.P., koontz, A.M., Berner, T.F., Kim, D.J., Schmeler, M., Cooper, R., Cooper, R.A., 2021. 14 - Wheelchairs and Seating Systems, in: Cifu, D.X. (Ed.), *Braddom's Physical Medicine and Rehabilitation (Sixth Edition)*. Elsevier, Philadelphia, pp. 261-290.e2. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-62539-5.00014-X>

Ding, Z., Tsang, C.K., Nolte, D., Kedgley, A.E., Bull, A.M.J., 2019. Improving Musculoskeletal Model Scaling Using an Anatomical Atlas: The Importance of Gender and Anthropometric Similarity to Quantify Joint Reaction Forces. *IEEE*

- Transactions on Biomedical Engineering 66, 3444–3456. <https://doi.org/10.1109/TBME.2019.2905956>
- Diong, J.H.L., Herbert, R.D., Harvey, L.A., Kwah, L.K., Clarke, J.L., Hoang, P.D., Martin, J.H., Clarke, E.C., Bilston, L.E., Gandevia, S.C., 2012. Passive mechanical properties of the gastrocnemius after spinal cord injury. *Muscle & Nerve* 46, 237–245. <https://doi.org/10.1002/mus.23356>
- Docking, S., Samiric, T., Scase, E., Purdam, C., Cook, J., 2013. Relationship between compressive loading and ECM changes in tendons. *Muscles Ligaments Tendons J* 3, 7–11. <https://doi.org/10.11138/mltj/2013.3.1.007>
- Dries, B., Vanwanseele, B., Jonkers, I., Vander Sloten, J., Van der Vekens, E., Bosmans, T., de Bakker, E., Vanderperren, K., van Bree, H., Gielen, I., 2017. Assessment of specific muscle tension in dogs through functional electrical stimulation of the gastrocnemius muscle. *Research in Veterinary Science* 113, 33–39. <https://doi.org/10.1016/j.rvsc.2017.07.017>
- Dubowsky, S.R., Sisto, S.A., Langrana, N.A., 2009. Comparison of Kinematics, Kinetics, and EMG Throughout Wheelchair Propulsion in Able-Bodied and Persons With Paraplegia: An Integrative Approach. *Journal of Biomechanical Engineering* 131, 021015. <https://doi.org/10.1115/1.2900726>
- Dul, J., Johnson, G.E., Shiavi, R., Townsend, M.A., 1984. Muscular synergism—II. A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics* 17, 675–684. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(84\)90121-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(84)90121-0)
- Dyson-Hudson, T.A., Kirshblum, S.C., 2004. Shoulder Pain In Chronic Spinal Cord Injury, Part 1: Epidemiology, Etiology, And Pathomechanics. *The Journal of Spinal Cord Medicine* 27, 4–17. <https://doi.org/10.1080/10790268.2004.11753724>
- Ebashi, S., Endo, M., 1968. Calcium and muscle contraction. *Progress in Biophysics and Molecular Biology* 18, 123–183. [https://doi.org/10.1016/0079-6107\(68\)90023-0](https://doi.org/10.1016/0079-6107(68)90023-0)
- Edman, K.A., Elzinga, G., Noble, M.I., 1982. Residual force enhancement after stretch of contracting frog single muscle fibers. *J Gen Physiol* 80, 769–784. <https://doi.org/10.1085/jgp.80.5.769>
- Edman, K.A., Elzinga, G., Noble, M.I., 1978. Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres. *The Journal of Physiology* 281, 139–155. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1978.sp012413>
- Edman, K.A.P., 2012. Residual force enhancement after stretch in striated muscle. A consequence of increased myofilament overlap? *J Physiol* 590, 1339–1345. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2011.222729>
- Eicholtz, M.R., Caspall, J.J., Dao, P.V., Sprigle, S., Ferri, A., 2012. Test method for empirically determining inertial properties of manual wheelchairs. *JRRD* 49, 51. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2011.03.0045>
- Engelhardt, C., Camine, V.M., Ingram, D., Müllhaupt, P., Farron, A., Pioletti, D., Terrier, A., 2015. Comparison of an EMG-based and a stress-based method to predict shoulder muscle forces. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 18, 1272–1279. <https://doi.org/10.1080/10255842.2014.899587>

- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., van den Bogert, A.J., 2007. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin. Biomech.* 22, 131–154. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005>
- Eriks-Hoogland, I.E., Hoekstra, T., de Groot, S., Stucki, G., Post, M.W., van der Woude, L.H., 2014. Trajectories of musculoskeletal shoulder pain after spinal cord injury: Identification and predictors. *The Journal of Spinal Cord Medicine* 37, 288–298. <https://doi.org/10.1179/2045772313Y.0000000168>
- Escobedo, E.M., Hunter, J.C., Hollister, M.C., Patten, R.M., Goldstein, B., 1997. MR imaging of rotator cuff tears in individuals with paraplegia. *AJR Am J Roentgenol* 168, 919–923. <https://doi.org/10.2214/ajr.168.4.9124140>
- Esafilian, A., Stenroth, L., Mononen, M.E., Tanska, P., Van Rossom, S., Lloyd, D.G., Jonkers, I., Korhonen, R.K., 2021. 12 Degrees of Freedom Muscle Force Driven Fibril-Reinforced Poroviscoelastic Finite Element Model of the Knee Joint. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 29, 123–133. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.3037411>
- Fallon, J., Blevins, F.T., Vogel, K., Trotter, J., 2002. Functional morphology of the supraspinatus tendon. *Journal of Orthopaedic Research* 20, 920–926. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(02\)00032-2](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(02)00032-2)
- Farina, D., Negro, F., 2012. Accessing the Neural Drive to Muscle and Translation to Neurorehabilitation Technologies. *IEEE Rev. Biomed. Eng.* 5, 3–14. <https://doi.org/10.1109/RBME.2012.2183586>
- Faupin, A., Campillo, P., Weissland, T., Gorce, P., Thevenon, A., 2004. The effects of rear-wheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes. *JRRD* 41, 421. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2003.04.0050>
- Favre, P., Gerber, C., Snedeker, J.G., 2010. Automated muscle wrapping using finite element contact detection. *Journal of Biomechanics* 43, 1931–1940. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.018>
- Favre, P., Senteler, M., Hipp, J., Scherrer, S., Gerber, C., Snedeker, J.G., 2012. An integrated model of active glenohumeral stability. *Journal of Biomechanics* 45, 2248–2255. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.06.010>
- Feghoul, A., 2019. Prédiction des forces et moments de réaction sur la main courante lors de la propulsion en fauteuil roulant manuel en utilisant des capteurs inertiels (Maîtrise). École de Technologie Supérieure, Montréal, Canada.
- Felstead, A.J., Ricketts, D., 2017. Biomechanics of the shoulder and elbow. *Orthopaedics and Trauma* 31, 300–305. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2017.07.004>
- Fenwick, A.J., Wood, A.M., Tanner, B.C.W., 2017. Effects of cross-bridge compliance on the force-velocity relationship and muscle power output. *PLoS One* 12. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0190335>
- Flemmer, C.L., Flemmer, R.C., 2016. A review of manual wheelchairs. *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.* 11, 177–187. <https://doi.org/10.3109/17483107.2015.1099747>
- Fournier Belley, A., Gagnon, D.H., Routhier, F., Roy, J.-S., 2017. Ultrasonographic Measures of the Acromiohumeral Distance and Supraspinatus Tendon Thickness in

- Manual Wheelchair Users With Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 98, 517–524. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.06.018>
- Fregly, B.J., Besier, T.F., Lloyd, D.G., Delp, S.L., Banks, S.A., Pandy, M.G., D’Lima, D.D., 2012. Grand challenge competition to predict in vivo knee loads. *Journal of Orthopaedic Research* 30, 503–513. <https://doi.org/10.1002/jor.22023>
- Fridén, J., Lieber, R.L., 2003. Spastic muscle cells are shorter and stiffer than normal cells. *Muscle & Nerve* 27, 157–164. <https://doi.org/10.1002/mus.10247>
- Fritsch, C., Poulet, Y., Bascou, J., Thoreux, P., Sauret, C., 2022. How Was Studied the Effect of Manual Wheelchair Configuration on Propulsion Biomechanics: A Systematic Review on Methodologies. *Front. Rehabil. Sci.* 3, 863113. <https://doi.org/10.3389/fresc.2022.863113>
- Frontera, W.R., Choi, H., Krishnan, G., Krivickas, L.S., Sabharwal, S., Teng, Y.D., 2006. Single muscle fiber size and contractility after spinal cord injury in rats. *Muscle & Nerve* 34, 101–104. <https://doi.org/10.1002/mus.20530>
- Fujiwara, T., Hara, Y., Chino, N., 1999. EXPIRATORY FUNCTION IN COMPLETE TETRAPLEGICS: Study of Spirometry, Maximal Expiratory Pressure, and Muscle Activity of Pectoralis Major and Latissimus Dorsi Muscles: 1. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 78, 464–469.
- Gagnon, D., Larivière, C., Loisel, P., 2001. Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clin. Biomech.* 16, 359–372. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00016-X](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00016-X)
- Gagnon, D.H., Roy, A., Gabison, S., Duclos, C., Verrier, M.C., Nadeau, S., 2016. Effects of Seated Postural Stability and Trunk and Upper Extremity Strength on Performance during Manual Wheelchair Propulsion Tests in Individuals with Spinal Cord Injury: An Exploratory Study. *Rehabilitation Research and Practice* 2016, e6842324. <https://doi.org/10.1155/2016/6842324>
- Ganghoffer, J.-F., 2018. 3 - Constitutive Models of Soft and Hard Living Tissues, in: Ganghoffer, J.-F. (Ed.), *Multiscale Biomechanics*. Elsevier, pp. 149–186. <https://doi.org/10.1016/B978-1-78548-208-3.50003-4>
- Garner, B.A., Pandy, M.G., 2003. Estimation of Musculotendon Properties in the Human Upper Limb. *Annals of Biomedical Engineering* 31, 207–220. <https://doi.org/10.1114/1.1540105>
- Garner, B.A., Pandy, M.G., 2000. The Obstacle-Set Method for Representing Muscle Paths in Musculoskeletal Models. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 3, 1–30. <https://doi.org/10.1080/10255840008915251>
- Gehre, C., Gades, H., Wernicke, P., 2009. Objective Rating of Signals Using Test and Simulation Responses. *PROCEEDINGS OF THE 21ST (ESV) INTERNATIONAL TECHNICAL CONFERENCE ON THE ENHANCED SAFETY OF VEHICLES, HELD JUNE 2009, STUTTGART, GERMANY.*
- Gellman, H., Sie, I., Waters, R.L., 1988. Late Complications of the Weight-Bearing Upper Extremity in the Paraplegic Patient. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 233, 132–135.
- Genova, C., Biffi, E., Arlati, S., Redaelli, D.F., Prini, A., Malosio, M., Corbetta, C., Davalli, A., Sacco, M., Reni, G., 2022. A simulator for both manual and powered

- wheelchairs in immersive virtual reality CAVE. *Virtual Reality* 26, 187–203. <https://doi.org/10.1007/s10055-021-00547-w>
- Gerber, C., Hersche, O., Farron, A., 1996. Isolated rupture of the subscapularis tendon. *J Bone Joint Surg Am* 78, 1015–1023. <https://doi.org/10.2106/00004623-199607000-00005>
- Gerus, P., Sartori, M., Besier, T.F., Fregly, B.J., Delp, S.L., Banks, S.A., Pandy, M.G., D’Lima, D.D., Lloyd, D.G., 2013. Subject-specific knee joint geometry improves predictions of medial tibiofemoral contact forces. *J. Biomech.* 46, 2778–2786. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.09.005>
- Gil-Agudo, A., Mozos, M.S., Ruiz, B.C., del-Ama, A.J., Pérez-Rizo, E., Segura-Fragoso, A., Jiménez-Díaz, F., 2016. Shoulder kinetics and ultrasonography changes after performing a high-intensity task in spinal cord injury subjects and healthy controls. *Spinal Cord* 54, 277–282. <https://doi.org/10.1038/sc.2015.140>
- Giner-Pascual, M., Alcanyis-Alberola, M., Millan González, L., Aguilar-Rodríguez, M., Querol, F., 2011. Shoulder pain in cases of spinal injury: influence of the position of the wheelchair seat. *International Journal of Rehabilitation Research* 34, 282–289. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e32834a8fd9>
- Gironda, R.J., Clark, M.E., Neugaard, B., Nelson, A., 2004. Upper limb pain in a national sample of veterans with paraplegia. *J Spinal Cord Med* 27, 120–127. <https://doi.org/10.1080/10790268.2004.11753742>
- Go, S.A., Litchy, W.J., Evertz, L.Q., Kaufman, K.R., 2018. Evaluating skeletal muscle electromechanical delay with intramuscular pressure. *Journal of Biomechanics* 76, 181–188. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.05.029>
- Gobbi, A., 2017. *Bio-orthopaedics: a new approach*. Springer Berlin Heidelberg, New York, NY.
- Godt, R.E., Maughan, D.W., 1981. Influence of osmotic compression on calcium activation and tension in skinned muscle fibers of the rabbit. *Pflugers Arch - Eur J Physiol* 391, 334–337. <https://doi.org/10.1007/BF00581519>
- Goetti, P., Denard, P.J., Collin, P., Ibrahim, M., Mazzolari, A., Läderrmann, A., 2021. Biomechanics of anatomic and reverse shoulder arthroplasty. *EFORT Open Rev* 6, 918–931. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.6.210014>
- Goffe, W.L., Ferrier, G.D., Rogers, J., 1994. Global optimization of statistical functions with simulated annealing. *Journal of Econometrics* 60, 65–99. [https://doi.org/10.1016/0304-4076\(94\)90038-8](https://doi.org/10.1016/0304-4076(94)90038-8)
- Goosey-Tolfrey, V.L., Kirk, J.H., 2003. Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. *Eur J Appl Physiol* 90, 154–158. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0875-6>
- Gorce, P., Louis, N., 2012. Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: Influence of wheelchair settings. *Clin Biomech* 27, 7–15. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.07.011>
- Gordon, A.M., Huxley, A.F., Julian, F.J., 1966. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *The Journal of Physiology* 184, 170–192. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1966.sp007909>

- Gordon, A.M., Regnier, M., Homsher, E., 2001. Skeletal and Cardiac Muscle Contractile Activation: Tropomyosin “Rocks and Rolls.” *Physiology* 16, 49–55. <https://doi.org/10.1152/physiologyonline.2001.16.2.49>
- Gras, L.-L., 2011. Caractérisation du comportement mécanique du muscle à différentes vitesses de sollicitation (phdthesis). Arts et Métiers ParisTech.
- Gribble, P.L., Mullin, L.I., Cothros, N., Mattar, A., 2003. Role of Cocontraction in Arm Movement Accuracy. *Journal of Neurophysiology* 89, 2396–2405. <https://doi.org/10.1152/jn.01020.2002>
- Guanche, C., Knatt, T., Solomonow, M., Lu, Y., Baratta, R., 1995. The Synergistic Action of the Capsule and the Shoulder Muscles. *Am J Sports Med* 23, 301–306. <https://doi.org/10.1177/036354659502300308>
- Guccione, J.M., McCulloch, A.D., 1993. Mechanics of active contraction in cardiac muscle: Part I--Constitutive relations for fiber stress that describe deactivation. *J Biomech Eng* 115, 72–81. <https://doi.org/10.1115/1.2895473>
- Guccione, J.M., Waldman, L.K., McCulloch, A.D., 1993. Mechanics of Active Contraction in Cardiac Muscle: Part II—Cylindrical Models of the Systolic Left Ventricle. *Journal of Biomechanical Engineering* 115, 82–90. <https://doi.org/10.1115/1.2895474>
- Guo, L.-Y., Su, F.-C., Wu, H.-W., An, K.-N., 2003. Mechanical energy and power flow of the upper extremity in manual wheelchair propulsion. *Clin Biomech* 18, 106–114. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00177-8](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00177-8)
- Haddock, B., Holm, S., Poulsen, J.M., Enevoldsen, L.H., Larsson, H.B.W., Kjær, A., Suetta, C., 2017. Assessment of muscle function using hybrid PET/MRI: comparison of 18F-FDG PET and T2-weighted MRI for quantifying muscle activation in human subjects. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 44, 704–711. <https://doi.org/10.1007/s00259-016-3507-1>
- Hagiwara, Y., Ando, A., Kanazawa, K., Koide, M., Sekiguchi, T., Hamada, J., Itoi, E., 2018. Arthroscopic Coracohumeral Ligament Release for Patients With Frozen Shoulder. *Arthroscopy Techniques* 7, e1–e5. <https://doi.org/10.1016/j.eats.2017.07.027>
- Haisma, J.A., Post, M.W., van der Woude, L.H., Stam, H.J., Bergen, M.P., Sluis, T.A., van den Berg-Emons, H.J., Bussmann, J.B., 2008. Functional independence and health-related functional status following spinal cord injury: a prospective study of the association with physical capacity. *J Rehabil Med* 40, 812–818. <https://doi.org/10.2340/16501977-0258>
- Halder, A., Kuhl, S., Zobitz, M., Larson, D., An, K., 2001. Effects of the Glenoid Labrum and Glenohumeral Abduction on Stability of the Shoulder Joint Through Concavity-Compression: An in Vitro Study. *J. Bone Joint Surg. Am.* 83, 1062–1069.
- Halloran, J.P., Ackermann, M., Erdemir, A., van den Bogert, A.J., 2010. Concurrent musculoskeletal dynamics and finite element analysis predicts altered gait patterns to reduce foot tissue loading. *J. Biomech.* 43, 2810–2815. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.05.036>
- Harris, C.R., Millman, K.J., van der Walt, S.J., Gommers, R., Virtanen, P., Cournapeau, D., Wieser, E., Taylor, J., Berg, S., Smith, N.J., Kern, R., Picus, M.,

- Hoyer, S., van Kerkwijk, M.H., Brett, M., Haldane, A., del Río, J.F., Wiebe, M., Peterson, P., Gérard-Marchant, P., Sheppard, K., Reddy, T., Weckesser, W., Abbasi, H., Gohlke, C., Oliphant, T.E., 2020. Array programming with NumPy. *Nature* 585, 357–362. <https://doi.org/10.1038/s41586-020-2649-2>
- Hasan, Z., 2005. The Human Motor Control System's Response to Mechanical Perturbation: Should It, Can It and Does It Ensure Stability? *Journal of Motor Behavior* 37, 484–493. <https://doi.org/10.3200/JMBR.37.6.484-493>
- Hatze, H., 1978. A general myocybernetic control model of skeletal muscle. *Biol. Cybernetics* 28, 143–157. <https://doi.org/10.1007/BF00337136>
- Hatze, H., 1977. A myocybernetic control model of skeletal muscle. *Biol. Cybernetics* 25, 103–119. <https://doi.org/10.1007/BF00337268>
- Hawkes, D.H., Khaiyat, O.A., Howard, A.J., Kemp, G.J., Frostick, S.P., 2019. Patterns of muscle coordination during dynamic glenohumeral joint elevation: An EMG study. *PLoS ONE* 14, e0211800. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211800>
- Hawkins, R.J., Kennedy, J.C., 1980. Impingement syndrome in athletes. *Am J Sports Med* 8, 151–158. <https://doi.org/10.1177/036354658000800302>
- Haxton, H.A., 1944. Absolute muscle force in the ankle flexors of man. *The Journal of Physiology* 103, 267–273. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1944.sp004075>
- Hegedus, E.J., Cook, C., Brennan, M., Wyland, D., Garrison, J.C., Driesner, D., 2010. Vascularity and tendon pathology in the rotator cuff: a review of literature and implications for rehabilitation and surgery. *British Journal of Sports Medicine* 44, 838–847. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.053769>
- Hertel, R., Ballmer, F.T., Lombert, S.M., Gerber, C., 1996. Lag signs in the diagnosis of rotator cuff rupture. *J Shoulder Elbow Surg* 5, 307–313.
- Herzog, W., Leonard, T.R., 2002. Force enhancement following stretching of skeletal muscle: a new mechanism. *Journal of Experimental Biology* 205, 1275–1283. <https://doi.org/10.1242/jeb.205.9.1275>
- Hess, S.A., 2000. Functional stability of the glenohumeral joint. *Manual Therapy* 5, 63–71. <https://doi.org/10.1054/math.2000.0241>
- Hicks, J.L., Uchida, T.K., Seth, A., Rajagopal, A., Delp, S.L., 2015. Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement. *Journal of Biomechanical Engineering* 137, 020905. <https://doi.org/10.1115/1.4029304>
- Hill, A.V., 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences* 126, 136–195. <https://doi.org/10.1098/rspb.1938.0050>
- Hill, T.L., Eisenberg, E., Chen, Y.D., Podolsky, R.J., 1975. Some self-consistent two-state sliding filament models of muscle contraction. *Biophys J* 15, 335–372.
- Hoang, H.X., Diamond, L.E., Lloyd, D.G., Pizzolato, C., 2019. A calibrated EMG-informed neuromusculoskeletal model can appropriately account for muscle co-contraction in the estimation of hip joint contact forces in people with hip osteoarthritis. *J. Biomech.* 83, 134–142. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.042>

- Hoang, H.X., Pizzolato, C., Diamond, L.E., Lloyd, D.G., 2018. Subject-specific calibration of neuromuscular parameters enables neuromusculoskeletal models to estimate physiologically plausible hip joint contact forces in healthy adults. *J. Biomech.* 80, 111–120. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.08.023>
- Hodson, T.O., 2022. Root-mean-square error (RMSE) or mean absolute error (MAE): when to use them or not. *Geoscientific Model Development* 15, 5481–5487. <https://doi.org/10.5194/gmd-15-5481-2022>
- Hoffmann, M., Begon, M., Lafon, Y., Duprey, S., 2020. Influence of glenohumeral joint muscle insertion on moment arms using a finite element model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 0, 1–10. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1789606>
- Holloway, C.S., Symonds, A., Suzuki, T., Gall, A., Smitham, P., Taylor, S., 2015. Linking wheelchair kinetics to glenohumeral joint demand during everyday accessibility activities, in: 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Presented at the 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 2478–2481. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7318896>
- Holzapfel, G.A., Gasser, T.C., Ogden, R.W., 2000. A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models. *Journal of Elasticity* 61, 1–48. <https://doi.org/10.1023/A:1010835316564>
- Holzapfel, G.A., Ogden, R.W., 2009. Constitutive modelling of passive myocardium: a structurally based framework for material characterization. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 367, 3445–3475. <https://doi.org/10.1098/rsta.2009.0091>
- Holzbaur, K.R.S., Murray, W.M., Delp, S.L., 2005. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Ann. Biomed. Eng.* 33, 829–840. <https://doi.org/10.1007/s10439-005-3320-7>
- Hosseini, S.M., Oyster, M.L., Kirby, R.L., Harrington, A.L., Boninger, M.L., 2012. Manual Wheelchair Skills Capacity Predicts Quality of Life and Community Integration in Persons With Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 93, 2237–2243. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.05.021>
- Hoy, M.G., Zajac, F.E., Gordon, M.E., 1990. A musculoskeletal model of the human lower extremity: The effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *Journal of Biomechanics* 23, 157–169. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90349-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90349-8)
- Hughes, R.E., Niebur, G., Liu, J., An, K.-N., 1997. Comparison of two methods for computing abduction moment arms of the rotator cuff. *Journal of Biomechanics* 31, 157–160. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00113-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00113-9)
- Huijing, P.A., Yaman, A., Ozturk, C., Yucesoy, C.A., 2011. Effects of knee joint angle on global and local strains within human triceps surae muscle: MRI analysis indicating in vivo myofascial force transmission between synergistic muscles. *Surg Radiol Anat* 33, 869–879. <https://doi.org/10.1007/s00276-011-0863-1>
- Hume, D.R., Navacchia, A., Rullkoetter, P.J., Shelburne, K.B., 2019. A lower extremity model for muscle-driven simulation of activity using explicit finite element

- modeling. *Journal of Biomechanics* 84, 153–160. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.040>
- Hunter, P.J., McCulloch, A.D., ter Keurs, H.E.D.J., 1998. Modelling the mechanical properties of cardiac muscle. *Progress in Biophysics and Molecular Biology* 69, 289–331. [https://doi.org/10.1016/S0079-6107\(98\)00013-3](https://doi.org/10.1016/S0079-6107(98)00013-3)
- Hurd, W.J., Morrow, M.M., Kaufman, K.R., An, K.-N., 2008. Biomechanic Evaluation of Upper-Extremity Symmetry Manual Wheelchair Propulsion Over Varied Terrain. *Arch Phys Med Rehabil* 89, 1996–2002. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.03.020>
- Huxley, H.E., 1958. The contraction of muscle. *Sci Am* 199, 67-72 passim.
- Inman, V.T., Saunders, J.B. dec M., Abbott, L.C., 1996. Observations of the Function of the Shoulder Joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research®* 330, 3.
- Inoue, A., Chosa, E., Goto, K., Tajima, N., 2013. Nonlinear stress analysis of the supraspinatus tendon using three-dimensional finite element analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21, 1151–1157. <https://doi.org/10.1007/s00167-012-2008-4>
- Itoi, E., Berglund, L.J., Grabowski, J.J., Schultz, F.M., Growney, E.S., Morrey, B.F., An, K.-N., 1995. Tensile properties of the supraspinatus tendon. *Journal of Orthopaedic Research* 13, 578–584. <https://doi.org/10.1002/jor.1100130413>
- Jackson, M., Michaud, B., Tétreault, P., Begon, M., 2012. Improvements in measuring shoulder joint kinematics. *J. Biomech.* 45, 2180–2183. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.05.042>
- Jahanian, O., Van Straaten, M.G., Goodwin, B.M., Lennon, R.J., Barlow, J.D., Murthy, N.S., Morrow, M.M.B., 2022. Shoulder magnetic resonance imaging findings in manual wheelchair users with spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine* 45, 564–574. <https://doi.org/10.1080/10790268.2020.1834774>
- Janssen, I., Heymsfield, S.B., Wang, Z., Ross, R., 2000. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr. *Journal of Applied Physiology* 89, 81–88. <https://doi.org/10.1152/jap.2000.89.1.81>
- Jayaraman, C., Beck, C.L., Sosnoff, J.J., 2015. Shoulder pain and jerk during recovery phase of manual wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics* 48, 3937–3944. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.018>
- Jayaraman, C., Moon, Y., Rice, I.M., Hsiao Weckler, E.T., Beck, C.L., Sosnoff, J.J., 2014. Shoulder Pain and Cycle to Cycle Kinematic Spatial Variability during Recovery Phase in Manual Wheelchair Users: A Pilot Investigation. *PLoS One* 9. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0089794>
- Jayaraman, C., Moon, Y., Sosnoff, J.J., 2016. Shoulder pain and time dependent structure in wheelchair propulsion variability. *Medical Engineering & Physics* 38, 648–655. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.04.005>
- Jenkins, A., Gooch, S.D., Theallier, D., Dunn, J., 2014. Analysis of a Lever-Driven Wheelchair Prototype and the Correlation between Static Push Force and Wheelchair Performance. *IFAC Proceedings Volumes, 19th IFAC World Congress* 47, 9895–9900. <https://doi.org/10.3182/20140824-6-ZA-1003.02052>

- Jennrich, R.I., 1970. An Asymptotic χ^2 Test for the Equality of Two Correlation Matrices. <https://doi.org/10.1080/01621459.1970.10481133>
- Jeno, S.H., Varacallo, M., 2019. Anatomy, Back, Latissimus Dorsi, in: StatPearls. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL).
- Jensen, M.P., Kuehn, C.M., Amtmann, D., Cardenas, D.D., 2007. Symptom Burden in Persons With Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 88, 638–645. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.02.002>
- Jensen, R.H., Davy, D.T., 1975. An investigation of muscle lines of action about the hip: A centroid line approach vs the straight line approach. *Journal of Biomechanics* 8, 103–110. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90090-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90090-1)
- Kapandji, A.I., Tubiana, R., 2005. *Physiologie articulaire: Schémas commentés de mécanique humaine : 805 dessins originaux de l'auteur.* Maloine. Paris.
- Karlsson, D., Peterson, B., 1992. Towards a model for force predictions in the human shoulder. *Journal of Biomechanics* 25, 189–199. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90275-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90275-6)
- Kaye, H.S., Kang, T., LaPlante, M.P., 2000. Mobility Device Use in the United States. *Disability Statistics Report* 14.
- Kebaetse, M., McClure, P., Pratt, N.A., 1999. Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 80, 945–950. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90088-6](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90088-6)
- Kentar, Y., Zastrow, R., Bradley, H., Brunner, M., Pepke, W., Bruckner, T., Raiss, P., Hug, A., Almansour, H., Akbar, M., 2018. Prevalence of upper extremity pain in a population of people with paraplegia. *Spinal Cord* 56, 695–703. <https://doi.org/10.1038/s41393-018-0062-6>
- Khan, K.M., Cook, J.L., Taunton, J.E., Bonar, F., 2000. Overuse Tendinosis, Not Tendinitis. *The Physician and Sportsmedicine* 28, 38–48. <https://doi.org/10.3810/psm.2000.05.890>
- Kian, A., Pizzolato, C., Halaki, M., Ginn, K., Lloyd, D., Reed, D., Ackland, D., 2021. The effectiveness of EMG-driven neuromusculoskeletal model calibration is task dependent. *Journal of Biomechanics* 129, 110698. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110698>
- Kian, A., Pizzolato, C., Halaki, M., Ginn, K., Lloyd, D., Reed, D., Ackland, D., 2019. Static optimization underestimates antagonist muscle activity at the glenohumeral joint: a musculoskeletal modeling study. *J. Biomech.* 109348. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109348>
- Kido, T., Itoi, E., Konno, N., Sano, A., Urayama, M., Sato, K., 2000. The depressor function of biceps on the head of the humerus in shoulders with tears of the rotator cuff. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 82-B, 416–419. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.82B3.0820416>
- Kim, E., Jang, T., Park, H.J., Ikemoto, S., Murase, T., Sugamoto, K., Hong, S.W., 2020. In vivo three-dimensional scapular kinematic alterations after reverse total shoulder arthroplasty. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 28, 2309499020921979. <https://doi.org/10.1177/2309499020921979>

- Kim, H.J., Fernandez, J.W., Akbarshahi, M., Walter, J.P., Fregly, B.J., Pandey, M.G., 2009. Evaluation of predicted knee-joint muscle forces during gait using an instrumented knee implant. *Journal of Orthopaedic Research* 27, 1326–1331. <https://doi.org/10.1002/jor.20876>
- Kirby, R.L., Rush, P.W., Smith, C., Routhier, F., Archambault, P.S., Axelson, P.W., Best, K.L., Betz, K., Burrola-Mendez, Y., Contepomi, S., Cowan, R.E., Giesbrecht, E., Lettre, J., Koontz, A., Mackenzie, D., Mortenson, B., Parker, K., Simth, E.M., Sonenblum, S.E., Tawashy, A., Toro, M., Worobey, L.A., 2021. Wheelchair Skills Program Manual Version 5.2. Dalhousie University, Halifax, Nova Scotia, Canada.
- Kirby, R.L., Rushton, P., Smith, C., Routhier, F., 2018. Wheelchair Skills Test Version 5.0 [WWW Document]. URL (accessed 8.6.19).
- Kirby, R.L., Worobey, L.A., Cowan, R., Pedersen, J.P., Heinemann, A.W., Dyson-Hudson, T.A., Shea, M., Smith, C., Rushton, P.W., Boninger, M.L., 2016. Wheelchair Skills Capacity and Performance of Manual Wheelchair Users With Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 97, 1761–1769. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.05.015>
- Kirshblum, S.C., Burns, S.P., Biering-Sorensen, F., Donovan, W., Graves, D.E., Jha, A., Johansen, M., Jones, L., Krassioukov, A., Mulcahey, M., Schmidt-Read, M., Waring, W., 2011. International standards for neurological classification of spinal cord injury (Revised 2011). *J Spinal Cord Med* 34, 535–546. <https://doi.org/10.1179/204577211X13207446293695>
- Klemt, C., Nolte, D., Ding, Z., Rane, L., Quest, R.A., Finnegan, M.E., Walker, M., Reilly, P., Bull, A.M.J., 2019. Anthropometric Scaling of Anatomical Datasets for Subject-Specific Musculoskeletal Modelling of the Shoulder. *Ann Biomed Eng* 47, 924–936. <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02207-2>
- Klemt, C., Nolte, D., Grigoriadis, G., Federico, E.D., Reilly, P., Bull, A.M.J., 2017. The contribution of the glenoid labrum to glenohumeral stability under physiological joint loading using finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20, 1613–1622. <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1399262>
- Klemt, C., Prinold, J.A., Morgans, S., Smith, S.H.L., Nolte, D., Reilly, P., Bull, A.M.J., 2018. Analysis of shoulder compressive and shear forces during functional activities of daily life. *Clin. Biomech.* 54, 34–41. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.03.006>
- Kolk, S., Klawer, E., Visser, E., Lobeek, D., Schepers, J., Verdonschot, N., Weerdesteyn, V., 2019. Symmetry and spatial distribution of muscle glucose uptake in the lower limbs during walking measured using FDG-PET. *PLOS ONE* 14, e0215276. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0215276>
- Konhilas, J.P., Irving, T.C., de Tombe, P.P., 2002. Length-dependent activation in three striated muscle types of the rat. *J Physiol* 544, 225–236. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2002.024505>
- Koontz, A.M., Roche, B.M., Collinger, J.L., Cooper, R.A., Boninger, M.L., 2009. Manual Wheelchair Propulsion Patterns on Natural Surfaces During Start-Up Propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 90, 1916–1923. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.05.022>

- Kostrubiec, V., Zanone, pier-G., Fuchs, A., Kelso, J.A.S., 2012. Beyond the blank slate: routes to learning new coordination patterns depend on the intrinsic dynamics of the learner—experimental evidence and theoretical model. *Frontiers in Human Neuroscience* 6.
- Kotz, S., Johnson, N.L. (Eds.), 1992. *Breakthroughs in statistics*, Springer series in statistics. Springer-Verlag, New York.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Fukunaga, T., 2003. Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. *Eur J Appl Physiol* 88, 520–526. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0744-8>
- Kuechle, D.K., Newman, S.R., Itoi, E., Morrey, B.F., An, K.-N., 1997. Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 6, 429–439. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(97\)70049-1](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(97)70049-1)
- Kuravi, R., Leichsenring, K., Böhl, M., Ehret, A.E., 2021. 3D finite element models from serial section histology of skeletal muscle tissue – The role of micro-architecture on mechanical behaviour. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 113, 104109. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104109>
- Kvam, P.H., Vidakovic, B., 2007. *Nonparametric statistics with applications to science and engineering*, Wiley Series in Probability and Statistics. Wiley-Interscience, Hoboken, N.J.
- Kwok, G., Yip, J., Cheung, M.-C., Yick, K.-L., 2015. Evaluation of Myoelectric Activity of Paraspinal Muscles in Adolescents with Idiopathic Scoliosis during Habitual Standing and Sitting. *Biomed Res Int* 2015, 958450. <https://doi.org/10.1155/2015/958450>
- Labeit, D., Watanabe, K., Witt, C., Fujita, H., Wu, Y., Lahmers, S., Funck, T., Labeit, S., Granzier, H., 2003. Calcium-dependent molecular spring elements in the giant protein titin. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 100, 13716–13721. <https://doi.org/10.1073/pnas.2235652100>
- Lai, A.K.M., Biewener, A.A., Makeling, J.M., 2019. Muscle-specific indices to characterise the functional behaviour of human lower-limb muscles during locomotion. *J. Biomech.* 89, 134–38. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.04.027>
- Lal, S., 1998. Premature degenerative shoulder changes in spinal cord injury patients. *Spinal Cord* 36, 186–189. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100608>
- Lalumiére, M., Gagnon, D.H., Hassan, J., Desroches, G., Zory, R., Pradon, D., 2013. Ascending curbs of progressively higher height increases forward trunk flexion along with upper extremity mechanical and muscular demands in manual wheelchair users with a spinal cord injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23, 1434–1445. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.06.009>
- Landin, D., Thompson, M., Jackson, M.R., 2017. Actions of the Biceps Brachii at the Shoulder: A Review. *J Clin Med Res* 9, 667–670. <https://doi.org/10.14740/jocmr2901w>
- Langenderfer, J., LaScalza, S., Mell, A., Carpenter, J.E., Kuhn, J.E., Hughes, R.E., 2005. An EMG-driven model of the upper extremity and estimation of long head biceps force. *Computers in Biology and Medicine* 35, 25–39. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2003.12.002>

- Lappin, A.K., Monroy, J.A., Pilarski, J.Q., Zepnewski, E.D., Pierotti, D.J., Nishikawa, K.C., 2006. Storage and recovery of elastic potential energy powers ballistic prey capture in toads. *Journal of Experimental Biology* 209, 2535–2553. <https://doi.org/10.1242/jeb.02276>
- Larsen, C.M., Juul-Kristensen, B., Olsen, H.B., Holtermann, A., Sogaard, K., 2014. Selective activation of intra-muscular compartments within the trapezius muscle in subjects with Subacromial Impingement Syndrome. A case-control study. *J Electromyogr Kinesiol* 24, 58–64. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.09.008>
- Larson, S.G., 2009. Evolution of the Hominin Shoulder: Early Homo, in: Grine, F.E., Fleagle, J.G., Leakey, R.E. (Eds.), *The First Humans – Origin and Early Evolution of the Genus Homo*. Springer Netherlands, Dordrecht, pp. 65–75. https://doi.org/10.1007/978-1-4020-9980-9_7
- Leclerc, M., Gauthier, C., Brosseau, R., Desmeules, F., Gagnon, D.H., 2021. Changes to Biceps and Supraspinatus Tendons in Response to a Progressive Maximal Treadmill-Based Propulsion Aerobic Fitness Test in Manual Wheelchair Users: A Quantitative Musculoskeletal Ultrasound Study. *Rehabilitation Research and Practice* 2021, e6663575. <https://doi.org/10.1155/2021/6663575>
- Lee, S.-B., An, K.-N., 2002. Dynamic Glenohumeral Stability Provided by Three Heads of the Deltoid Muscle. *Clinical Orthopaedics and Related Research*® 400, 40.
- Lee, S.B., Kim, K.J., O’Driscoll, S.W., Morrey, B.F., An, K.N., 2000. Dynamic glenohumeral stability provided by the rotator cuff muscles in the mid-range and end-range of motion. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg Am* 82, 849–857. <https://doi.org/10.2106/00004623-200006000-00012>
- Lee, S.T., Moon, J., Lee, S.H., Cho, K.H., Im, S.H., Kim, M., Min, K., 2016. Changes in Activation of Serratus Anterior, Trapezius and Latissimus Dorsi With Slouched Posture. *Ann Rehabil Med* 40, 318–325. <https://doi.org/10.5535/arm.2016.40.2.318>
- Lee, Y.S., Lee, T.Q., 2010. Specimen-Specific Method for Quantifying Glenohumeral Joint Kinematics. *Ann Biomed Eng* 38, 3226–3236. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-0074-7>
- Lemos, R.R., Rokne, J., Baranoski, G.V.G., Kawakami, Y., Kurihara, T., 2005. Modeling and simulating the deformation of human skeletal muscle based on anatomy and physiology. *Computer Animation and Virtual Worlds* 16, 319–330. <https://doi.org/10.1002/cav.83>
- Leonard, T.R., DuVall, M., Herzog, W., 2010. Force enhancement following stretch in a single sarcomere. *American Journal of Physiology-Cell Physiology* 299, C1398–C1401. <https://doi.org/10.1152/ajpcell.00222.2010>
- Levasseur, M., Desrosiers, J., St-Cyr Tribble, D., 2008. Subjective Quality-of-Life Predictors for Older Adults with Physical Disabilities. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 87, 830–841. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e318186b5bd>
- Leving, M.T., Vegter, R.J.K., Vries, W.H.K. de, Groot, S. de, Woude, L.H.V. van der, 2018. Changes in propulsion technique and shoulder complex loading following low-intensity wheelchair practice in novices. *PLOS ONE* 13, e0207291. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0207291>

- Lewis, A.R., Robertson, W.S.P., Phillips, E.J., Grimshaw, P.N., Portus, M., 2019. The Effects of Personalized Versus Generic Scaling of Body Segment Masses on Joint Torques During Stationary Wheelchair Racing. *J Biomech Eng* 141, 101001. <https://doi.org/10.1115/1.4043869>
- Li, J., Marra, M.A., Verdonchot, N., Lu, Y., 2021. A three-dimensional finite-element model of gluteus medius muscle incorporating inverse-dynamics-based optimization for simulation of non-uniform muscle contraction. *Medical Engineering & Physics* 87, 38–44. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.11.009>
- Lieber, R.L., Runesson, E., Einarsson, F., Fridén, J., 2003. Inferior mechanical properties of spastic muscle bundles due to hypertrophic but compromised extracellular matrix material. *Muscle & Nerve* 28, 464–471. <https://doi.org/10.1002/mus.10446>
- Linaker, C., Walker-Bone, K., 2015. SHOULDER DISORDERS AND OCCUPATION. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 29, 405–423. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2015.04.001>
- Lippitt, S., Matsen, F., 1993. Mechanisms of glenohumeral joint stability. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 20–28.
- Lippitt, S.B., Vanderhooft, J.E., Harris, S.L., Sidles, J.A., Harryman, D.T., Matsen, F.A., 1993. Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2, 27–35. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(09\)80134-1](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(09)80134-1)
- Llewellyn, M.E., Barretto, R.P.J., Delp, S.L., Schnitzer, M.J., 2008. Minimally invasive high-speed imaging of sarcomere contractile dynamics in mice and humans. *Nature* 454, 784–788. <https://doi.org/10.1038/nature07104>
- Lloyd, D.G., Besier, T.F., 2003. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J. Biomech.* 36, 765–776. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00010-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00010-1)
- Loeb, G.E., 2012. Optimal isn't good enough. *Biol Cybern* 106, 757–765. <https://doi.org/10.1007/s00422-012-0514-6>
- Lorenzo, I., Serra-Prat, M., Yébenes, J.C., 2019. The Role of Water Homeostasis in Muscle Function and Frailty: A Review. *Nutrients* 11, 1857. <https://doi.org/10.3390/nu11081857>
- Louis, N., 2010. Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant à mains courantes: indices d'évaluation ergonomique (PhD Thesis). Université du Sud Toulon - VAR, France.
- Louis, N., Gorce, P., 2010. Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration. *Clinical Biomechanics* 25, 879–885. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.07.002>
- Ludewig, P.M., Phadke, V., Braman, J.P., Hassett, D.R., Cieminski, C.J., LaPrade, R.F., 2009. Motion of the Shoulder Complex During Multiplanar Humeral Elevation. *J Bone Joint Surg Am* 91, 378–389. <https://doi.org/10.2106/JBJS.G.01483>
- Ludewig, P.M., Reynolds, J.F., 2009. The Association of Scapular Kinematics and Glenohumeral Joint Pathologies. *J. Orthop. Sports. Phys. Ther.* 39, 90–104. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2808>

- Manal, K., Buchanan, T.S., 2013. An electromyogram-driven musculoskeletal model of the knee to predict in vivo joint contact forces during normal and novel gait patterns. *J Biomech Eng* 135, 021014. <https://doi.org/10.1115/1.4023457>
- Manal, K., Buchanan, T.S., 2003. A one-parameter neural activation to muscle activation model: estimating isometric joint moments from electromyograms. *Journal of Biomechanics* 36, 1197–1202. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00152-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00152-0)
- Manal, K., Gonzalez, R.V., Lloyd, D.G., Buchanan, T.S., 2002. A real-time EMG-driven virtual arm. *Computers in Biology and Medicine* 32, 25–36. [https://doi.org/10.1016/S0010-4825\(01\)00024-5](https://doi.org/10.1016/S0010-4825(01)00024-5)
- Mantovani, M., Pellegrini, A., Garofalo, P., Baudi, P., 2016. A 3D finite element model for geometrical and mechanical comparison of different supraspinatus repair techniques. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 25, 557–563. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.09.002>
- Martinez, R., Assila, N., Goubault, E., Begon, M., 2020a. Sex differences in upper limb musculoskeletal biomechanics during a lifting task. *Applied Ergonomics* 86, 103106. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2020.103106>
- Martinez, R., Bouffard, J., Michaud, B., Plamondon, A., Côté, J.N., Begon, M., 2019. Sex differences in upper limb 3D joint contributions during a lifting task. *Ergonomics* 62, 682–693. <https://doi.org/10.1080/00140139.2019.1571245>
- Martinez, R., Michaud, B., 2018. Pyosim. Pyosim.
- Martinez, R., Michaud, B., Begon, M., 2020b. Pyomeca: biomechanics toolbox for python. *J. Open-Source Softw.* (2020).
- Martins, A., Quental, C., Folgado, J., Ambrósio, J., Monteiro, J., Sarmiento, M., 2015. Computational reverse shoulder prosthesis model: Experimental data and verification. *Journal of Biomechanics* 48, 3242–3251. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.06.031>
- Mason, B.S., Vegter, R.J.K., Paulson, T.A.W., Morrissey, D., van der Scheer, J.W., Goosey-Tolfrey, V.L., 2018. Bilateral scapular kinematics, asymmetries and shoulder pain in wheelchair athletes. *Gait & Posture* 65, 151–156. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.07.170>
- Matsushashi, T., Hooke, A.W., Zhao, K.D., Goto, A., Sperling, J.W., Steinmann, S.P., An, K.-N., 2014. Tensile properties of a morphologically split supraspinatus tendon. *Clinical Anatomy* 27, 702–706. <https://doi.org/10.1002/ca.22322>
- Matsumura, N., Yamada, Y., Oki, S., Yoshida, Y., Yokoyama, Y., Yamada, M., Nagura, T., Jinzaki, M., 2020. Three-dimensional alignment changes of the shoulder girdle between the supine and standing positions. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 15, 411. <https://doi.org/10.1186/s13018-020-01934-w>
- McCasland, L.D., Budiman-Mak, E., Weaver, F.M., Adams, E., Miskevics, S., 2006. Shoulder pain in the traumatically injured spinal cord patient: evaluation of risk factors and function. *J Clin Rheumatol* 12, 179–186. <https://doi.org/10.1097/01.rhu.0000230532.54403.25>
- McQuade, K.J., Borstad, J., de Oliveira, A.S., 2016. Critical and Theoretical Perspective on Scapular Stabilization: What Does It Really Mean, and Are We on the Right Track? *Physical Therapy* 96, 1162–1169. <https://doi.org/10.2522/ptj.20140230>

- Medina, G.I.S., Nascimento, F.B., Rimkus, C.M., Zoppi Filho, A., Cliquet, A., 2011. Clinical and radiographic evaluation of the shoulder of spinal cord injured patients undergoing rehabilitation program. *Spinal Cord* 49, 1055–1061. <https://doi.org/10.1038/sc.2011.64>
- Mercer, J.L., Boninger, M., Koontz, A., Ren, D., Dyson-Hudson, T., Cooper, R., 2006. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clin Biomech* 21, 781–789. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.04.010>
- Michael, J.W.-P., Springorum, H.P., Berzdorf, A., Eysel, P., König, D.P., 2008. Upright™ MRI of the Shoulder Demonstrates Labrum Dynamics. *Int J Sports Med* 29, 999–1002. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1038743>
- Michaud, B., Duprey, S., Begon, M., 2017. Scapular kinematic reconstruction – segmental optimization, multibody optimization with open-loop or closed-loop chains: which one should be preferred? *International Biomechanics* 4, 86–94. <https://doi.org/10.1080/23335432.2017.1405741>
- Millard, M., Uchida, T., Seth, A., Delp, S.L., 2013. Flexing Computational Muscle: Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics. *Journal of Biomechanical Engineering* 135, 021005. <https://doi.org/10.1115/1.4023390>
- Milner-Brown, H.S., Stein, R.B., Yemm, R., 1973. Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. *J Physiol* 230, 371–390.
- Minkel, J.L., 2000. Seating and Mobility Considerations for People With Spinal Cord Injury. *Physical Therapy* 80, 701–709. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.7.701>
- Minozzo, F.C., Baroni, B.M., Correa, J.A., Vaz, M.A., Rassier, D.E., 2013. Force produced after stretch in sarcomeres and half-sarcomeres isolated from skeletal muscles. *Sci Rep* 3, 2320. <https://doi.org/10.1038/srep02320>
- Mo, F., Li, F., Behr, M., Xiao, Z., Zhang, G., Du, X., 2018. A Lower Limb-Pelvis Finite Element Model with 3D Active Muscles. *Ann Biomed Eng* 46, 86–96. <https://doi.org/10.1007/s10439-017-1942-1>
- Modenese, L., Ceseracciu, E., Reggiani, M., Lloyd, D.G., 2016. Estimation of musculotendon parameters for scaled and subject specific musculoskeletal models using an optimization technique. *Journal of Biomechanics* 49, 141–148. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.11.006>
- Moo, E.K., Fortuna, R., Sibole, S.C., Abusara, Z., Herzog, W., 2016. In vivo Sarcomere Lengths and Sarcomere Elongations Are Not Uniform across an Intact Muscle. *Frontiers in Physiology* 7.
- Moo, E.K., Herzog, W., 2020. Sarcomere Lengths Become More Uniform Over Time in Intact Muscle-Tendon Unit During Isometric Contractions. *Frontiers in Physiology* 11.
- Moo, E.K., Leonard, T.R., Herzog, W., 2017. In Vivo Sarcomere Lengths Become More Non-uniform upon Activation in Intact Whole Muscle. *Frontiers in Physiology* 8.
- Mooney, M., 1940. A Theory of Large Elastic Deformation. *Journal of Applied Physics* 11, 582–592. <https://doi.org/10.1063/1.1712836>

Moore, K.L., Dalley, A.F., 1999. Clinically oriented anatomy. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins.

Morgan, K.A., Engsborg, J.R., Gray, D.B., 2017. Important wheelchair skills for new manual wheelchair users: health care professional and wheelchair user perspectives. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 12, 28–38. <https://doi.org/10.3109/17483107.2015.1063015>

Moroder, P., Akgün, D., Plachel, F., Baur, A.D.J., Siegert, P., 2020. The influence of posture and scapulothoracic orientation on the choice of humeral component retrotorsion in reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 29, 1992–2001. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2020.01.089>

Morrow, M.M.B., Van Straaten, M.G., Murthy, N.S., Braman, J.P., Zanella, E., Zhao, K.D., 2014. Detailed Shoulder MRI Findings in Manual Wheelchair Users with Shoulder Pain. *BioMed Research International* 2014, e769649. <https://doi.org/10.1155/2014/769649>

Mortenson, W.B., Miller, W.C., Backman, C.L., Oliffe, J.L., 2012. Association Between Mobility, Participation, and Wheelchair-Related Factors in Long-Term Care Residents Who Use Wheelchairs as Their Primary Means of Mobility. *Journal of the American Geriatrics Society* 60, 1310–1315. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2012.04038.x>

Mozingo, J.D., Akbari-Shandiz, M., Murthy, N.S., Van Straaten, M.G., Schueler, B.A., Holmes, D.R., McCollough, C.H., Zhao, K.D., 2020. Shoulder mechanical impingement risk associated with manual wheelchair tasks in individuals with spinal cord injury. *Clinical Biomechanics* 71, 221–229. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.10.017>

Mozingo, J.D., Akbari-Shandiz, M., Van Straaten, M.G., Murthy, N.S., Schueler, B.A., Holmes, D.R., McCollough, C.H., Zhao, K.D., 2022. Comparison of glenohumeral joint kinematics between manual wheelchair tasks and implications on the subacromial space: A biplane fluoroscopy study. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 62, 102350. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.08.004>

Mulroy, S.J., Farrokhi, S., Newsam, C.J., Perry, J., 2004. Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85, 925–934. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.08.090>

Mulroy, S.J., Hatchett, P., Eberly, V.J., Lighthall Haubert, L., Conners, S., Requejo, P.S., 2015. Shoulder Strength and Physical Activity Predictors of Shoulder Pain in People With Paraplegia From Spinal Injury: Prospective Cohort Study. *Physical Therapy* 95, 1027–1038. <https://doi.org/10.2522/ptj.20130606>

Myers, J.B., Lephart, S.M., 2000. The Role of the Sensorimotor System in the Athletic Shoulder. *J Athl Train* 35, 351–363.

Naghibi Beidokhti, H., Janssen, D., Khoshgoftar, M., Sprengers, A., Perdahcioglu, E.S., Van den Boogaard, T., Verdonshot, N., 2016. A comparison between dynamic implicit and explicit finite element simulations of the native knee joint. *Medical*

Navacchia, A., Hume, D.R., Rullkoetter, P.J., Shelburne, K.B., 2019. A computationally efficient strategy to estimate muscle forces in a finite element musculoskeletal model of the lower limb. *J. Biomech.* 84, 94–102. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.020>

Navacchia, A., Rullkoetter, P.J., Schütz, P., List, R.B., Fitzpatrick, C.K., Shelburne, K.B., 2016. Subject-specific modeling of muscle force and knee contact in total knee arthroplasty. *J. Orthop. Res.* 34, 1576–1587. <https://doi.org/10.1002/jor.23171>

Neer, C.S., Welsh, R.P., 1977. The shoulder in sports. *Orthop. Clin. North Am.* 8, 583–591.

Nichols, P.J., Norman, P.A., Ennis, J.R., 1979. Wheelchair user's shoulder? Shoulder pain in patients with spinal cord lesions. *Scand J Rehabil Med* 11, 29–32.

Nicolozakes, C.P., Coats-Thomas, M.S., Ludvig, D., Seitz, A.L., Perreault, E.J., 2022. Translations of the Humeral Head Elicit Reflexes in Rotator Cuff Muscles That Are Larger Than Those in the Primary Shoulder Movers. *Frontiers in Integrative Neuroscience* 15.

Nielsen, P.K., Andersen, L., Jørgensen, K., 1998. The muscular load on the lower back and shoulders due to lifting at different lifting heights and frequencies. *Appl. Ergon.* 29, 445–450. [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(98\)00005-2](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(98)00005-2)

Nikooyan, A.A., Veeger, H.E.J., Westerhoff, P., Bolsterlee, B., Graichen, F., Bergmann, G., van der Helm, F.C.T., 2012. An EMG-driven musculoskeletal model of the shoulder. *Hum. Movement Sci., Special issue on Network approaches in complex environments* 31, 429–447. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.08.006>

Noonan, A.M., Mazara, N., Zwambag, D.P., Weersink, E., Power, G.A., Brown, S.H.M., 2020. Age-related changes in human single muscle fibre passive elastic properties are sarcomere length dependent. *Experimental Gerontology* 137, 110968. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2020.110968>

Ohtsuki, I., Morimoto, S., Kitainda, V., 2021. Structural Proteins | Troponin☆, in: Jez, J. (Ed.), *Encyclopedia of Biological Chemistry III (Third Edition)*. Elsevier, Oxford, pp. 695–700. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-819460-7.00204-8>

Ortega, L., Salgado, J., Gil, G., Villa, J., Cifuentes, C., 2021. Validation of a Rotator Cuff Finite Element Model to Study Shoulder Injuries, in: *2021 IEEE 2nd International Congress of Biomedical Engineering and Bioengineering (CI-IB BI)*. Presented at the 2021 IEEE 2nd International Congress of Biomedical Engineering and Bioengineering (CI-IB BI), pp. 1–4. <https://doi.org/10.1109/CI-IBBI54220.2021.9626061>

Öztürk, A., Ucsular, F.D., 2011. Effectiveness of a wheelchair skills training programme for community-living users of manual wheelchairs in Turkey: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 25, 416–424. <https://doi.org/10.1177/0269215510386979>

Oztürk, A., Ucsular, F.D., 2011. Effectiveness of a wheelchair skills training programme for community-living users of manual wheelchairs in Turkey: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 25, 416–424. <https://doi.org/10.1177/0269215510386979>

- Pai, D.K., 2010. Muscle mass in musculoskeletal models. *Journal of Biomechanics* 43, 2093–2098. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.004>
- Paine, R.M., Voight, M., 1993. The Role of the Scapula. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 18, 386–391. <https://doi.org/10.2519/jospt.1993.18.1.386>
- Palmerud, G., Forsman, M., Sporrang, H., Herberts, P., Kadefors, R., 2000. Intramuscular pressure of the infra- and supraspinatus muscles in relation to hand load and arm posture. *Eur. J. Appl. Physiol.* 83, 223–230. <https://doi.org/10.1007/s004210000282>
- Pandy, M.G., 2001. Computer Modeling and Simulation of Human Movement. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 3, 245–273. <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.3.1.245>
- Pandy, M.G., 1999. Moment arm of a muscle force. *Exerc Sport Sci Rev* 27, 79–118.
- Paralyzed veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine, 2005. Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury: A Clinical Practice Guideline for Health-Care Professionals. *J Spinal Cord Med* 28, 434–470. <https://doi.org/10.1080/10790268.2005.11753844>
- Park, S., Yoo, W., 2014. Differential activation of parts of the latissimus dorsi with various isometric shoulder exercises. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 24, 253–257. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.12.004>
- Parkinson, J., Samiric, T., Ilic, M.Z., Cook, J., Feller, J.A., Handley, C.J., 2010. Change in proteoglycan metabolism is a characteristic of human patellar tendinopathy. *Arthritis & Rheumatism* 62, 3028–3035. <https://doi.org/10.1002/art.27587>
- Pataky, T.C., Vanrenterghem, J., Robinson, M.A., 2016. The probability of false positives in zero-dimensional analyses of one-dimensional kinematic, force and EMG trajectories. *Journal of Biomechanics* 49, 1468–1476. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.032>
- Pataky, T.C., Vanrenterghem, J., Robinson, M.A., 2015. Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of Biomechanics* 48, 1277–1285. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.051>
- Pau, J.W.L., Xie, S.S.Q., Pullan, A.J., 2012. Neuromuscular Interfacing: Establishing an EMG-Driven Model for the Human Elbow Joint. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 59, 2586–2593. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2206389>
- Péan, F., Tanner, C., Gerber, C., Fürnstahl, P., Goksel, O., 2019. A comprehensive and volumetric musculoskeletal model for the dynamic simulation of the shoulder function. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 22, 740–751. <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1588963>
- Pentland, W.E., Twomey, L.T., 1994. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part I. *Spinal Cord* 32, 211–218. <https://doi.org/10.1038/sc.1994.40>
- Pentland, W.E., Twomey, L.T., 1991. The weight-bearing upper extremity in women with long term paraplegia. *Paraplegia* 29, 521–530. <https://doi.org/10.1038/sc.1991.75>

- Perdios, A., Sawatzky, B.J., Sheel, A.W., 2007. Effects of camber on wheeling efficiency in the experienced and inexperienced wheelchair user. *JRRD* 44, 459. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2006.08.0097>
- Persad, L.S., Binder-Markey, B.I., Shin, A.Y., Kaufman, K.R., Lieber, R.L., 2021. In vivo human gracilis whole muscle passive stress-sarcomere strain relationship. *Journal of Experimental Biology*. <https://doi.org/10.1242/jeb.242722>
- Piazzesi, G., Reconditi, M., Linari, M., Lucii, L., Bianco, P., Brunello, E., Decostre, V., Stewart, A., Gore, D.B., Irving, T.C., Irving, M., Lombardi, V., 2007. Skeletal Muscle Performance Determined by Modulation of Number of Myosin Motors Rather Than Motor Force or Stroke Size. *Cell* 131, 784–795. <https://doi.org/10.1016/j.cell.2007.09.045>
- Pizzolato, C., Lloyd, D.G., Sartori, M., Ceseracciu, E., Besier, T.F., Fregly, B.J., Reggiani, M., 2015. CEINMS: A toolbox to investigate the influence of different neural control solutions on the prediction of muscle excitation and joint moments during dynamic motor tasks. *J. Biomech.* 48, 3929–3936. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.021>
- Praagman, M., Chadwick, E.K.J., van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., 2006. The relationship between two different mechanical cost functions and muscle oxygen consumption. *J. Biomech.* 39, 758–765. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.11.034>
- Prado, L.G., Makarenko, I., Andresen, C., Krüger, M., Opitz, C.A., Linke, W.A., 2005. Isoform Diversity of Giant Proteins in Relation to Passive and Active Contractile Properties of Rabbit Skeletal Muscles. *J Gen Physiol* 126, 461–480. <https://doi.org/10.1085/jgp.200509364>
- Pribicevic, M., 2012. The Epidemiology of Shoulder Pain: A Narrative Review of the Literature. *Pain in perspective*. London, UK: InTech. <https://doi.org/10.5772/52931>
- Prilutsky, B.I., Zatsiorsky, V.M., 2002. Optimization-Based Models of Muscle Coordination. *Exerc Sport Sci Rev* 30, 32.
- Purslow, P.P., 2020. The Structure and Role of Intramuscular Connective Tissue in Muscle Function. *Frontiers in Physiology* 11.
- Qi, L., 2013. Coordination patterns of shoulder muscles during level-ground and incline wheelchair propulsion 50, 12.
- Qi, L., Wakeling, J., Grange, S., Ferguson-Pell, M., 2012. Changes in surface electromyography signals and kinetics associated with progression of fatigue at two speeds during wheelchair propulsion. *JRRD* 49, 23. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2011.01.0009>
- Qiao, M., Jindrich, D.L., 2016. Leg joint function during walking acceleration and deceleration. *Journal of Biomechanics* 49, 66–72. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.11.022>
- Quental, C., Folgado, J., Ambrósio, J., 2016a. A window moving inverse dynamics optimization for biomechanics of motion. *Multibody Syst. Dyn.* 38, 157–171. <https://doi.org/10.1007/s11044-016-9529-4>

- Quental, C., Folgado, J., Monteiro, J., Sarmento, M., 2016b. Full-thickness tears of the supraspinatus tendon: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Biomechanics* 49, 3962–3970. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.049>
- Raineteau, O., Schwab, M.E., 2001. Plasticity of motor systems after incomplete spinal cord injury. *Nat Rev Neurosci* 2, 263–273. <https://doi.org/10.1038/35067570>
- Raiteri, B.J., Cresswell, A.G., Lichtwark, G.A., 2018. Muscle-tendon length and force affect human tibialis anterior central aponeurosis stiffness in vivo. *PNAS* 115, E3097–E3105. <https://doi.org/10.1073/pnas.1712697115>
- Randhawa, A., Wakeling, J.M., 2015. Multidimensional models for predicting muscle structure and fascicle pennation. *Journal of Theoretical Biology* 382, 57–63. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2015.06.001>
- Rankin, J.W., Kwarciak, A.M., Richter, W.M., Neptune, R.R., 2012. The influence of wheelchair propulsion technique on upper extremity muscle demand: A simulation study. *Clin Biomech* 27, 879–886. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.07.002>
- Rankin, J.W., Richter, W.M., Neptune, R.R., 2011. Individual muscle contributions to push and recovery subtasks during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics* 44, 1246–1252. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.02.073>
- Rapp van Roden, A.E., 2017. The Impact of Trunk Deformity on Shoulder Mechanics and Implications for Upper Extremity Function after Corrective Spinal Surgery in Idiopathic Scoliosis (Thesis). University of Delaware.
- Rassier, D.E., 2017. Sarcomere mechanics in striated muscles: from molecules to sarcomeres to cells. *American Journal of Physiology-Cell Physiology* 313, C134–C145. <https://doi.org/10.1152/ajpcell.00050.2017>
- Rassier, D.E., MacIntosh, B.R., Herzog, W., 1999. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology* 86, 1445–1457. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.5.1445>
- Redl, C., Gfoehler, M., Pandy, M.G., 2007. Sensitivity of muscle force estimates to variations in muscle–tendon properties. *Human Movement Science* 26, 306–319. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2007.01.008>
- Requejo, P.S., Lee, S.E., Mulroy, S.J., Haubert, L.L., Bontrager, E.L., Gronley, J.K., Perry, J., 2008. Shoulder Muscular Demand During Lever-Activated Vs Pushrim Wheelchair Propulsion in Persons With Spinal Cord Injury. *J Spinal Cord Med* 31, 568–577.
- Requejo, P.S., Mulroy, S.J., Ruparel, P., Hatchett, P.E., Haubert, L.L., Eberly, V.J., Gronley, J.K., 2015. Relationship Between Hand Contact Angle and Shoulder Loading During Manual Wheelchair Propulsion by Individuals with Paraplegia. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 21, 313–324. <https://doi.org/10.1310/sci2104-313>
- Rhule, H.H., Maltese, M.R., Donnelly, B.R., Eppinger, R.H., Brunner, J.K., Bolte, J.H., 2002. Development of a new biofidelity ranking system for anthropomorphic test devices. *Stapp Car Crash J* 46, 477–512. <https://doi.org/10.4271/2002-22-0024>
- Rice, I.M., Jayaraman, C., Hsiao-Wecksler, E.T., Sosnoff, J.J., 2014. Relationship Between Shoulder Pain and Kinetic and Temporal-Spatial Variability in Wheelchair Users. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 95, 699–704. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.11.005>

- Richardson, A.G., Slotine, J.-J.E., Bizzi, E., Tresch, M.C., 2005. Intrinsic Musculoskeletal Properties Stabilize Wiping Movements in the Spinalized Frog. *J. Neurosci.* 25, 3181–3191. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.4945-04.2005>
- Richter, W.M., Rodriguez, R., Woods, K.R., Axelson, P.W., 2007. Consequences of a Cross Slope on Wheelchair Handrim Biomechanics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 88, 76–80. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.09.015>
- Riemann, B.L., Lephart, S.M., 2002. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train* 37, 80–84.
- Rincon, D.M., Ye, S., Rodriguez, M., Nasser, S., 2005. Electromyographic Activities of Shoulder Muscles during Forward and Reverse Manual Wheelchair Propulsion. Presented at the Thirs LACCEI International Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology, Catagena de Indias, Colombia, p. 7.
- Rivlin, R.S., Rideal, E.K., 1948. Large elastic deformations of isotropic materials IV. further developments of the general theory. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Mathematical and Physical Sciences* 241, 379–397. <https://doi.org/10.1098/rsta.1948.0024>
- Roach, N.T., Venkadesan, M., Rainbow, M.J., Lieberman, D.E., 2013. Elastic energy storage in the shoulder and the evolution of high-speed throwing in Homo. *Nature* 498, 483–486. <https://doi.org/10.1038/nature12267>
- Roberts, T.J., Eng, C.M., Sleboda, D.A., Holt, N.C., Brainerd, E.L., Stover, K.K., Marsh, R.L., Azizi, E., 2019. The Multi-Scale, Three-Dimensional Nature of Skeletal Muscle Contraction. *Physiology* 34, 402–408. <https://doi.org/10.1152/physiol.00023.2019>
- Roberts, T.J., Gabaldón, A.M., 2008. Interpreting muscle function from EMG: lessons learned from direct measurements of muscle force. *Integr Comp Biol* 48, 312–320. <https://doi.org/10.1093/icb/icn056>
- Robertson, D.G.E., Caldwell, G.E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S.N., 2014. *Research methods in biomechanics*, Second edition. ed. Human Kinetics, Champaign, Illinois.
- Rockenfeller, R., Günther, M., 2018. Inter-filament spacing mediates calcium binding to troponin: A simple geometric-mechanistic model explains the shift of force-length maxima with muscle activation. *Journal of Theoretical Biology* 454, 240–252. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2018.06.009>
- Rockenfeller, R., Günther, M., 2017. Hill equation and Hatze's muscle activation dynamics complement each other: enhanced pharmacological and physiological interpretability of modelled activity-pCa curves. *Journal of Theoretical Biology* 431, 11–24. <https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2017.07.023>
- Rockenfeller, R., Günther, M., Hooper, S.L., 2022. Muscle active force-length curve explained by an electrophysical model of interfilament spacing. *Biophysical Journal* 121, 1823–1855. <https://doi.org/10.1016/j.bpj.2022.04.019>
- Rodgers, M.M., 2000. Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion 13.

- Rodgers, M.M., Gayle, G.W., Figoni, S.F., Kobayashi, M., Lieh, J., Glaser, R.M., 1994. Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 75, 85–93. [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(94\)90343-3](https://doi.org/10.1016/0003-9993(94)90343-3)
- Röhrle, O., Sprenger, M., Schmitt, S., 2017. A two-muscle, continuum-mechanical forward simulation of the upper limb. *Biomech Model Mechanobiol* 16, 743–762. <https://doi.org/10.1007/s10237-016-0850-x>
- Röhrle, O., Yavuz, U.Ş., Klotz, T., Negro, F., Heidlauf, T., 2019. Multiscale modeling of the neuromuscular system: Coupling neurophysiology and skeletal muscle mechanics. *WIREs Systems Biology and Medicine* 11, e1457. <https://doi.org/10.1002/wsbm.1457>
- Roussouly, P., Pinheiro-Franco, J.L., 2011. Sagittal parameters of the spine: biomechanical approach. *Eur Spine J* 20, 578. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1924-1>
- Routhier, F., Kirby, R.L., Demers, L., Depa, M., Thompson, K., 2012. Efficacy and retention of the French-Canadian version of the wheelchair skills training program for manual wheelchair users: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 93, 940–948. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.01.017>
- Rouvier, T., Louessard, A., Simonetti, E., Hybois, S., Bascou, J., Pontonnier, C., Pillet, H., Sauret, C., 2022. Manual wheelchair biomechanics while overcoming various environmental barriers: A systematic review. *PLOS ONE* 17, e0269657. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0269657>
- Rozendaal, L.A., Veeger, D. (H. E.J.), 2000. Force direction in manual wheel chair propulsion: balance between effect and cost. *Clinical Biomechanics* 15, S39–S41. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00059-0](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00059-0)
- Rudolph, K.S., Axe, M.J., Snyder-Mackler, L., 2000. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surg. Sports Traumatol. Art.* 8, 262–269. <https://doi.org/10.1007/s001670000130>
- Ryan, D.S., Domínguez, S., Ross, S.A., Nigam, N., Wakeling, J.M., 2020. The Energy of Muscle Contraction. II. Transverse Compression and Work. *Frontiers in Physiology* 11.
- Ryan, E.D., Herda, T.J., Costa, P.B., Walter, A.A., Hoge, K.M., Stout, J.R., Cramer, J.T., 2010. Viscoelastic creep in the human skeletal muscle–tendon unit. *Eur J Appl Physiol* 108, 207–211. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1284-2>
- Sabourin, F., 2000. CALCULS DES STRUCTURES PAR ELEMENTS FINIS-Barres- Poutres- Elasticité plane- Asymétrie- PLaques- Coques- Non-linéarité.
- Sagl, B., Dickerson, C.R., Stavness, I., 2019. Fast Forward-Dynamics Tracking Simulation: Application to Upper Limb and Shoulder Modeling. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 66, 335–342. <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2838020>
- Sahara, W., Sugamoto, K., Murai, M., Yoshikawa, H., 2007. Three-dimensional clavicular and acromioclavicular rotations during arm abduction using vertically open MRI. *Journal of Orthopaedic Research* 25, 1243–1249. <https://doi.org/10.1002/jor.20407>

- Sakai, M., Mutsuzaki, T., Shimizu, Y., Okamoto, Y., Yatabe, K., Muraki, I., Nakajima, K., 2021. Characteristic MRI findings of shoulder, elbow, and wrist joints in wheelchair user. *Skeletal Radiol* 50, 171–178. <https://doi.org/10.1007/s00256-020-03545-2>
- Samuelsson, K. a. M., Tropp, H., Gerdle, B., 2004. Shoulder pain and its consequences in paraplegic spinal cord-injured, wheelchair users. *Spinal Cord* 42, 41–46. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101490>
- Sanchez, G.N., Sinha, S., Liske, H., Chen, X., Nguyen, V., Delp, S.L., Schnitzer, M.J., 2015. In Vivo Imaging of Human Sarcomere Twitch Dynamics in Individual Motor Units. *Neuron* 88, 1109–1120. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2015.11.022>
- Sangwan, S., Green, R.A., Taylor, N.F., 2015. Stabilizing characteristics of rotator cuff muscles: a systematic review. *Disability and Rehabilitation* 37, 1033–1043. <https://doi.org/10.3109/09638288.2014.949357>
- Sartori, M., Farina, D., Lloyd, D.G., 2014. Hybrid neuromusculoskeletal modeling to best track joint moments using a balance between muscle excitations derived from electromyograms and optimization. *J. Biomech.* 47, 3613–3621. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.10.009>
- Sartori, M., Reggiani, M., Farina, D., Lloyd, D.G., 2012. EMG-Driven Forward-Dynamic Estimation of Muscle Force and Joint Moment about Multiple Degrees of Freedom in the Human Lower Extremity. *PLoS One* 7, e52618. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0052618>
- Sauret, C., Faye, V., Bascou, J., Pillet, H., Lavaste, F., 2013. Handrim mechanical power during wheelchair propulsion on level and cross-slope surfaces: a preliminary study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 16, 124–125. <https://doi.org/10.1080/10255842.2013.815882>
- Sawatzky, B., DiGiovine, C., Berner, T., Roesler, T., Katte, L., 2015. The Need for Updated Clinical Practice Guidelines for Preservation of Upper Extremities in Manual Wheelchair Users: A Position Paper. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 94, 313–324. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000203>
- Scheys, L., Spaepen, A., Suetens, P., Jonkers, I., 2008. Calculated moment-arm and muscle-tendon lengths during gait differ substantially using MR based versus rescaled generic lower-limb musculoskeletal models. *Gait Posture* 28, 640–648. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.010>
- Schober, P., Boer, C., Schwarte, L.A., 2018. Correlation Coefficients: Appropriate Use and Interpretation. *Anesthesia & Analgesia* 126, 1763–1768. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000002864>
- Scovil, C.Y., Ronsky, J.L., 2006. Sensitivity of a Hill-based muscle model to perturbations in model parameters. *Journal of Biomechanics* 39, 2055–2063. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.06.005>
- Screen, H.R.C., Bader, D.L., Lee, D.A., Shelton, J.C., 2004. Local Strain Measurement within Tendon. *Strain* 40, 157–163. <https://doi.org/10.1111/j.1475-1305.2004.00164.x>
- Seelen, H.A.M., Potten, Y.J.M., Huson, A., Spaans, F., Reulen, J.P.H., 1997. Impaired balance control in paraplegic subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 7, 149–160. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(97\)88884-0](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(97)88884-0)

- Seki, N., Itoi, E., Shibuya, Y., Wakabayashi, I., Sano, H., Sashi, R., Minagawa, H., Yamamoto, N., Abe, H., Kikuchi, K., Okada, K., Shimada, Y., 2008. Mechanical environment of the supraspinatus tendon: three-dimensional finite element model analysis. *Journal of Orthopaedic Science* 13, 348–353. <https://doi.org/10.1007/s00776-008-1240-8>
- Sepulveda, F., Wells, D.M., Vaughan, C.L., 1993. A neural network representation of electromyography and joint dynamics in human gait. *Journal of Biomechanics* 26, 101–109. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90041-C](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90041-C)
- Seth, A., Hicks, J.L., Uchida, T.K., Habib, A., Dembia, C.L., Dunne, J.J., Ong, C.F., DeMers, M.S., Rajagopal, A., Millard, M., Hamner, S.R., Arnold, E.M., Yong, J.R., Lakshmikanth, S.K., Sherman, M.A., Ku, J.P., Delp, S.L., 2018. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLOS Computational Biology* 14, e1006223. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1006223>
- Shalabi, N., Cornachione, A., de Souza Leite, F., Vengallatore, S., Rassier, D.E., 2017. Residual force enhancement is regulated by titin in skeletal and cardiac myofibrils. *The Journal of Physiology* 595, 2085–2098. <https://doi.org/10.1113/JP272983>
- Sherman, M.A., Seth, A., Delp, S.L., 2013. WHAT IS A MOMENT ARM? CALCULATING MUSCLE EFFECTIVENESS IN BIOMECHANICAL MODELS USING GENERALIZED COORDINATES. *Proc ASME Des Eng Tech Conf 2013*. <https://doi.org/10.1115/DETC2013-13633>
- Shiner, J.S., Solaro, R.J., 1984. The hill coefficient for the Ca²⁺-activation of striated muscle contraction. *Biophys J* 46, 541–543.
- Shu, L., Yamamoto, K., Yao, J., Saraswat, P., Liu, Y., Mitsuishi, M., Sugita, N., 2018. A subject-specific finite element musculoskeletal framework for mechanics analysis of a total knee replacement. *Journal of Biomechanics* 77, 146–154. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.07.008>
- Sie, I.H., Waters, R.L., Adkins, R.H., Gellman, H., 1992. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil* 73, 44–48.
- Siebert, T., Stutzig, N., Rode, C., 2018. A hill-type muscle model expansion accounting for effects of varying transverse muscle load. *Journal of Biomechanics* 66, 57–62. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.10.043>
- Siebert, T., Till, O., Stutzig, N., Günther, M., Blickhan, R., 2014. Muscle force depends on the amount of transversal muscle loading. *Journal of Biomechanics* 47, 1822–1828. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.03.029>
- Siegel, K.L., Kepple, T.M., Stanhope, S.J., 2004. Joint moment control of mechanical energy flow during normal gait. *Gait & Posture* 19, 69–75. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00010-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00010-9)
- Silver, F.H., Landis, W.J., 2008. Viscoelasticity, Energy Storage and Transmission and Dissipation by Extracellular Matrices in Vertebrates, in: Fratzl, P. (Ed.), *Collagen: Structure and Mechanics*. Springer US, Boston, MA, pp. 133–154. https://doi.org/10.1007/978-0-387-73906-9_6
- Siparsky, P.N., Kirkendall, D.T., Garrett, W.E., 2014. Muscle Changes in Aging. *Sports Health* 6, 36–40. <https://doi.org/10.1177/1941738113502296>

- Sleboda, D.A., Roberts, T.J., 2020. Internal fluid pressure influences muscle contractile force. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 117, 1772–1778. <https://doi.org/10.1073/pnas.1914433117>
- Slowik, J.S., Requejo, P.S., Mulroy, S.J., Neptune, R.R., 2016. The influence of wheelchair propulsion hand pattern on upper extremity muscle power and stress. *Journal of Biomechanics* 49, 1554–1561. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.03.031>
- Smith, E.M., Giesbrecht, E.M., Mortenson, W.B., Miller, W.C., 2016a. Prevalence of Wheelchair and Scooter Use Among Community-Dwelling Canadians. *Phys Ther* 96, 1135–1142. <https://doi.org/10.2522/ptj.20150574>
- Smith, E.M., Sakakibara, B.M., Miller, W.C., 2016b. A review of factors influencing participation in social and community activities for wheelchair users. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 11, 361–374. <https://doi.org/10.3109/17483107.2014.989420>
- Smith, S.L., 2014. Functional Morbidity Following Latissimus Dorsi Flap Breast Reconstruction. *J Adv Pract Oncol* 5, 181–187.
- Sonenblum, S.E., Sprigle, S., Lopez, R.A., 2012. Manual Wheelchair Use: Bouts of Mobility in Everyday Life. *Rehabilitation Research and Practice* 2012, e753165. <https://doi.org/10.1155/2012/753165>
- Soslowky, L.J., Malicky, D.M., Blasier, R.B., 1997. Active and passive factors in inferior glenohumeral stabilization: A biomechanical model. *J. Shoulder Elbow Surg.* 6, 371–379.
- Soslowky, L.J., Thomopoulos, S., Esmail, A., Flanagan, C.L., Iannotti, J.P., Williamson, III, J.D., Carpenter, J.E., 2002. Rotator Cuff Tendinosis in an Animal Model: Role of Extrinsic and Overuse Factors. *Annals of Biomedical Engineering* 30, 1057–1063. <https://doi.org/10.1114/1.1509765>
- Souza, A.L., Boninger, M.L., Fitzgerald, S.G., Shimada, S.D., Cooper, R.A., Ambrosio, F., 2005. Upper limb strength in individuals with spinal cord injury who use manual wheelchairs. *J Spinal Cord Med* 28, 26–32. <https://doi.org/10.1080/10790268.2005.11753795>
- Speirs, A.D., Heller, M.O., Duda, G.N., Taylor, W.R., 2007. Physiologically based boundary conditions in finite element modelling. *Journal of Biomechanics* 40, 2318–2323. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.038>
- Sprague, M.A., Geers, T.L., 2004. A spectral-element method for modelling cavitation in transient fluid–structure interaction. *International Journal for Numerical Methods in Engineering* 60, 2467–2499. <https://doi.org/10.1002/nme.1054>
- Stelletta, J., Dumas, R., Lafon, Y., 2017a. Modeling of the Thigh: a 3D deformable approach considering muscle interactions 34.
- Stelletta, J., Dumas, R., Lafon, Y., 2017b. Chapter 23 - Modeling of the Thigh: A 3D Deformable Approach Considering Muscle Interactions, in: Payan, Y., Ohayon, J. (Eds.), *Biomechanics of Living Organs, Translational Epigenetics*. Academic Press, Oxford, pp. 497–521. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-804009-6.00023-7>

- Stewart, H., Watson, N., 2020. A Sociotechnical History of the Ultralightweight Wheelchair: A Vehicle of Social Change. *Science, Technology, & Human Values* 45, 1195–1219. <https://doi.org/10.1177/0162243919892558>
- Stokdijk, M., Eilers, P.H.C., Nagels, J., Rozing, P.M., 2003. External rotation in the glenohumeral joint during elevation of the arm. *Clinical Biomechanics* 18, 296–302. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00017-2](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00017-2)
- Subbarao, J.V., Klopstein, J., Turpin, R., 1995. Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. *J Spinal Cord Med* 18, 9–13. <https://doi.org/10.1080/10790268.1995.11719374>
- Symonds, A., Holloway, C., Suzuki, T., Smitham, P., Gall, A., Taylor, S.J., 2016. Identifying key experience-related differences in over-ground manual wheelchair propulsion biomechanics. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering* 3, 2055668316678362. <https://doi.org/10.1177/2055668316678362>
- Talenteo, 2016. 2015: les chiffres clés du handicap [WWW Document]. Talenteo. URL <https://www.talenteo.fr/chiffres-handicap-2015/> (accessed 6.24.20).
- Taylor, W.R., Schütz, P., Bergmann, G., List, R., Postolka, B., Hitz, M., Dymke, J., Damm, P., Duda, G., Gerber, H., Schwachmeyer, V., Hosseini Nasab, S.H., Trepczynski, A., Kutzner, I., 2017. A comprehensive assessment of the musculoskeletal system: The CAMS-Knee data set. *Journal of Biomechanics* 65, 32–39. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.09.022>
- Teklemariam, A., Hodson-Tole, E., Reeves, N.D., Cooper, G., 2019. A micromechanical muscle model for determining the impact of motor unit fiber clustering on force transmission in aging skeletal muscle. *Biomech Model Mechanobiol* 18, 1401–1413. <https://doi.org/10.1007/s10237-019-01152-2>
- Terrier, A., Reist, A., Vogel, A., Farron, A., 2007. Effect of supraspinatus deficiency on humerus translation and glenohumeral contact force during abduction. *Clinical Biomechanics* 22, 645–651. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.01.015>
- The pandas development team, 2020. pandas-dev/pandas: Pandas 0.24.2. <https://doi.org/10.5281/zenodo.3715232>
- Thelen, D.G., 2003. Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. *Journal of Biomechanical Engineering* 125, 70–77. <https://doi.org/10.1115/1.1531112>
- Thelen, D.G., Anderson, F.C., 2006. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics* 39, 1107–1115. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.02.010>
- Thomas, C.K., Bakels, R., Klein, C.S., Zijdewind, I., 2014. Human spinal cord injury: motor unit properties and behaviour. *Acta Physiologica* 210, 5–19. <https://doi.org/10.1111/apha.12153>
- Thompson, M.S., Bajuri, M.N., Khayyeri, H., Isaksson, H., 2017. Mechanobiological modelling of tendons: Review and future opportunities. *Proc Inst Mech Eng H* 231, 369–377. <https://doi.org/10.1177/0954411917692010>
- Tillin, N.A., Pain, M.T.G., Folland, J.P., 2018. Contraction speed and type influences rapid utilisation of available muscle force: neural and contractile mechanisms. *J Exp Biol* 221, jeb193367. <https://doi.org/10.1242/jeb.193367>

- Tomlinson, J.D., 2000. Managing Maneuverability and Rear Stability of Adjustable Manual Wheelchairs: An Update. *Physical Therapy* 80, 904–911. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.9.904>
- Trudel, G., Kirby, R.L., Bell, A.C., 1995. Mechanical Effects of Rear-Wheel Camber on Wheelchairs. *Assistive Technology* 7, 79–86. <https://doi.org/10.1080/10400435.1995.10132256>
- Tsai, C.-Y., Lin, C.-J., Huang, Y.-C., Lin, P.-C., Su, F.-C., 2012. The effects of rear-wheel camber on the kinematics of upper extremity during wheelchair propulsion. *BioMed Eng OnLine* 11, 87. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-11-87>
- van der Helm, F.C.T., 1994. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *J. Biomech.* 27, 551–569. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90065-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90065-5)
- van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., 1996. Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *Journal of Biomechanics* 29, 39–52. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00026-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00026-7)
- van der Woude, L., Bouw, A., van Wegen, J., van As, H., Veeger, D., de Groot, S., 2009. Seat height: Effects on submaximal hand rim wheelchair performance during spinal cord injury rehabilitation. *J Rehabil Med* 41, 143–149. <https://doi.org/10.2340/16501977-0296>
- van der Woude, L.H., Veeger, D.J., Rozendal, R.H., Sargeant, T.J., 1989. Seat height in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev* 26, 31–50.
- van der Woude, L.H.V., Veeger, H.E.J., Dallmeijer, A.J., Janssen, T.W.J., Rozendaal, L.A., 2001. Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics* 23, 713–733. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(01\)00083-2](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(01)00083-2)
- van Dijk, M., Slikke, R. van der, Berger, M., Hoozemans, M., Veeger, D., 2021. LOOK MUMMY, NO HANDS! THE EFFECT OF TRUNK MOTION ON FORWARD WHEELCHAIR PROPULSION, in: *ISBS Proceedings Archive*, 1. Canberra Australia, p. 312.
- van Drongelen, S., de Groot, S., Veeger, H.E.J., Angenot, E.L.D., Dallmeijer, A.J., Post, M.W.M., van der Woude, L.H.V., 2006. Upper extremity musculoskeletal pain during and after rehabilitation in wheelchair-using persons with a spinal cord injury. *Spinal Cord* 44, 152–159. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101826>
- van Drongelen, S., van der Woude, L.H., Janssen, T.W., Angenot, E.L., Chadwick, E.K., Veeger, D.H., 2005. Glenohumeral Contact Forces and Muscle Forces Evaluated in Wheelchair-Related Activities of Daily Living in Able-Bodied Subjects Versus Subjects With Paraplegia and Tetraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 86, 1434–1440. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.03.014>
- Van Loocke, M., Lyons, C.G., Simms, C.K., 2008. Viscoelastic properties of passive skeletal muscle in compression: Stress-relaxation behaviour and constitutive modelling. *Journal of Biomechanics* 41, 1555–1566. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.007>
- van Zandwijk, J.P., Bobbert, M.F., Baan, G.C., Huijing, P.A., 1996. From twitch to tetanus: performance of excitation dynamics optimized for a twitch in predicting

- tetanic muscle forces. *Biological Cybernetics* 75, 409–417. <https://doi.org/10.1007/s004220050306>
- Vanlandewijck, Y., Theisen, D., Daly, D., 2001. Wheelchair Propulsion Biomechanics. *Sports Med* 31, 339–367. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131050-00005>
- Vavalle, N.A., Jelen, B.C., Moreno, D.P., Stitzel, J.D., Gayzik, F.S., 2013. An Evaluation of Objective Rating Methods for Full-Body Finite Element Model Comparison to PMHS Tests. *Traffic Injury Prevention* 14, S87–S94. <https://doi.org/10.1080/15389588.2013.802777>
- Veeger, D. (H.E.J.), Woude, L.H. van der, Rozendal, R.H., 1989. The effect of rear wheel camber in manual wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 26, 37–46.
- Veeger, H.E.J., Rozendaal, L.A., van der Helm, F.C.T., 2002. Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics* 17, 211–218. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00008-6](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00008-6)
- Veeger, H.E.J., van der Helm, F.C.T., 2007. Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *J. Biomech* 40, 2119–2129. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.016>
- Vegter, R.J.K., Lamoth, C.J., de Groot, S., Veeger, D.H.E.J., van der Woude, L.H.V., 2014. Inter-Individual Differences in the Initial 80 Minutes of Motor Learning of Handrim Wheelchair Propulsion. *PLoS ONE* 9, e89729. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0089729>
- Vogel, B., 2012. Quadra and the Lightweight Wheelchair Revolution [WWW Document]. *New Mobility*. URL <https://newmobility.com/quadra-and-the-lightweight-wheelchair-revolution/> (accessed 7.11.22).
- Vogel, K.G., 2004. What happens when tendons bend and twist? Proteoglycans. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 4, 202–203.
- Voisin, J.-L., 2006. Clavicle, a neglected bone: Morphology and relation to arm movements and shoulder architecture in primates. *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology* 288A, 944–953. <https://doi.org/10.1002/ar.a.20354>
- Volk, V.L., Hamilton, L.D., Hume, D.R., Shelburne, K.B., Fitzpatrick, C.K., 2021. Integration of neural architecture within a finite element framework for improved neuromusculoskeletal modeling. *Sci Rep* 11, 22983. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-02298-9>
- Wakabayashi, I., Itoi, E., Sano, H., Shibuya, Y., Sashi, R., Minagawa, H., Kobayashi, M., 2003. Mechanical environment of the supraspinatus tendon: a two-dimensional finite element model analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 12, 612–617. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(03\)00214-3](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(03)00214-3)
- Wakeling, J.M., Ross, S.A., Ryan, D.S., Bolsterlee, B., Konno, R., Domínguez, S., Nigam, N., 2020. The Energy of Muscle Contraction. I. Tissue Force and Deformation During Fixed-End Contractions. *Front Physiol* 11, 813. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00813>

- Walford, S.L., Requejo, P.S., Mulroy, S.J., Neptune, R.R., 2019. Predictors of shoulder pain in manual wheelchair users. *Clin Biomech* 65, 1–12. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.03.003>
- Walker, J.C., Ratcliffe, M.B., Zhang, P., Wallace, A.W., Fata, B., Hsu, E.W., Saloner, D., Guccione, J.M., 2005. MRI-based finite-element analysis of left ventricular aneurysm. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology* 289, H692–H700. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.01226.2004>
- Ward, S., Hentzen, E., Smallwood, L., Eastlack, R., Burns, K., Fithian, D., Friden, J., Lieber, R., 2006. Rotator Cuff Muscle Architecture: Implications for Glenohumeral Stability. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 448, 157–163. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000194680.94882.d3>
- Ward, S.R., Tomiya, A., Regev, G.J., Thacker, B.E., Benzl, R.C., Kim, C.W., Lieber, R.L., 2009. Passive mechanical properties of the lumbar multifidus muscle support its role as a stabilizer. *Journal of Biomechanics* 42, 1384–1389. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.042>
- Ward, S.R., Winters, T.M., O'Connor, S.M., Lieber, R.L., 2020. Non-linear Scaling of Passive Mechanical Properties in Fibers, Bundles, Fascicles and Whole Rabbit Muscles. *Frontiers in Physiology* 11.
- Wattanaprakornkul, D., Halaki, M., Boettcher, C., Cathers, I., Ginn, K.A., 2011. A comprehensive analysis of muscle recruitment patterns during shoulder flexion: An electromyographic study. *Clin. Anat.* 24, 619–626. <https://doi.org/10.1002/ca.21123>
- Webb, J.D., Blemker, S.S., Delp, S.L., 2014. 3D finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms. *Comput. Methods Biomed. Biomed. Engin.* 17, 829–837. <https://doi.org/10.1080/10255842.2012.719605>
- Wei, S., Huang, S.-L., Jiang, C.-J., Chiu, J.-C., 2003. Wrist kinematic characterization of wheelchair propulsion in various seating positions: implication to wrist pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18, S46-52. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00084-6](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00084-6)
- Wei, Y., Zou, Z., Wei, G., Ren, L., Qian, Z., 2019. Subject-Specific Finite Element Modelling of the Human Hand Complex: Muscle-Driven Simulations and Experimental Validation. *Ann Biomed Eng.* <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02439-2>
- Wesseling, M., de Groot, F., Jonkers, I., 2014. The effect of perturbing body segment parameters on calculated joint moments and muscle forces during gait. *Journal of Biomechanics* 47, 596–601. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.002>
- Wessels, K.K., Brown, J.L., Ebersole, K.T., Sosnoff, J.J., 2013. Sex, shoulder pain, and range of motion in manual wheelchair users. *J Rehabil Res Dev* 50, 351–356. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2011.02.0025>
- Westerhoff, P., Graichen, F., Bender, A., Halder, A., Beier, A., Rohlmann, A., Bergmann, G., 2011. Measurement of shoulder joint loads during wheelchair propulsion measured in vivo. *Clin. Biomech.* 26, 982–989. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.05.017>
- Westerhoff, P., Graichen, F., Bender, A., Halder, A., Beier, A., Rohlmann, A., Bergmann, G., 2009. In vivo measurement of shoulder joint loads during activities of

- daily living. *J. Biomech.* 42, 1840–1849. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.05.035>
- Wilk, K.E., Arrigo, C.A., Andrews, J.R., 1997. Current Concepts: The Stabilizing Structures of the Glenohumeral Joint. *J Orthop Sports Phys Ther* 25, 364–379. <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.6.364>
- Wilkie, D.R., 1975. Muscle as a thermodynamic machine. *Ciba Found. Symp.* 327–339.
- Winance, M., 2006. Trying Out the Wheelchair: The Mutual Shaping of People and Devices through Adjustment. *Science, Technology, & Human Values* 31, 52–72. <https://doi.org/10.1177/0162243905280023>
- Winby, C.R., Lloyd, D.G., Kirk, T.B., 2008. Evaluation of different analytical methods for subject-specific scaling of musculotendon parameters. *J. Biomech.* 41, 1682–1688. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.008>
- Winters, T.M., Takahashi, M., Lieber, R.L., Ward, S.R., 2011. Whole Muscle Length-Tension Relationships are Accurately Modeled as Scaled Sarcomeres in Rabbit Hindlimb Muscles. *J Biomech* 44, 109–115. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.08.033>
- Woods, B., Watson, N., 2004. The social and technological history of wheelchairs. *International Journal of Therapy and Rehabilitation* 11, 407–410. <https://doi.org/10.12968/ijtr.2004.11.9.19587>
- Woods, J.J., Bigland-Ritchie, B., 1983. LINEAR AND NON-LINEAR SURFACE EMG/FORCE RELATIONSHIPS IN HUMAN MUSCLES: AN ANATOMICAL/FUNCTIONAL ARGUMENT FOR THE EXISTENCE OF BOTH. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 62, 287–299.
- World Health Organization, 2008. Guidelines on the provision of manual wheelchairs in less resourced settings. World Health Organization (WHO), Geneva.
- World Health Organization, 2001. Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé : CIF. Organisation mondiale de la Santé.
- Worobey, L.A., Kirby, R.L., Heinemann, A.W., Krobot, E.A., Dyson-Hudson, T.A., Cowan, R.E., Pedersen, J.P., Shea, M., Boninger, M.L., 2016. Effectiveness of Group Wheelchair Skills Training for People With Spinal Cord Injury: A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 97, 1777–1784.e3. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.04.006>
- Wu, G., van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J.D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F.W., Buchholz, B., International Society of Biomechanics, 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 38, 981–992.
- Wu, S.Y., Kim, W., Kremen, T.J., 2022. In Vitro Cellular Strain Models of Tendon Biology and Tenogenic Differentiation. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 10.
- Wu, W., Lee, P.V.S., Bryant, A.L., Galea, M., Ackland, D.C., 2016. Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function. *J. Biomech.* 49, 3626–3634. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.09.025>

- Yanagawa, T., Goodwin, C.J., Shelburne, K.B., Giphart, J.E., Torry, M.R., Pandya, M.G., 2008. Contributions of the Individual Muscles of the Shoulder to Glenohumeral Joint Stability During Abduction. *J Biomech Eng* 130. <https://doi.org/10.1115/1.2903422>
- Yang, C., Leitkam, S., Côté, J.N., 2019. Effects of different fatigue locations on upper body kinematics and inter-joint coordination in a repetitive pointing task. *PLOS ONE* 14, e0227247. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0227247>
- Yeh, M.-L., Lintner, D., Luo, Z.-P., 2017. Stress Distribution in the Superior Labrum during Throwing Motion: The American Journal of Sports Medicine. <https://doi.org/10.1177/0363546504268404>
- Yeo, S.S., Kwon, J.W., 2018. Wheelchair Skills Training for Functional Activity in Adults with Cervical Spinal Cord Injury. *Int J Sports Med* 39, 924–928. <https://doi.org/10.1055/a-0635-0941>
- Yeoh, O.H., 1989. Phenomenological Theory of Rubber Elasticity, in: *Comprehensive Polymer Science and Supplements*. Elsevier, pp. 425–439. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-096701-1.00251-2>
- Young, M., Selleri, L., Capellini, T.D., 2019. Genetics of scapula and pelvis development: An evolutionary perspective. *Curr Top Dev Biol* 132, 311–349. <https://doi.org/10.1016/bs.ctdb.2018.12.007>
- Zajac, F.E., 1992. How musculotendon architecture and joint geometry affect the capacity of muscles to move and exert force on objects: A review with application to arm and forearm tendon transfer design. *The Journal of Hand Surgery* 17, 799–804. [https://doi.org/10.1016/0363-5023\(92\)90445-U](https://doi.org/10.1016/0363-5023(92)90445-U)
- Zajac, F.E., 1989. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng* 17, 359–411.
- Zhang, H., Mo, F., Wang, L., Behr, M., Arnoux, P.-J., 2020. A Framework of a Lower Limb Musculoskeletal Model With Implemented Natural Proprioceptive Feedback and Its Progressive Evaluation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 28, 1866–1875. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.3003497>
- Zhang, J., Chen, Z., Wang, L., Li, D., Jin, Z., 2017. A patient-specific wear prediction framework for an artificial knee joint with coupled musculoskeletal multibody-dynamics and finite element analysis. *Tribology International* 109, 382–389. <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2016.10.050>
- Zhang, Y., Wang, V.Y., Morgan, A.E., Kim, J., Ge, L., Guccione, J.M., Weinsaft, J.W., Ratcliffe, M.B., 2020. A Novel MRI-Based Finite Element Modeling Method for Calculation of Myocardial Ischemia Effect in Patients With Functional Mitral Regurgitation. *Frontiers in Physiology* 11, 158. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00158>
- Zheng, M., Qian, Z., Zou, Z., Peach, C., Akrami, M., Ren, L., 2020. Subject-specific Finite Element Modelling of the Human Shoulder Complex Part 1: Model Construction and Quasi-static Abduction Simulation. *J Bionic Eng* 17, 1224–1238. <https://doi.org/10.1007/s42235-020-0098-0>

Zheng, M., Zou, Z., Bartolo, P. jorge D. silva, Peach, C., Ren, L., 2017. Finite element models of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques: Finite Element Models of Human Shoulder Complex. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 33, e02777. <https://doi.org/10.1002/cnm.2777>

Zhong, X., Epstein, F.H., Spottiswoode, B.S., Helm, P.A., Blemker, S.S., 2008. Imaging two-dimensional displacements and strains in skeletal muscle during joint motion by cine DENSE MR. *Journal of Biomechanics* 41, 532–540. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.10.026>

Zijdewind, I., Thomas, C.K., 2003. Motor Unit Firing During and After Voluntary Contractions of Human Thenar Muscles Weakened by Spinal Cord Injury. *Journal of Neurophysiology* 89, 2065–2071. <https://doi.org/10.1152/jn.00492.2002>

Données détaillées de l'étude du [Chapitre 2](#)

In the following, individual data for each participant is shown. For each figure, the (a) panel shows, on its left side, the trajectory taken by each participant during the cross-slope propulsion. The grey straight arrows show the direction of propulsion, the bottom grey triangle shows the direction of the slope, and the central dashed line shows a perfect straight trajectory. On its right side, the forward wheelchair velocity is plotted as a function of the forward displacement. In the (b) panel, the handrim contact tangential forces are plotted as a function of distance on the left, the grey horizontal line shows the zero value. The forces distribution over all trials is shown on the right side. In the (c) panel, the trunk kinematics are plotted throughout the cross-slope, whereas the glenohumeral joint and elbow kinematics are shown on the (e) and (f) panels respectively. The data are function of the distance propelled over the platform. Each repetition is presented separately (multiple vertically stacked plots) for both conditions: right arm on the uphill (blue) and downhill (orange) and compared to the propulsion on a leveled surface (grey: solid line for the median and corridor for the interquartile range). The EMG data is presented in the (d) panel as boxplots (vertical line for the median, first-third interquartile range (IQR) as bars, and the minimum-maximum range $[Q1 - 1.5 \cdot IQR, Q3 + 1.5 \cdot IQR]$ as whiskers). Finally, on the (g) panel, the horizontal distance between the acromion and the rear wheel axle, as well as information about the participant and their WST and WUSPI results.

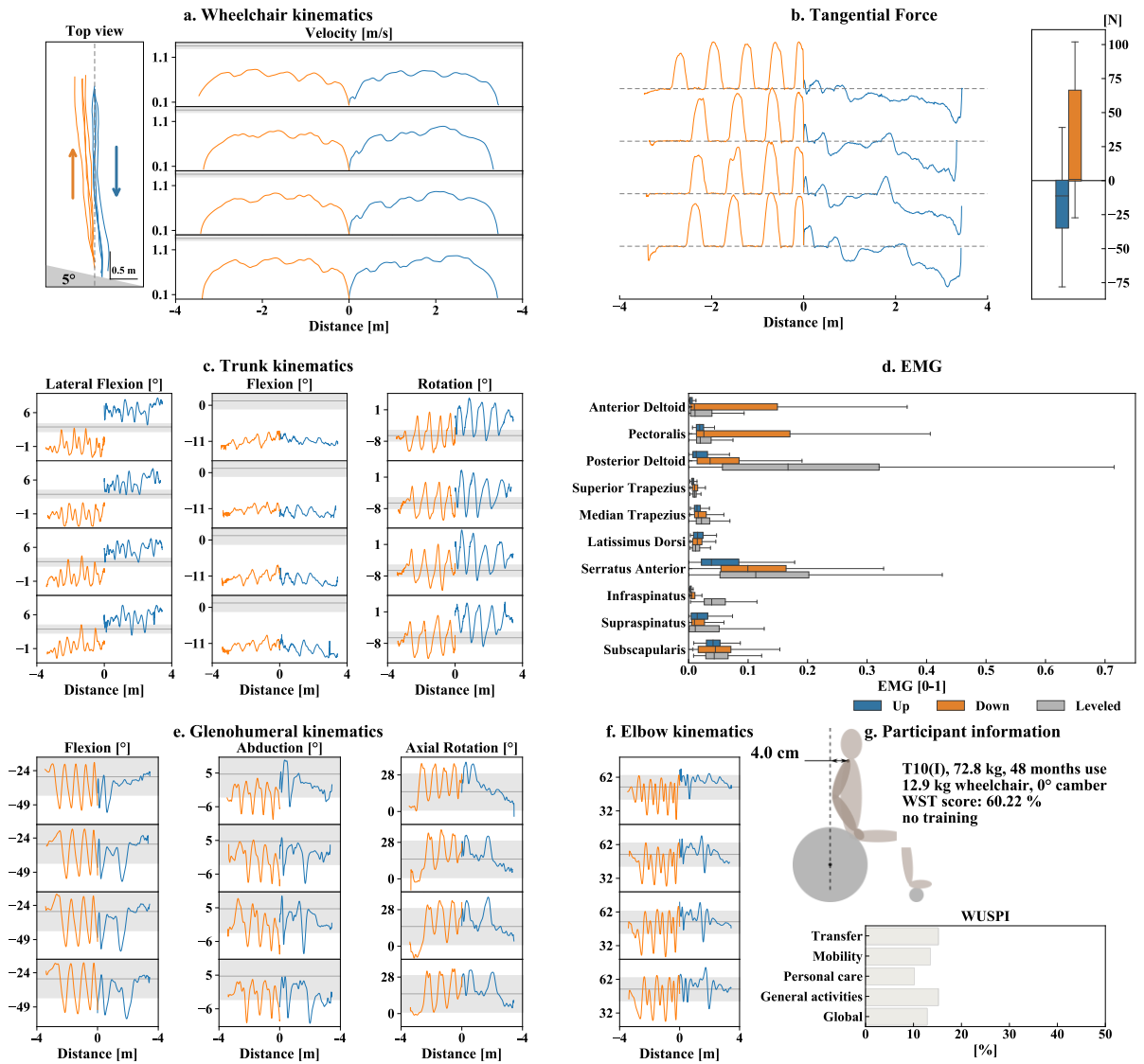


Figure 59 Cross-slope data for P1.

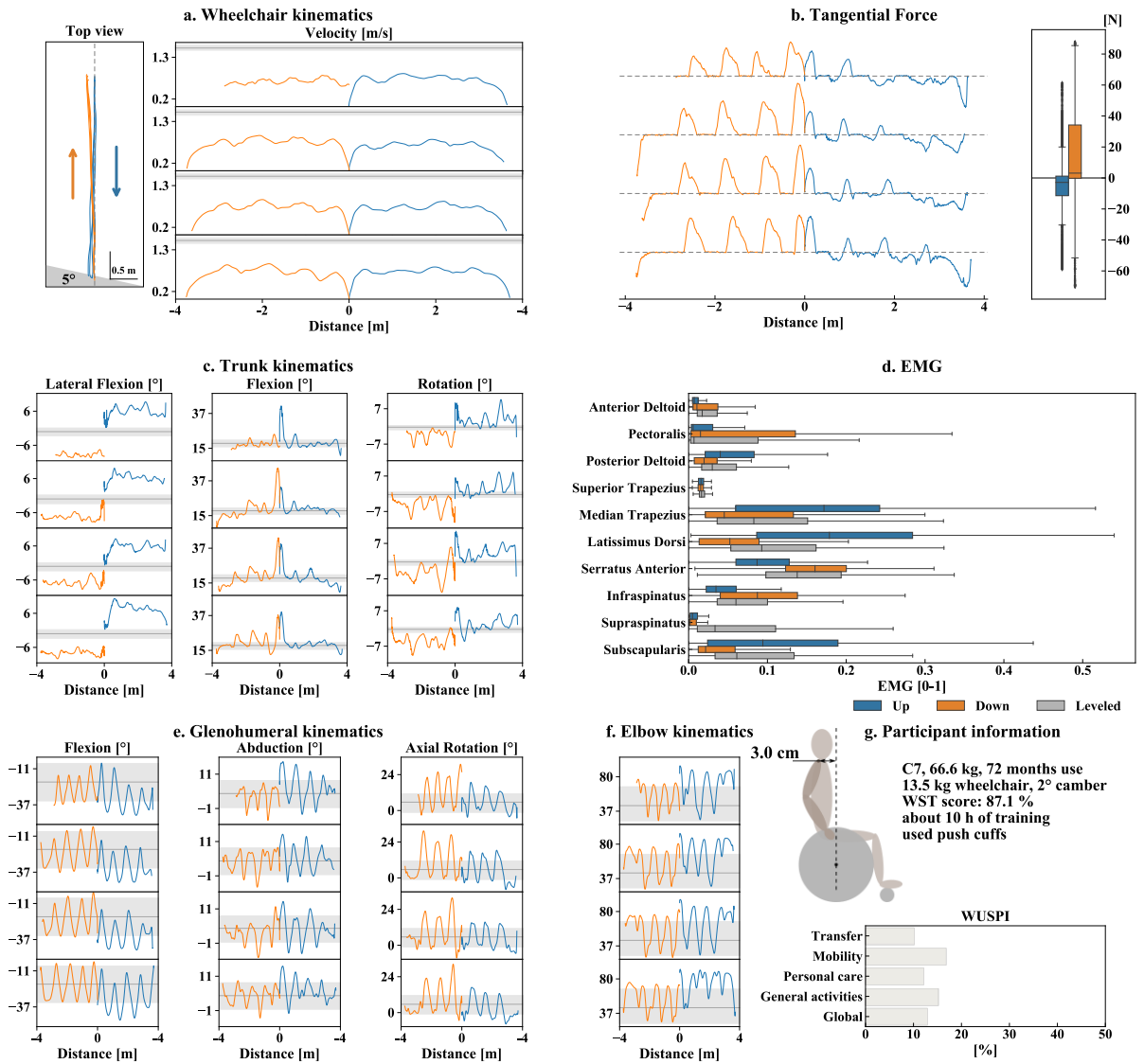


Figure 60 Cross-slope data for P2.

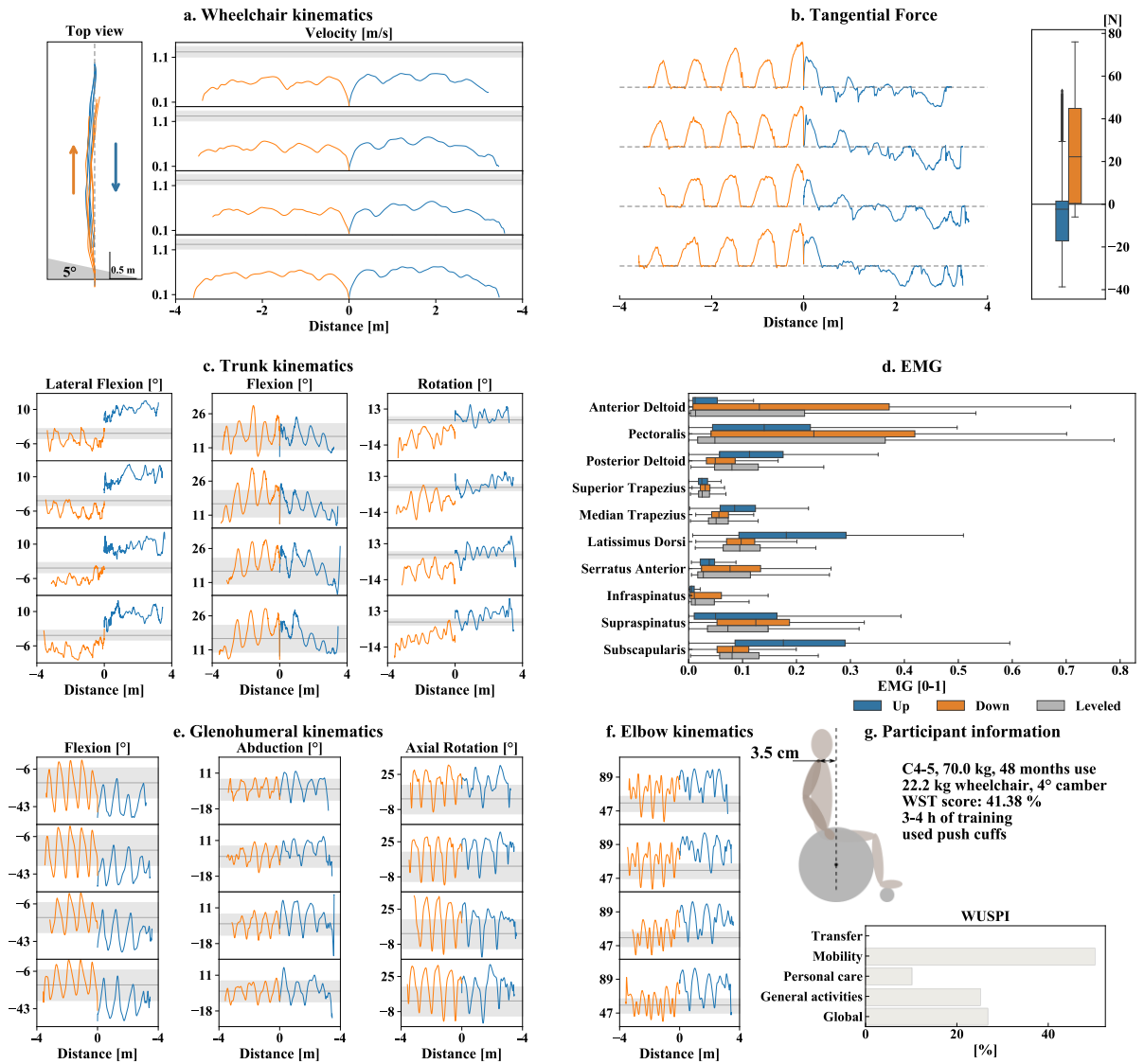


Figure 61 Cross-slope data for P3. All WUSPI transfer activities were not applicable for this participant.

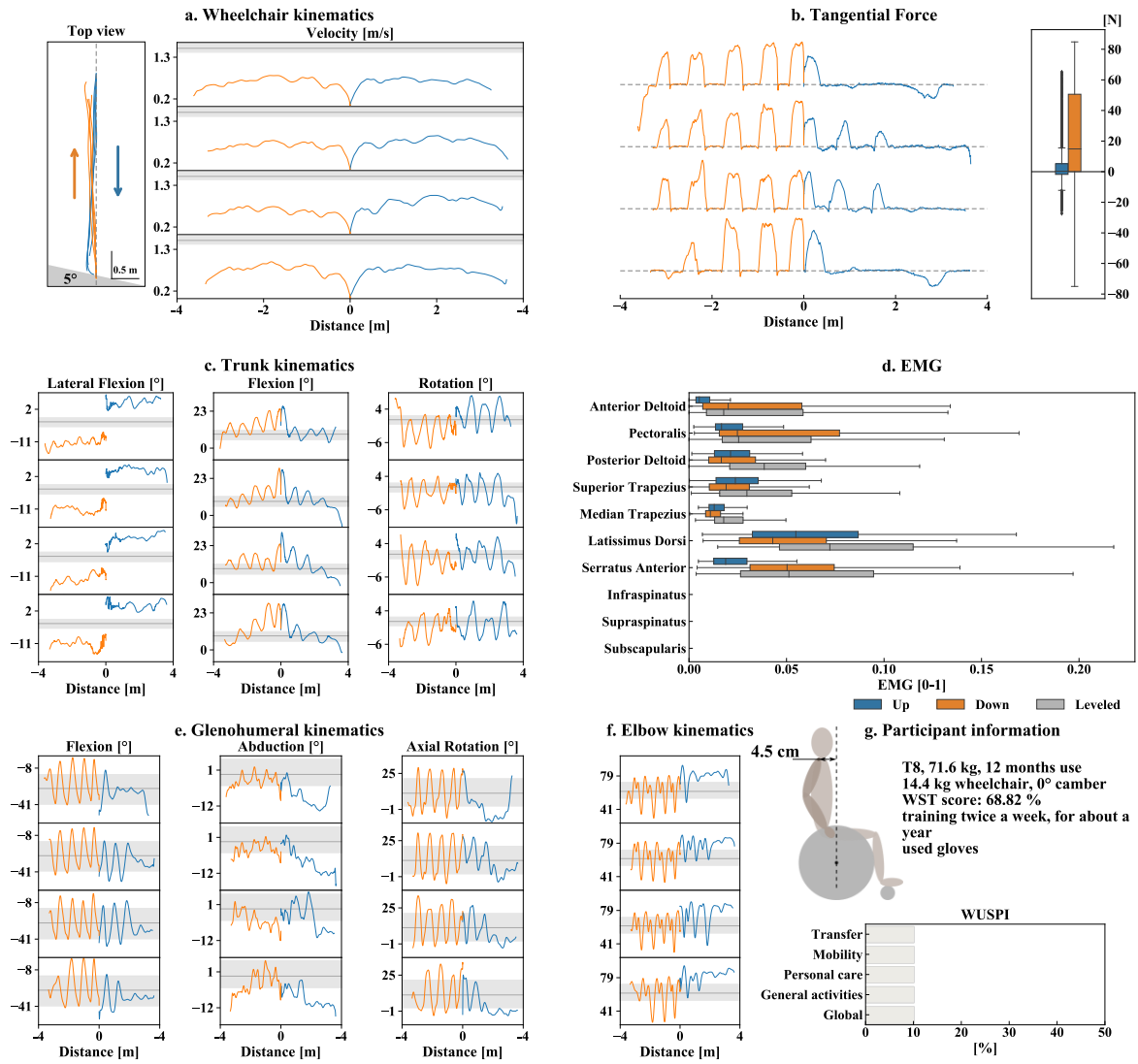


Figure 62 Cross-slope data for P4.

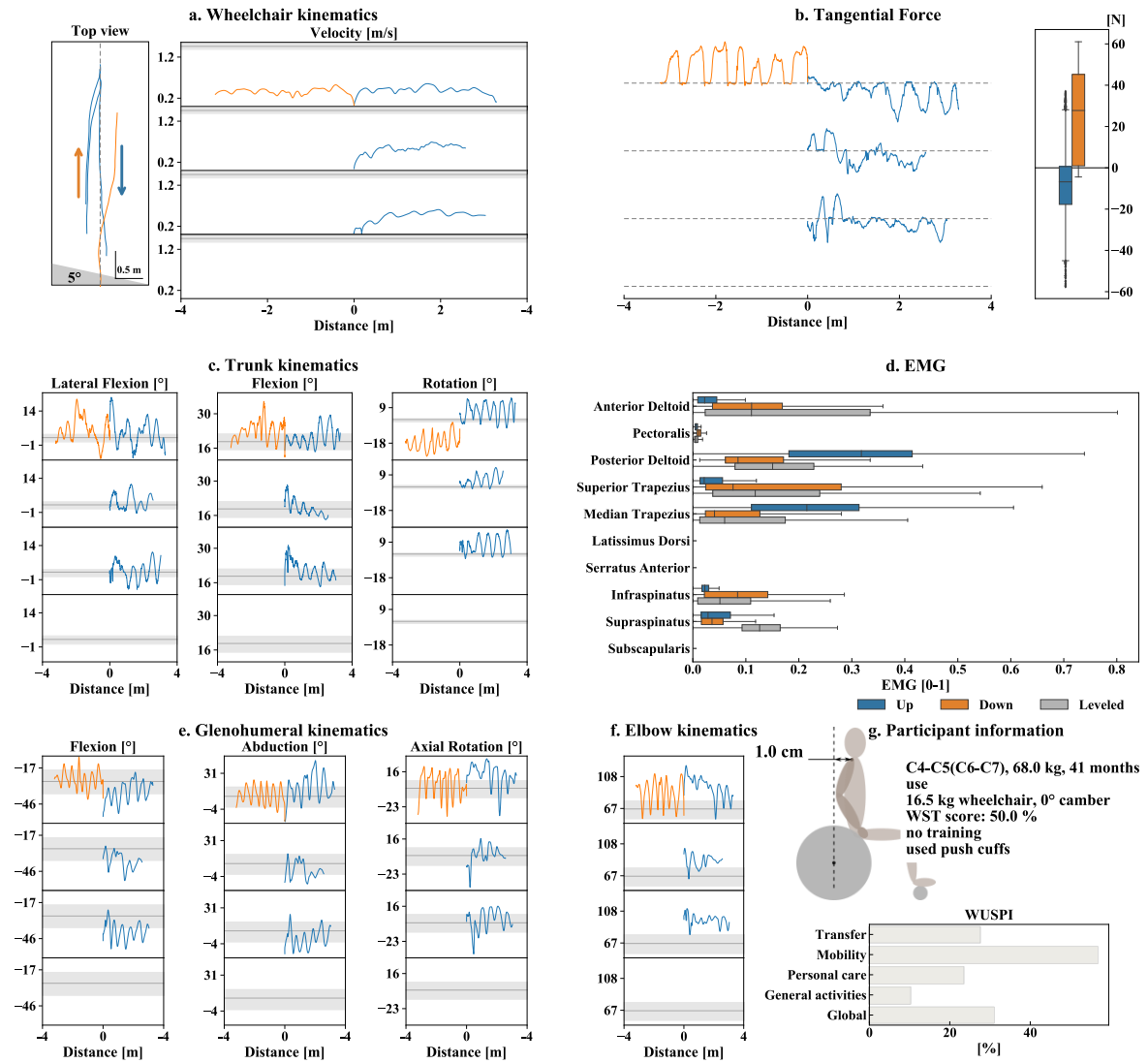


Figure 63 Cross-slope data for P5. As the participant was not able to finish the trials, some data is missing.

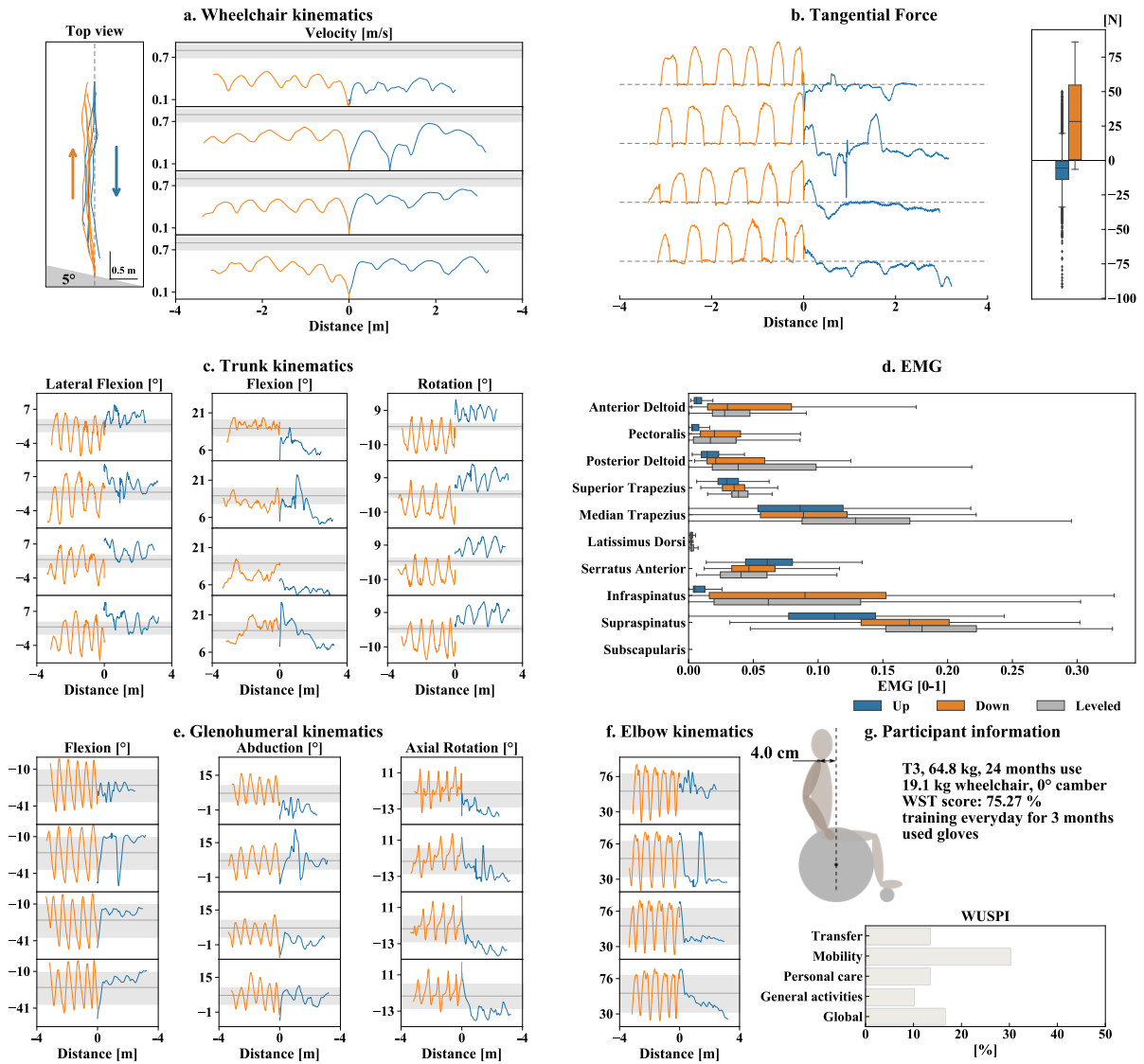


Figure 64 Cross-slope data for P6.

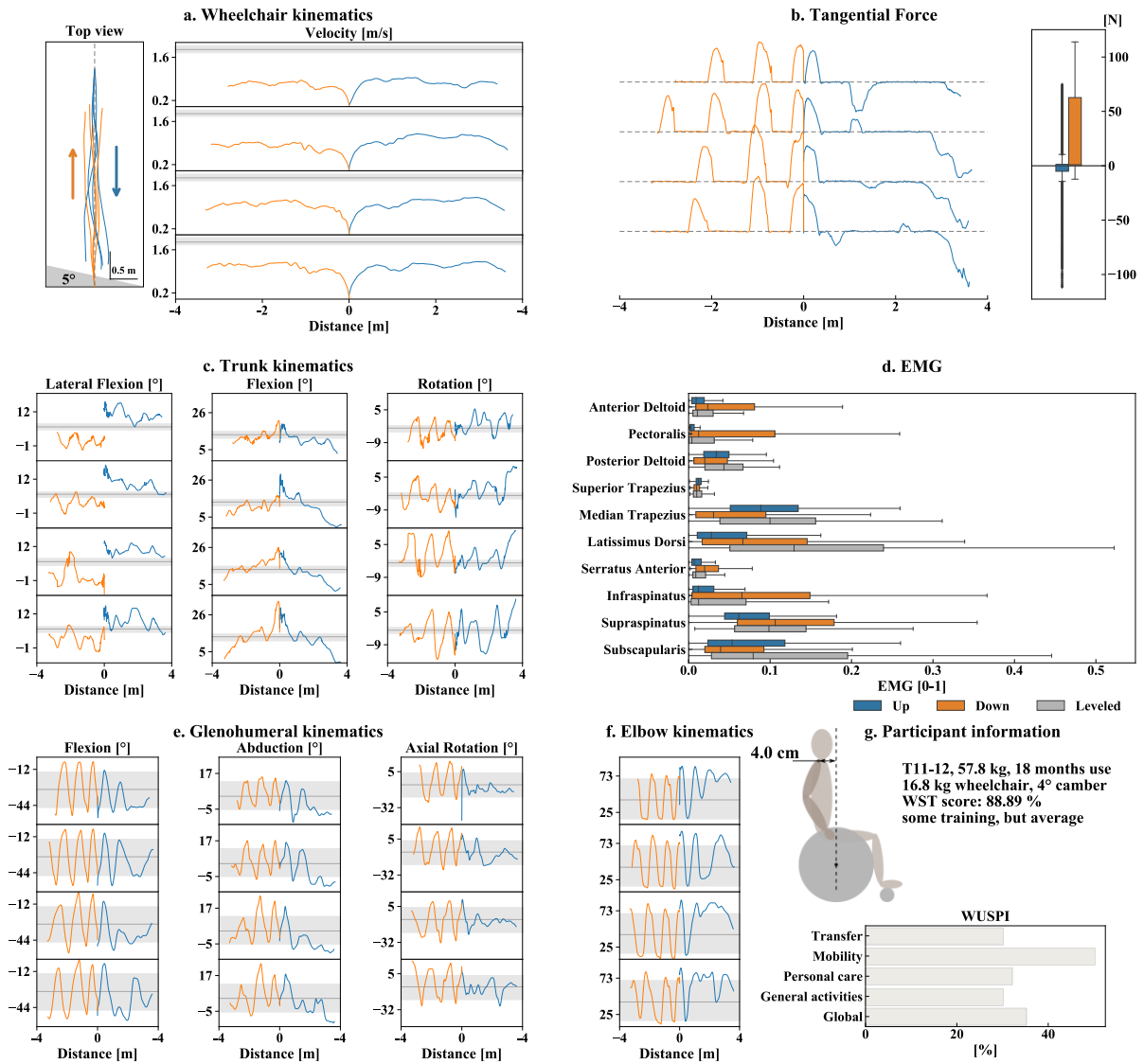


Figure 65 Cross-slope data for P7.

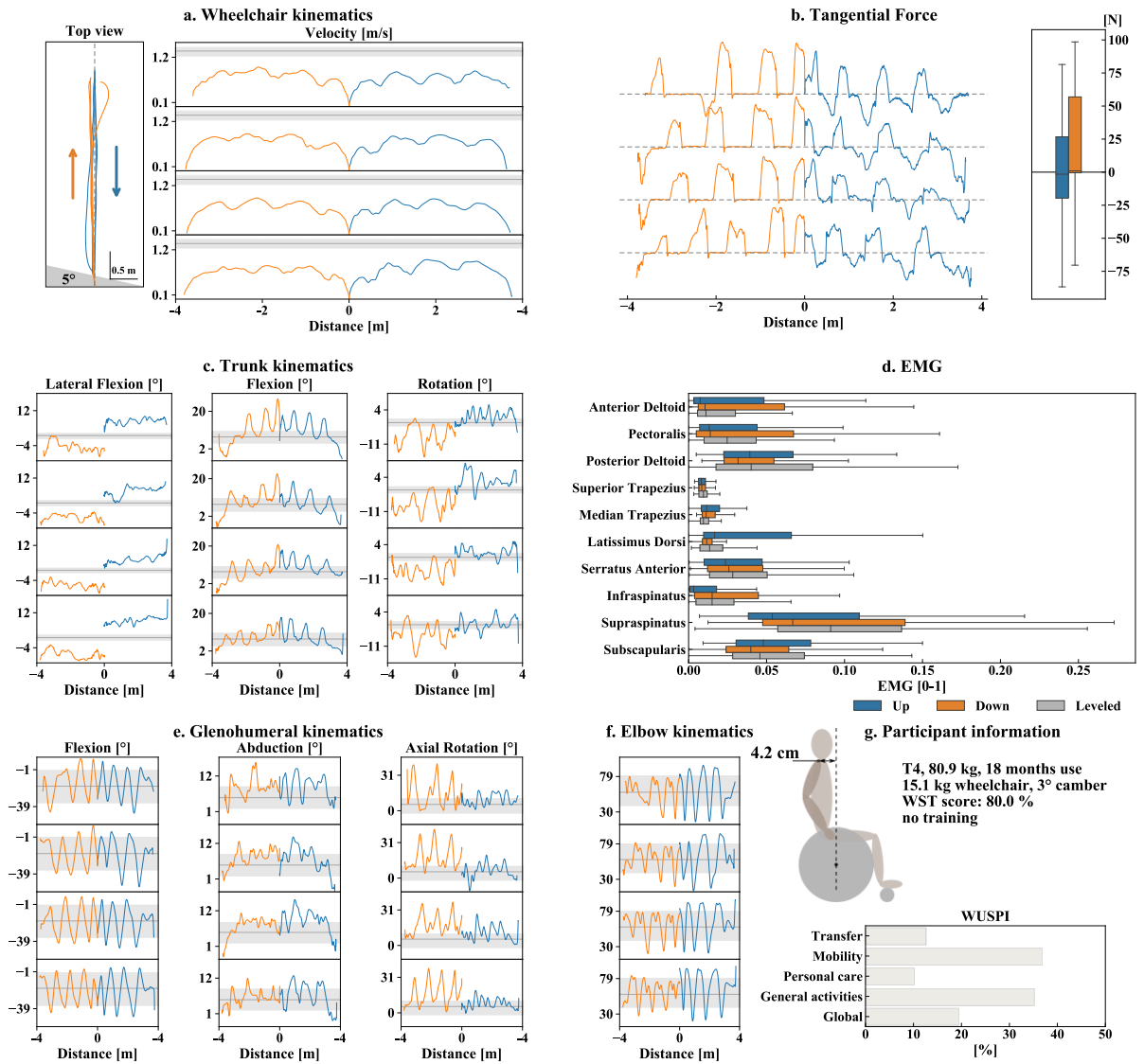


Figure 66 Cross-slope data for P8.

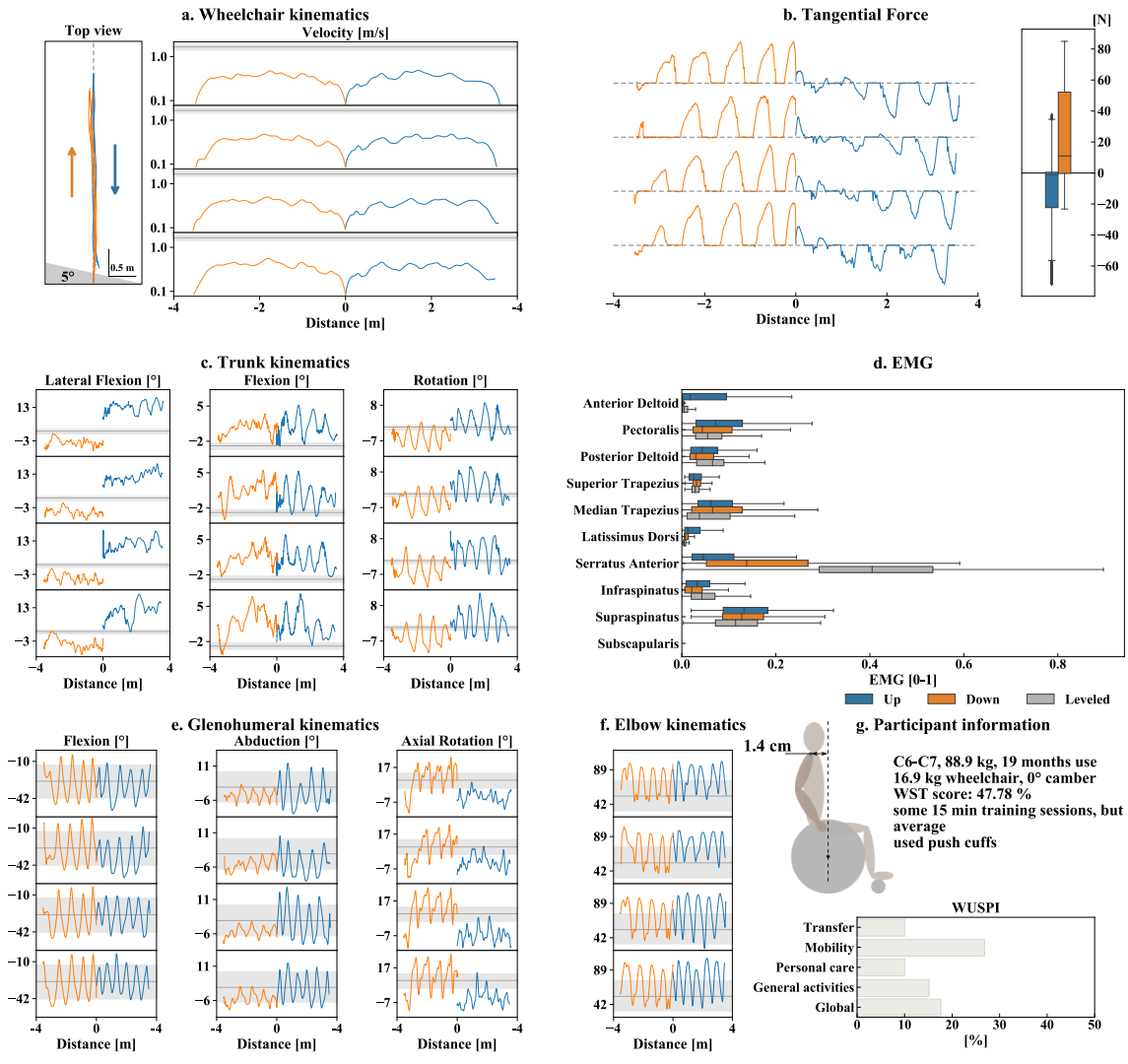


Figure 67 Cross-slope data for P9.